

LA RADIOPROTEZIONE DEL PAZIENTE

Paolo Salvadori

INTRODUZIONE

Anche prima del 1920 divenne chiaro che l'esposizione degli individui alle radiazioni ionizzanti doveva essere limitata per prevenire possibili danni e diverse organizzazioni studiarono il problema e fornirono raccomandazioni in proposito. Nel 1928 venne costituito un comitato internazionale con lo scopo di emanare raccomandazioni di radioprotezione. Dalla originaria denominazione di Comitato Internazionale per la Protezione dai Raggi X e dal Radio, nel 1950 questo comitato assunse il nome di Commissione Internazionale per la Protezione Radiologica (ICRP). L'ICRP è oggi ampiamente riconosciuta come la fonte più autorevole nei riguardi della protezione dagli effetti nocivi delle radiazioni ionizzanti e ha la responsabilità di proporre raccomandazioni su tutti gli aspetti della materia. Pur non essendo vincolanti, le Raccomandazioni dell'ICRP vengono generalmente adottate dalla maggior parte dei Paesi (in particolare dall'Unione Europea) e incorporate nelle leggi nazionali. Nel corso degli anni, in conseguenza dello sviluppo delle conoscenze sugli effetti delle radiazioni, l'ICRP ha apportato modifiche alle sue Raccomandazioni, ma non è cambiata la filosofia di base (ICRP 26) (1) riassunta nei 3 principi (ICRP 103) (2):

- principio di giustificazione: qualunque scelta che modifichi lo stato di esposizione alle radiazioni dovrebbe produrre un beneficio maggiore del danno;
- principio di ottimizzazione: la probabilità di subire un'esposizione, il numero di persone esposte e il valore delle loro dosi individuali deve essere tanto basso quanto è ragionevolmente ottenibile, facendo luogo a considerazioni economiche e sociali (*principio ALARA*, *AsLowAsReasonablyAchievable*);

- principio di applicazione di limiti di dose: la dose totale a qualsivoglia individuo derivante da sorgenti regolamentate in situazioni di esposizioni pianificate che non siano esposizioni mediche di pazienti non deve superare appropriati limiti prefissati.

LA RADIOPROTEZIONE DEL PAZIENTE

Generalità

Alla radioprotezione del paziente nel corso di procedure mediche è stata da tempo dedicata attenzione in tutti i paesi caratterizzati da sistemi sanitari avanzati (3): infatti, in questi paesi l'impiego delle radiazioni in campo medico rappresenta la principale fonte di esposizione degli individui (4). L'esposizione medica di pazienti ha caratteristiche specifiche che influiscono su come i principi fondamentali vengono applicati. I limiti di dose non sono affatto pertinenti, dal momento che la radiazione ionizzante, utilizzata al livello adatto di dose per uno scopo sanitario preciso, è uno strumento essenziale che produce effetti positivi superiori ai danni: l'applicazione di limiti di dose in molti casi arrecherebbe più danni che vantaggi. L'enfasi ricade, invece, sulla giustificazione delle procedure mediche e sull'ottimizzazione della protezione dalle radiazioni: l'uso di attrezzature che facilitino la gestione della dose al paziente e livelli diagnostici di riferimento sono certamente più efficaci nel limitare le dosi.

La radioprotezione del paziente in Italia

Anche in Italia fin dagli anni '60 si pose attenzione alla radioprotezione del paziente. L'Istituto Superiore di Sanità (ISS) – e per esso il Laboratorio di Fisica – in qualità di organo tecnico-scientifico alle dipendenze del Ministro della Sanità ha svolto un'intensa attività di controllo degli impianti radiologici installati sul territorio nazionale. Le relazioni tecniche del Laboratorio di Fisica, con le prescrizioni in esse contenute, e le Circolari ministeriali, alla cui stesura il Laboratorio ha collaborato, hanno contribuito significativamente al miglioramento della radioprotezione del paziente. Un caso emblematico è stato quello relativo alle indagini di massa effettuate con le unità schermografiche mobili in dotazione ai Centri Provinciali Antitubercolari (CPA):

un'analisi approfondita concluse che, effettuando uno screening preliminare con metodiche alternative alle radiazioni ionizzanti cui segue, nei casi di positività, un numero ben più limitato di esami radiologici mirati, l'esposizione alle radiazioni degli individui sarebbe stata fortemente ridotta: in accordo, quindi, con il principio di giustificazione si giunse all'abolizione di una metodica che comportava esposizioni indebite (5, 6)¹.

Parallelamente ai compiti di controllo, nell'ambito della radioprotezione del paziente il Laboratorio ha naturalmente svolto attività di ricerca: di seguito sono riportati alcuni contributi significativi.

Successivamente a iniziative di altri limitate sul territorio (7, 8) il primo approccio generalizzato fu la realizzazione, in collaborazione con il Ministero della Sanità e con il Comitato Nazionale per l'Energia Nucleare (CNEN), di un'indagine conoscitiva su scala nazionale relativamente agli esami radiologici e alla somministrazione di radionuclidi in diagnostica. I risultati furono illustrati in una relazione su invito al XIX Congresso Nazionale dell'Associazione Italiana di Fisica Sanitaria e di Protezione contro le Radiazioni (Levico Terme, 17-19 settembre 1975), nell'ambito della Giornata dedicata alla radioprotezione del paziente (9); in questa stessa relazione venne anche sollevata la problematica relativa all'uso indiscriminato delle radiazioni nella schermografia di massa cui si è accennato più sopra. Ed è in occasione della stessa giornata che John Villforth, Direttore del Bureau of Radiological Health (BRH), parlò, nella sua relazione su invito, del Programma NEXT (Nationwide Evaluation of X-ray Trends) messo a punto al BRH per la riduzione della dose al paziente nel corso degli esami radiologici e dunque inteso a un'*ottimizzazione* dell'esposizione (10). Interessati da tale relazione, il Laboratorio di Fisica dell'ISS e la Direzione Centrale per la Sicurezza Nucleare e la Protezione Sanitaria del CNEN decisero di "importare" il Programma NEXT in Italia, perché fosse attuato dalle Regioni quale protocollo di controllo di qualità: a tale scopo lo scrivente Paolo Salvadori (ISS) e Mario Paganini Fioratti (CNEN) si recarono nel 1976 a Washington presso il BRH, per approfondire la conoscenza del Programma e ottenerne una copia. Nel 1982 il CNEN si trasformò

¹ Il DL.vo 187/00, abrogando gli artt. 109-114 del DL.vo 230/95, non riprende l'art. 111, comma 9 di quest'ultimo, che vietava esplicitamente le indagini schermografiche.

nel comitato nazionale per la ricerca e lo sviluppo dell'Energia Nucleare e delle Energie Alternative (ENEA). Nel 1983 il BRH si fuse nel Center for Devices and Radiological Health (CDRH) e al Programma NEXT furono apportate ulteriori potenzialità: Pietro Luigi Indovina (ISS) e Mario Paganini Fioratti (ENEA) andarono, perciò, al CDRH per prendere visione della nuova versione del NEXT e trasferire anche quest'ultima in Italia.

Il Programma NEXT in Italia

Per attuare il Programma NEXT alle Regioni fu specificato di delegare proprie strutture o strutture convenzionate perché procedessero preliminarmente a censire gli impianti radiologici esistenti sul territorio, a sceglierne a caso un numero significativamente rappresentativo e a provvedere, quindi, alla raccolta degli elementi richiesti dal Programma stesso. Gli incaricati della raccolta dei dati si dovevano recare presso ciascuno degli impianti selezionati specificando che il Programma NEXT non aveva alcun risvolto ispettivo e che le informazioni raccolte avevano l'unico scopo di migliorare la qualità della radioprotezione. Quindi, informati dall'operatore dell'impianto di quale fosse l'esame più frequentemente eseguito fra i 12 previsti dal NEXT, gli chiedevano di predisporre l'apparecchio per effettuare l'esame in questione su un ipotetico *paziente standard* (le cui dimensioni e caratteristiche antropometriche erano fissate nel NEXT stesso). Contemporaneamente, su un'apposita scheda venivano raccolti dati su: tipo di impianto, tipo di apparecchio, carico di lavoro, qualifica dell'operatore e livello di preparazione. Una volta pronto l'apparecchio, venivano registrati sulla stessa scheda dati tecnici della proiezione, tensione, corrente, tempo, distanza sorgente-pellicola, dimensioni della pellicola e, quindi, attivando in successive riprese il fascio di raggi X, esposizione² a una distanza predeterminata senza nessun filtro e con 2 filtri di alluminio di spessore diverso,

² Nell'ambito delle radiazioni, la grandezza fisica "esposizione" dà una misura della capacità dei raggi X (e, più in generale, della radiazione elettromagnetica) di ionizzare l'aria: nel Sistema Internazionale delle unità (SI) l'unità di misura dell'esposizione è il coulomb/kilogrammo (simbolo: C·kg⁻¹); al di fuori del SI, anche se non raccomandata, viene ancora utilizzata l'unità roentgen (simbolo R): $1 \text{ R} = 2,58 \cdot 10^{-7} \text{ C} \cdot \text{kg}^{-1}$.

nonché forma e dimensioni del fascio. I dati così raccolti presso tutti gli impianti selezionati, inviati all'ISS e qui elaborati, fornivano per ciascuna proiezione: SEV³, rapporto area fascio/area pellicola, esposizione all'entrata-pelle e, nella versione aggiornata e salvo che per gli apparecchi dentali, indici (in quanto riferiti a un paziente standard) di dose al corpo intero, alla tiroide, ai polmoni, al midollo, alle gonadi e all'utero. Tali elaborazioni, messe a disposizione di ciascuna Regione per quanto riguardava le misure effettuate nella Regione stessa, insieme ai risultati ottenuti complessivamente per tutte le Regioni, avrebbero consentito, confrontando i dati relativi a diversi impianti, di individuare i parametri che contribuivano a esposizioni improprie e di intervenire a modificare situazioni anomale.

Il Programma NEXT fornito all'ISS e al CNEN dal BRH fu installato sull'elaboratore IBM 7040 del Centro di Calcolo dell'ISS nel 1977. Il Programma fu collaudato presso un ospedale romano, dopo di che le Regioni vennero informate nello stesso anno dell'imminente inizio della campagna nazionale.

La prima Regione che aderì all'iniziativa fu, nel 1977, l'Umbria: con tale Regione l'ISS aveva rapporti stretti, anche perché all'Università di Perugia erano docenti alcuni ricercatori del Laboratorio di Fisica (lo scrivente Paolo Salvadori, Gloria Campos Venuti, Mauro Belli, Martino Grandolfo) ed erano già in corso collaborazioni in particolare con il Servizio di Fisica Sanitaria dell'Università; inoltre, l'Umbria vantava un numero limitato di impianti radiologici, tanto che non fu necessario selezionarne un numero significativamente rappresentativo come richiesto nel programma NEXT, ma l'indagine fu estesa a tutte le strutture presenti pubbliche e private (11).

Campagne NEXT, in particolare con la nuova versione del Programma, vennero effettuate successivamente in altri centri, per un totale di oltre 2500 impianti radiologici (12).

A titolo di esempio, nelle Tabelle 1 e 2 vengono riportati i dati forniti dal programma NEXT relativamente a circa 200 impianti radiologici esaminati nella Regione Emilia-Romagna nel 1984 (13) da cui appare evidente la grande variabilità sia dei parametri impostati

³ Il SEV (spessore emivalente), altrimenti chiamato HVL (*half-value layer*), rappresenta lo spessore di un determinato materiale che interposto su di un fascio di raggi X ne dimezza l'intensità.

Tabella 1 - Valori medi e intervalli di variazione di alcuni parametri tecnici per le proiezioni più frequenti

Proiezione	Risultati	Tensione/ kV	Corrente- tempo/(mA·s)	SEV/ mm Al	Area fascio/ Area pellicola
Torace (PA)	Media	71	20	2,0	2,2
	Dispersione	50-100	1-80	0,9-3,6	0,5-9,3
Cranio (L)	Media	74	65	2,2	0,95
	Dispersione	58-100	24-140	1,2-2,8	0,7-1,9
Addome (AP)	Media	76	76	2,0	1,64
	Dispersione	58-90	24-500	1,4-2,8	0,3-2,9
Colonna lombo-sacrale (AP)	Media	75	105	2,1	1,2
	Dispersione	52-96	19-310	1,2-3,2	0,6-2,4

PA: postero-anteriore; L: laterale; AP: antero-posteriore.

Tabella 2 - Valori medi e intervalli dell'esposizione entrata-pelle (in 10^{-7} C kg⁻¹) e degli indici di dose (in μ Gy) ad alcuni organi per le proiezioni più frequenti

Proiezione	Risultati	Esposizione entrata-pelle	Corpo intero	Tiroide	Polmone	Midollo osseo	Ovaie	Testicoli
Torace (PA)	Media	137,5	46	7	137	33	<5	<5
	Dispersione	15,5-3217	<5-410	<5-50	10-1390	<5-240	<5-150	0-<5
Cranio (L)	Media	864,5	84	569	<5	76	<5	<5
	Dispersione	511-3914	40-290	10-2230	<5-10	40-220	0-<5	0-<5
Addome (AP)	Media	2630,5	998	<5	579	291	1506	1619
	Dispersione	586-7965	90-2420	0-<5	<5-2790	20-790	310-5310	<5-10150
Colonna lombo-sacrale (AP)	Media	2464,9	478	<5	64	145	1291	105
	Dispersione	475-7309	90-1180	0-<5	10-400	20-420	290-4380	10-660

PA: postero-anteriore; L: laterale; AP: antero-posteriore.

localmente per i diversi esami, sia dei risultati elaborati dal programma: significativo per tutti è il caso del rapporto area fascio/area pellicola, il cui valore dovrebbe comunque essere inferiore all'unità, mentre si discosta nella generalità dei casi da questo limite, superandolo addirittura di 9 volte per l'esame del torace. Era stato, dunque, raggiunto un primo traguardo: una valutazione delle difformità presenti in corrispondenza degli stessi esami effettuati su di un medesimo paziente standard, che avrebbero permesso di risalire alle cause per modificare le situazioni abnormi.

In Umbria, ad esempio, a seguito dei risultati della prima campagna NEXT del 1977-78, furono prese opportune determina-

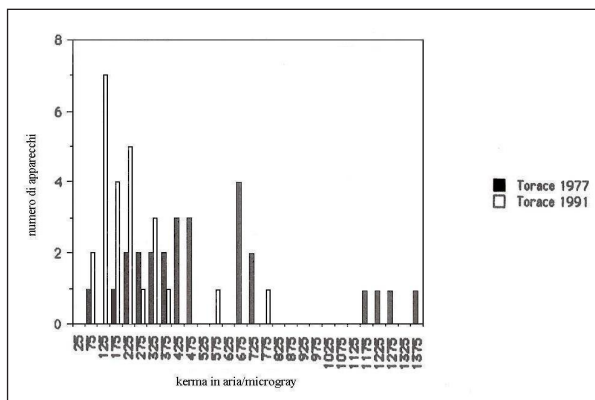


Figura 1 - Distribuzione del kerma in aria relativa all'esposizione entrata-pelle per la proiezione postero-anteriore del torace (in nero: campagna 1977-78; in bianco: campagna 1990-91).

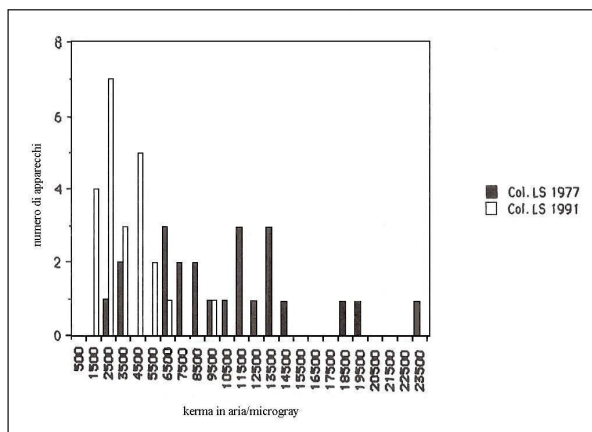


Figura 2 - Distribuzione del kerma in aria relativa all'esposizione entrata-pelle per la proiezione antero-posteriore della colonna lombo-sacrale (in nero: campagna 1977-78; in bianco: campagna 1990-91).

zioni per migliorare la situazione riscontrata e venne effettuata nel 1990-91 una seconda campagna di controllo (14). Per un raffronto, nelle Figure 1 e 2 sono mostrati i risultati, relativi alle due campagne, per due tipiche proiezioni (torace e colonna lombo-sacrale): sono riportati in nero i dati relativi alla prima campagna e in bianco quelli relativi alla seconda campagna, da cui è

possibile rilevare come i risultati di quest'ultima mostrino rispetto alla precedente un netto miglioramento nei valori di quasi tutti i parametri presi in considerazione; in particolare il miglioramento riguardò l'esposizione entrata-pelle e gli indici di dose ai diversi organi, anche se sussistono alcune singolarità – degne di attenzione per ulteriori azioni correttive – relativamente all'esposizione entrata-pelle, rapporto area fascio/area pellicola (per molti esami ancora superiore all'unità) e valori di SEV in alcuni casi incompatibili con i valori attesi.

Ottimizzazione degli screening mammografici

In una valutazione rischio-beneficio il beneficio che si può ricavare da uno screening è quello di salvare vite umane a seguito di una diagnosi precoce del tumore; il rischio che si corre è di indurre un tumore come conseguenza dell'esposizione a radiazioni durante lo screening; si impone, dunque, di confrontare i risultati che si ottengono quando lo screening venga effettuato con quelli che si hanno in assenza di screening. Su suggerimento di Gloria Campos Venuti nel 1982 fu preso in considerazione di effettuare un'analisi rischio-beneficio per lo screening mammografico in Umbria, in collaborazione con il Servizio di Fisica Sanitaria dell'Università di Perugia: in questa Regione, infatti, vi erano soltanto 2 centri, a Perugia, deputati a effettuare screening mammografici. Il punto di partenza fu un modello utilizzato in uno studio giapponese (15) e relativo a un'analisi rischio-beneficio nello screening di massa per il cancro allo stomaco. Tale modello, completamente riformulato, avrebbe dovuto permettere di ricavare indicazioni sull'età ottimale alla quale iniziare uno screening mammografico periodico tanto nel caso dell'intera popolazione femminile (*popolazione generale*), quanto in riferimento a un gruppo di tale popolazione selezionato (*popolazione selezionata*) sulla base di fattori di rischio (patologie antecedenti, precedenti familiari di cancro al seno, fattori ormonali, ecc.).

Suddivisa la popolazione in classi di età (5 anni per la popolazione selezionata, 10 anni per la popolazione generale), nel modello impiegato vengono confrontati gli anni di vita perduti in ciascuna classe i in conseguenza dell'insorgenza di cancro quando lo screening viene effettuato (A_i) e quando, invece, non viene effettuato

(B_i). Se lo screening viene effettuato, gli anni di vita perduti sono dovuti sia ai decessi per induzione di cancro al seno a seguito dell'irradiazione conseguente lo screening, sia alle morti per cancro al seno avvenute nonostante sia stato effettuato lo screening. Se lo screening non viene effettuato, invece, gli anni di vita perduti sono dovuti sia ai decessi per induzione di cancro al seno a seguito di esami radiologici effettuati in conseguenza di patologie al seno riscontrate su singole pazienti, sia ad altre morti per cancro al seno avvenute in assenza di screening. Nel modello occorre introdurre per ogni classe di età le sopravvivenze (a 5 anni) in presenza e in assenza di screening, le dosi somministrate al seno, l'intervallo di tempo (medio) dalla rivelazione del tumore alla morte conseguente, i periodi di latenza e di incidenza del tumore, la speranza di vita, oltre che l'efficienza dello screening, la periodicità dello screening, il tempo di raddoppio del tumore. In ogni classe di età, perché sia riconosciuto un valore allo screening effettuato, occorre evidentemente che $A_i < B_i$.

Più propriamente, tenendo in conto il beneficio accumulato da una popolazione che, iniziato lo screening all'età p nella classe di età b passa man mano alle successive classi fino all'ultima, per potere valutare l'età ottimale cui iniziare lo screening è stato calcolato il *beneficio cumulativo* C_p

$$C_p = \sum_{i=b}^n \frac{B_i - A_i}{P_i}$$

in cui P_i è il numero totale di donne in studio nella classe i e n è l'ultima classe di età considerata. C_p rappresenta, in sostanza, il guadagno individuale di speranza di vita, a seguito dello screening iniziato all'età p .

Una volta raccolti i dati necessari, anche attraverso misure sperimentali dirette, è stato possibile valutare in Umbria, per la popolazione generale e per quella selezionata, il beneficio cumulativo in funzione dell'età di inizio dello screening. Risultati preliminari di questo studio, presentati con notevole successo nel 1984 al Congresso Internazionale dell'IRPA di Berlino (16), in veste più ampia furono pubblicati in un Rapporto dell'Istituto Superiore di Sanità (17) e quindi sulla rivista *Physica Medica* (18).

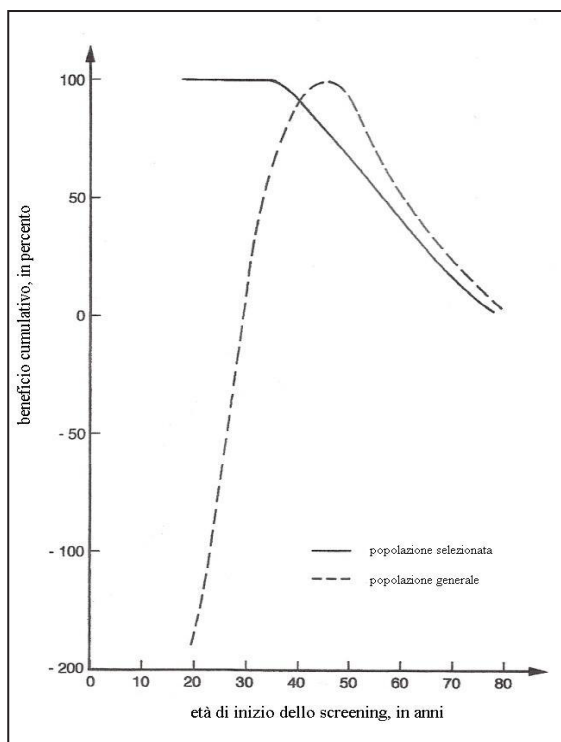


Figura 3 - Beneficio cumulativo (in percentuale del rispettivo massimo) per la popolazione generale (linea a tratti) e per la popolazione selezionata (linea continua), in funzione dell'età di inizio dello screening.

In Figura 3 è riportato – in percentuale rispetto al massimo – il beneficio cumulativo in funzione dell'età di inizio dello screening per la popolazione generale (linea a tratteggio) e per la popolazione selezionata (linea continua) nel caso di uno screening ripetuto annualmente e con schermi di rinforzo. Come si vede per la popolazione generale il beneficio cumulativo risulta negativo fino a circa 25 anni ed è quindi irragionevole iniziare uno screening prima di questa età; sopra i 25 anni il beneficio è positivo, con un massimo intorno ai 45 anni che rappresenta, quindi, un'indicazione su questa età come ottimale per iniziare lo screening. Per quanto riguarda la popolazione selezionata, il beneficio cumulativo risulta sempre positivo e praticamente costante fino ai 35 anni: tale età ap-

pare, dunque, raccomandabile per iniziare lo screening periodico. Una periodicità maggiore dello screening, pur non modificando le conclusioni precedenti, porta ovviamente a una diminuzione del beneficio cumulativo.

I risultati così raggiunti rappresentano una conferma quantitativa della prassi generalmente adottata di iniziare gli screening per la popolazione asintomatica sopra i 40 anni⁴.

Il Programma DQM

Proseguendo nello sviluppo di programmi di controllo di qualità il Laboratorio di Fisica, in collaborazione con il Dipartimento di Fisica dell'Università di Ferrara, ha avviato il Programma DQM (Dose e Qualità in Mammografia): era noto, infatti, che l'esposizione per le pazienti che si sottopongono a un esame mammografico poteva variare anche di un fattore 100 passando da un centro diagnostico all'altro. Scopo del DQM era quello di giungere a un'ottimizzazione delle prestazioni raggiungibili con unità mammografiche in modo da minimizzare la dose alle pazienti nel corso di esami diagnostici, migliorando nel contempo la qualità dell'immagine. Il Programma DQM, attuato due volte a livello nazionale a partire dal 1982, prevedeva le seguenti tre fasi (19):

a) raccolta dei dati che definivano le condizioni di lavoro delle unità mammografiche presso ciascuno dei Centri visitati: una prima serie di informazioni è stata ricavata mediante un questionario, mentre i dati fisici sono stati misurati in campo utilizzando dispositivi semplici costruiti e tarati appositamente;

b) valutazione della dose e della qualità fisica dell'immagine radiografica in ciascun Centro: la dose impartita e la Funzione di Trasferimento della Modulazione (MTF) totale dell'immagine sono state valutate mediante un programma di calcolo, sulla base dei dati sperimentali raccolti;

⁴ Con il progredire delle conoscenze epidemiologiche, delle tecnologie radiologiche e, conseguentemente, dei protocolli adottati per gli screening l'orientamento internazionale – seppure non generalmente condiviso – porterebbe oggi a suggerire, a parità di condizioni, l'età di 50 anni come età di inizio dello screening mammografico sulla popolazione asintomatica salvando, naturalmente, le peculiarità locali.

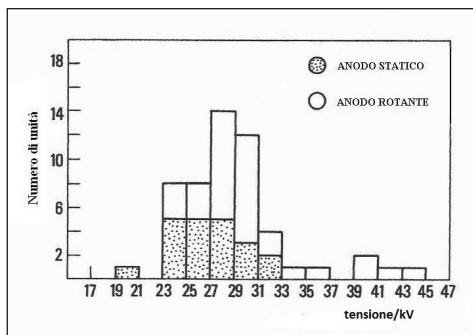


Figura 4 - Distribuzione dei valori della tensione nominale.

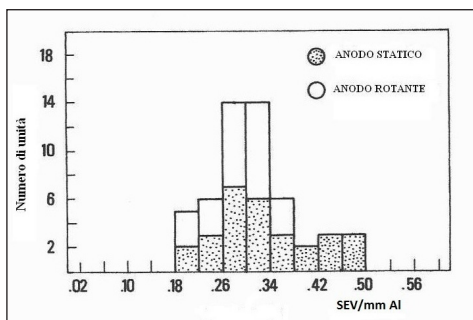


Figura 5 - Distribuzione dei valori del SEV.

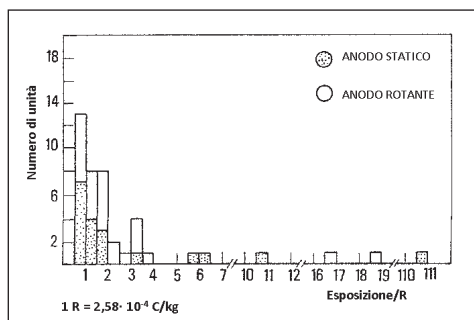


Figura 6 - Distribuzione dei valori dell'esposizione.

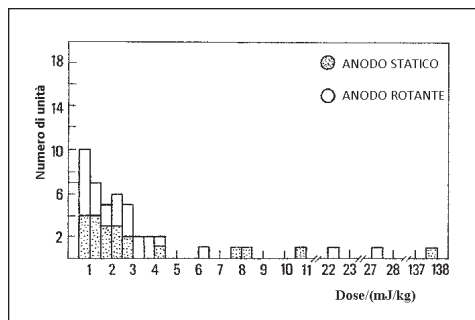


Figura 7 - Distribuzione dei valori della dose media alla mammella per proiezione cranio-caudale.

c) comunicazione, riservata, dei risultati ai singoli Centri: la comunicazione conteneva i dati che definivano le condizioni di esecuzione di una proiezione cranio-caudale di una mammella di spessore 5 cm e composta di grasso per il 50% e di acqua per il restante 50%; i dati riportati riferiti al tipo e alla marca dell'impianto e al sistema di registrazione impiegati erano: tensione/kV, corrente/mA, tempo/s, spessore emivalente (SEV), dimensione del fuoco (DFF), densità radiografica del fantoccio (ITO), definizione totale dell'immagine radiografica (MTF), esposizione a livello della cute, dose media all'organo; per completare l'informazione ogni Centro riceveva copia della distribuzione generale dei risultati di tutti i Centri, cosicché potesse valutare il proprio risultato e se fossero necessari interventi correttivi.

Nelle Figure 4-7 sono riportate per alcune grandezze le distribuzioni riscontrate, mentre nella Tabella 3 è riportata una sintesi dei risultati complessivi.

Le informazioni ottenute con il DQM (20), confrontabili con quelli dell'indagine americana BENT (Breast Exposure Nationwide Trends), hanno confermato la necessità di un'ottimizzazione della mammografia routinaria vista l'ampia dispersione riscontrata nei risultati: a questo scopo la Società Italiana di Radiologia e Medicina Nucleare ha deciso di estendere il Programma DQM a tutti i Centri operanti in Italia.

Tabella 3 - Sintesi dei risultati per unità con anodo in molibdeno

Grandezze misurate	Risultati	Numero totale unità 28	Unità con anodo statico: 11	Unità con anodo rotante: 17
Esposizione/(mC/kg)	Media	0,57	0,66	0,27
	Dispersione	0,04-4,28	0,19-2,76	0,04-0,93
SEV/(mm Al)	Media	0,32	0,29	0,33
	Dispersione	0,20-0,50	0,20-0,37	0,20-0,50
Macchia focale/mm	Media	1,34×1,01	1,48×1,07	1,12×0,97
Densità ottica	Media	0,84	0,97	0,76
	Dispersione	0,19-1,37	0,27-1,37	0,19-1,20
Dose (al 1°cm)/mGy	Media	9,60	11,0	4,60*
	Dispersione	0,90-74,20	2,95-42,64	0,90-13,60
Dose (a metà spessore)/mGy	Media	1,35	1,49	0,66*
	Dispersione	0,18-11,1	0,36-5,0	0,18-1,58
Risoluzione **/mm ⁻¹	Media	3,34	3,01	3,47
	Dispersione	2,6-5,2	2,4-3,3	2,4-5,2

* Non è incluso il valore per il centro che non utilizza schermi di rinforzo

** La risoluzione è espressa attraverso la frequenza spaziale (coppie di linee/millimetro) in corrispondenza del valore 0,5 della funzione di trasferimento della modulazione (MTF) totale.

CONCLUSIONI

Le attività sulla radioprotezione del paziente hanno portato l'Italia soltanto con il DL.vo 230/95 (5) a emanare una normativa che, anche attraverso tutta una serie di decreti amministrativi, si occupava in modo esplicito della radioprotezione del paziente, quale aspetto specifico della radioprotezione degli individui e della popolazione. È, comunque, soltanto nel 2000 che venne emanato il DL.vo 187/2000 (6), che riguarda esclusivamente la radioprotezione degli individui dai pericoli delle radiazioni ionizzanti nel corso di esposizioni mediche. È pur vero che nel 1984 il Ministero della Sanità, avvalendosi della consulenza del Laboratorio di Fisica, aveva emanato una Circolare sulla radioprotezione del paziente (21), ma questa circolare non aveva valore coercitivo e, quindi, il contenimento delle dosi al paziente era demandato all'etica professionale degli operatori. Non si può, peraltro, sottacere che le ricerche condotte dal Laboratorio di Fisica, in collaborazione con diversi altri Enti, precorrendo di una ventina di anni la normativa, abbia avuto

un ruolo trainante nel richiamare l'attenzione degli specialisti medici che utilizzano radiazioni ionizzanti a tenere presenti i contenuti fondamentali dei principi di giustificazione e di ottimizzazione.

Bibliografia

1. ICRP, 1977. *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. ICRP Publication 26. Ann. ICRP 1(3).
2. ICRP, 2007. *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. ICRP Publication 103. Ann. ICRP 37(2-4).
3. ICRP, 1970. *International Commission on Radiological Protection, Protection of the patient in X-rays diagnosis*. ICRP Publication 16. Pergamon Press, Oxford, New York.
4. ICRP, 2007. *International Commission on Radiological Protection, Radiological Protection in Medicine*. ICRP Publication 105. Ann. ICRP 37(6).
5. Italia. DL.vo 17 marzo 1995, n. 230. Attuazione delle direttive EURATOM 80/836, 84/466, 89/618, 90/641 e 91/3 in materia di radiazioni ionizzanti. *Gazzetta Ufficiale* n. 136, 13 giugno 1995. (Suppl. Ord. n. 74).
6. Italia. DL.vo 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, del 7 luglio 2000 (Suppl. Ord. n. 105).
7. C. Biagini, M. Barillà, A. Montanara. Zur Genetischen Strahlenbelastung der Bevölkerung Roms durch die Röntgendiagnostik. *Strahlentherapie* 1960;113:100-109.
8. L. Mombelli, L. Conte, M. De Martini. Determinazione della dose geneticamente significativa derivante dall'impiego medico diagnostico dei radioisotopi nella Provincia di Varese. *Radiologia Medica* 1974;60:682-693.
9. S. Benassai, F. Dobici, A. Susanna, P.L. Indovina, L. Pugliani, P. Salvadori, E. Prozzo. Indagine preliminare sull'esposizione del paziente alle radiazioni ionizzanti per diagnostica medica in Italia. In: *Atti della giornata dedicata alla radioprotezione del paziente, XIX Congresso Nazionale dell'Associazione di Fisica Sanitaria e di Protezione contro le Radiazioni*. Levico Terme, 17-19 settembre 1975. p. 42-70.
10. J.C. Villforth. The status of patient radiation exposure (relazione ad invito). In: *Atti della giornata dedicata alla radioprotezione del paziente, XIX Congresso Nazionale dell'Associazione di Fisica Sanitaria e di Protezione contro le Radiazioni*. Levico Terme, 17-19 settembre 1975. p. 9-28.
11. R. Borio, M.P. Leogrande, V. Baldoni. Programma NEXT per la radioprotezione del paziente: alcuni risultati dell'indagine condotta in Umbria. *Annali di Radioprotezione* 1979;1:63-70.
12. A. Calicchia, F. Mazzei, F. Dobici, M. Paganini Fioratti, P.L. Indovina. Patient exposure during radiodiagnosis. The Nationwide Evaluation of X-ray Trends (NEXT) program in Italy. *Radiologia Medica* 1991;81:910-917.

13. P.L. Indovina, A. Calicchia, A. Marchetti, M. Paganini Fioratti. Preliminary results of new NEXT programme. *British Journal of Radiology* 1985;Suppl. 18:87-89.
14. A. Antonini, R. Borio, A. Calicchia, S. Chiocchini, R. Cicioni, P. Degli Esposti, A. Rongoni, P. Sabatini, P. Salvadori. Il nuovo Programma Next in Umbria. *Annali della Facoltà di Medicina e Chirurgia* 1991;82:159-169.
15. T.A. Inuma, Y. Tateno, Y. Umegaki, T. Hashizume. Benefit vs. risk analysis of stomach cancer mass screening. In: *Proceedings of the 6th International Congress of Radiation Research*. Tokyo, 1979. p. 980-988.
16. R. Borio, A. Antonini, P. Salvadori, C. Pagliochini, P.G. Pazzaglia, A. Verdecchia. A mammographic risk-benefit analysis. In: *Proceedings of IRPA 6th International Congress on Radiation-Risk-Protection*. Berlin (West). Compact Vol. II. 1984. p. 627-630.
17. A. Antonini, R. Borio, C. Pagliochini, P.G. Pazzaglia, P. Salvadori, A. Verdecchia. Analisi rischio-beneficio in mammografia: uno studio sulla popolazione dell'Umbria. *Rapporti del Laboratorio di Fisica dell'Istituto Superiore di Sanità*. ISS R 84/4 (9 luglio 1984).
18. R. Borio, N. Forini, P. Salvadori, A. Verdecchia. Risk versus benefit in mammographic screening procedure. *Physica Medica* 1997;13:173-180.
19. O. Rimondi, M. Gambaccini, P.L. Indovina, G. Candini. Programma finalizzato dose e qualità in mammografia (DQM). *La Radiologia Medica* 1986;72:116-120.
20. O. Rimondi, M. Gambaccini, G.C. Candini, P.L. Indovina, A. Rosati. A survey of radiation dose and image quality in mammography: an ongoing program in Italy. *Health Physics* 1987;52:437-441.
21. Italia. Ministero della Sanità *La radioprotezione del paziente nelle indagini diagnostiche e nei trattamenti terapeutici di radiologia e di medicina nucleare*. Circolare n. 62, 8 agosto 1984.