

La Radiologia Medica - Radiol Med 107: 401-407, 2007  
Edizioni Minerva Medica - Torino

## La dose al paziente nella radiografia del torace con acquisizione digitale. Confronto tra tre diverse tecnologie

Federica SAIANI §# - Cristina GHIRARDI † \*  
Carlo Alberto RODELLA # - Piero FEROLDI #  
Antonio CHIESA \*

**Scopo.** Confrontare la Entrance Surface Dose (ESD), per un paziente normotipo, misurata su tre tipologie di apparecchiatura digitale dedicate alla radiografia toracica: un sistema al selenio amorfo, un sistema CR (Computed Radiography) e un sistema per radiografia diretta (DR) basato su matrice attiva al silicio amorfo (a-Si) accoppiata a un rivelatore CsI(Tl).

**Materiale e metodi.** La ESD è stata misurata utilizzando tre diversi dosimetri, posizionati in aria in un piano parallelo a quello del rivelatore e a una distanza da questo pari allo spessore del paziente normotipo per la proiezione di interesse. Le misurazioni sono effettuate utilizzando i parametri radiologici impiegati nella pratica diagnostica (proiezioni Postero-Anteriore (PA) e Latero-Laterale (LL)), che consentono di ottenere un'immagine radiografica diagnostica di buona qualità. Le misure effettuate sull'apparecchiatura DR sono state ripetute una seconda volta, in seguito all'inserimento da parte del costruttore di un filtro aggiuntivo di spessore pari a 0,2 mm di Cu. I valori di ESD ottenuti dalla campagna di misure sono espressi come media e deviazione standard ( $M \pm SD$ ).

**Risultati.** Le dosi misurate per le diverse apparecchiature sono state le seguenti, per la proiezione PA: sistema al selenio amorfo  $0,12 \pm 0,06$  mGy, sistema CR  $0,30 \pm 0,05$  mGy e sistema DR  $0,05 \pm 0,02$  mGy; per la proiezione LL: sistema al selenio amorfo  $0,40 \pm 0,13$  mGy, sistema CR  $0,9 \pm 0,17$  mGy e sistema DR  $0,21 \pm 0,15$  mGy.

**Conclusioni.** L'utilizzo dei sistemi digitali consente di ridurre sensibilmente la dose al paziente. In particolare, il sistema a radiografia diretta, caratterizzato da un rivelatore al CsI/a-Si, risulta erogare la minore dose al paziente.

PAROLE CHIAVE: Radiografia digitale - Dose di radiazione - Radiografia toracica - Computed radiography - Direct radiography.

### *Radiation dose in digital chest radiography: comparison among three technologies*

**Purpose.** To compare the Entrance Surface Dose (ESD) for a normal patient, measured on three types of dedicated digital equipment for chest radiography: an amorphous selenium system, a CR (Computed Radiography) system, and a system for direct radiography (DR) based on an amorphous silicon active matrix (a-Si) connected to a CsI(Tl) detector.

**Materials and methods.** The ESD values were measured with different dosimeters placed in the air parallel to the detector plane, and at a distance equal to the thickness of a normal-build patient. The measurements were taken with the radiological parameters (Posterior-Anterior projection (PA) and Lateral projection (L)) used in diagnostic practice to obtain high-quality diagnostic radiographic images. The measurements taken with the DR equipment were repeated after the manufacturer added a 0.2 mm-thick Cu filter. The ESD values obtained by this series of measurements were reported as mean and standard deviation values ( $M \pm SD$ ).

**Results.** With the PA projection, the doses measured for the different devices were the following: amorphous selenium system  $0.12 \pm 0.06$  mGy, CR system  $0.3 \pm 0.05$  mGy, DR system  $0.05 \pm 0.02$  mGy. With the L projection: amorphous selenium system  $0.40 \pm 0.13$  mGy, CR system  $0.9 \pm 0.17$  mGy, and DR system  $0.21 \pm 0.15$  mGy.

**Conclusions.** The use of digital systems allows a significant reduction of the patient dose. In particular the Direct Radiography system, based on a CsI/a-Si detector, administers the lowest patient dose.

KEY WORDS: Digital radiography - Radiation dose - Thoracic radiography - Computed radiography - Direct radiography.

### Introduzione

Tra gli esami imputati di erogare un'elevata dose efficace collettiva alla popolazione, l'indagine del torace occupa un posto senz'altro di rilievo, non tanto per l'esposizione del singolo paziente, normalmente contenuta, quanto soprattutto per la numerosità degli esami che vengono eseguiti ogni anno. Per questo motivo la maggior parte dei Servizi di Radiologia è dotata di sale di diagnostica ed apparecchiature dedicate a quest'indagine; una buona tecnica radiografica deve rispettare i parametri tecnici presentati in tabella I che consentono di ottenere un'immagine radiografica diagnosti-

### Introduction

*Among the examinations held responsible for administering high collective effective doses to the overall population, chest examinations play a prominent role, not so much for exposure to the single patient, which is usually limited, as for the high number of examinations performed every year. This is why most Radiology Units are equipped with diagnostic rooms and dedicated equipments for this study. A good radiographic technique must meet the technical parameters shown in Table I as these allow for a high-quality diagnostic image, as defined by the objective, albeit*

#Servizio di Fisica Sanitaria - Azienda Ospedaliera Spedali Civili di Brescia - §Scuola di Specializzazione in Fisica Sanitaria - Università degli Studi di Milano - Milano - †Scuola di Specializzazione in Radiologia - Università degli studi di Brescia - \*Cattedra di Radiologia - Università degli Studi di Brescia - Brescia.

Pervenuto alla Redazione il 15.9.2003; accettato per la pubblicazione il 17.10.2003.

Indirizzo per la richiesta di estratti: Dott.ssa C. Ghirardi - Cattedra di Radiologia - Piazzale Spedali Civili - 25123 Brescia BS - Tel. 030/3995525 - Fax 030/3399867 - E-mail: achiesa@med.unibs.it

TABELLA I. — Parametri tecnici per la radiografia del torace, EUR 16260 EN.

| Parametro              | Proiezione PA          | Proiezione LL          |
|------------------------|------------------------|------------------------|
| Sistema radiografico   | Verticale              | Verticale              |
| Macchia focale         | <1.3 mm                | <1.3 mm                |
| Filtrazione totale     | >3.0 mm Al equivalente | >3.0 mm Al equivalente |
| Griglia antidiffusione | r=10; 40/cm            | r=10; 40/cm            |
| Schermo di rinforzo    | Speed 400              | Speed 400              |
| FFD                    | 180 (140-200) cm       | 180 (140-200) cm       |
| Tensione               | 125 kV                 | 125 kV                 |
| AEC                    | Camere laterali        | Camera centrale        |
| Termo di esposizione   | <20 ms                 | <40 ms                 |

TABLE I.—*Technical parameters for chest radiography, EUR 16260 EN.*

| Parameter           | PA projection         | LL projection         |
|---------------------|-----------------------|-----------------------|
| Radiographic system | Vertical              | Vertical              |
| Focal spot          | <1.3 mm               | <1.3 mm               |
| Total filtration    | >3.0 mm Al equivalent | >3.0 mm Al equivalent |
| Anti-scatter grid   | r=10; 40/cm           | r=10; 40/cm           |
| Support screen      | Speed 400             | Speed 400             |
| FFD                 | 180 (140-200) cm      | 180 (140-200) cm      |
| Voltage             | 125 kV                | 125 kV                |
| AEC                 | Lateral camber        | Central camber        |
| Exposure time       | <20 ms                | <40 ms                |

TABELLA II. — Parametri oggettivi, non quantitativi, di qualità della radiografia toracica [2].

|   |
|---|
| 1) Visualizzazione del disegno vascolare in ambito polmonare  |
| 2) Visualizzazione dettagliata della trachea e dei bronchi prossimali, dei margini del cuore e dell'aorta   |
| 3) Visualizzazione dettagliata del diaframma e dell'angolo costo-frenico  |
| 4) Visualizzazione dello spazio polmonare retrocardiaco e del mediastino  |
| 5) Dettagli che devono essere precisamente visualizzati nel parenchima:<br>— Sottili strutture lineari (0,5-2 mm): scissure, vasi periferici<br>— Strutture tondeggianti (2-6 mm): vasi visti di fronte |
| 6) Dettagli che devono essere visualizzati nel mediastino:<br>— La carena tracheale con i bronchi<br>— Le vertebre toraciche<br>— L'interfaccia polmone-mediastino                                      |
| 7) Dettagli che devono essere accuratamente visualizzati nella giunzione costo-pleurica:<br>— La giunzione costo-pleurica   |

TABLE II.—*Non-quantitative objective parameters defining high-quality radiographic chest images[2].*

|   |
|---|
| 1) View of the vascular pattern within the lungs  |
| 2) Detailed view of the trachea and proximal bronchi, and of the heart and aorta margins  |
| 3) Detailed view of the diaphragm and of the costophrenic angle   |
| 4) View of the lung retrocardiac space and of the mediastinum   |
| 5) Details to be precisely visualized in the parenchyma:<br>— Thin linear structures (0.5-2 mm): clefts, peripheral vessels<br>— Rounded structures (2-6 mm): front view of vessels |
| 6) Details to be visualized in the mediastinum:<br>— Tracheal carina with bronchi<br>— Thoracic vertebrae<br>— Lung-mediastinum interface   |
| 7) Details to be accurately visualized in the costal-pleural junction:<br>— Costopleural junction [2]   |

ca di buona qualità, definita da parametri oggettivi, seppur non quantitativi, riportati nelle linee guida della Commissione della Comunità Europea (CEC), come in tabella II [1, 2].

Al fine di migliorare ulteriormente sia la velocità di esecuzione dell'esame, sia la qualità dell'immagine radiologica, da tempo sul mercato sono state introdotte da diversi costruttori apparecchiature per radiografia del torace basate su sistemi digitali di acquisizione dell'immagine radiologica [3-6].

*not quantitative, parameters published in the guidelines of the European Community Commission (ECC) reported in table II [1, 2].*

*In order to further improve both the speed of the examination and the quality of radiological imaging, different manufacturers have introduced chest radiography equipment based on digital acquisition systems for radiological images [3-6].*

TABELLA III. — Parametri di esposizione del paziente normotipo per le diverse apparecchiature utilizzate.

| Proiezione | Apparecchiatura A |                                |                          | Apparecchiatura B |                                |                          | Apparecchiatura C |                                |                          |
|------------|-------------------|--------------------------------|--------------------------|-------------------|--------------------------------|--------------------------|-------------------|--------------------------------|--------------------------|
|            | Tensione (kV)     | Distanza fuoco rivelatore (cm) | Carico radiologico (mAs) | Tensione (kV)     | Distanza fuoco rivelatore (cm) | Carico radiologico (mAs) | Tensione (kV)     | Distanza fuoco rivelatore (cm) | Carico radiologico (mAs) |
| PA         | 125               | 180                            | 2,90                     | 100               | 180                            | 5,00                     | 120               | 180                            | 1,35                     |
| LL         | 125               | 180                            | 8,81                     | 120               | 180                            | 10,00                    | 130               | 180                            | 4,54                     |

TABLE III.—*Exposure parameters of a norma-build patient using different radiological equipment.*

| Projection | Equipment A  |                              |              | Equipment B  |                              |              | Equipment C  |                              |              |
|------------|--------------|------------------------------|--------------|--------------|------------------------------|--------------|--------------|------------------------------|--------------|
|            | Voltage (kV) | Focus-detector distance (cm) | Charge (mAs) | Voltage (kV) | Focus-detector distance (cm) | Charge (mAs) | Voltage (kV) | Focus detector distance (cm) | Charge (mAs) |
| PA         | 125          | 180                          | 2.90         | 100          | 180                          | 5.00         | 120          | 180                          | 1.35         |
| LL         | 125          | 180                          | 8.81         | 120          | 180                          | 10.00        | 130          | 180                          | 4.54         |

## Materiale e metodi

Presso gli Spedali Civili di Brescia sono operative tre diverse tipologie di apparecchiature per la radiografia digitale del torace.

La prima tipologia (in seguito denominata apparecchiatura A) è rappresentata dal sistema digitale Thoravision (Philips, Medical System, Hamburg, Germany), con rivelatore costituito da un tamburo rotante di Al, con diametro pari a 50 cm, su cui è depositato un sottile strato di selenio amorfo (500 nm); la massima dimensione della matrice è pari a 2166×2488 pixel<sup>2</sup>, mentre la massima dimensione del campo è pari a 43×49 cm<sup>2</sup> [5, 6].

La seconda tipologia (in seguito denominata apparecchiatura B) è il sistema Fuji Computed Radiography FCR 5000R CLS, con imaging plate (IP) costituito da un supporto su cui è depositato uno strato di materiale fotostimolabile in grado di assorbire fotoni X incidenti, dando origine a un'immagine latente dell'oggetto indagato. La massima dimensione della matrice è pari a 1750×2150 pixel<sup>2</sup>, pitch 200 µm mentre la massima dimensione del campo è di 35×43 cm<sup>2</sup> [7].

L'ultima tipologia (in seguito denominata apparecchiatura C) è rappresentata dal sistema Ferrania LifeInVision DR961 con un rivelatore per radiografia diretta TRIXELL basato su tecnologia a matrice attiva di silicio amorfo (a-Si) accoppiata ad uno scintillatore in CsI(Tl); la matrice ha dimensioni pari a circa 3000×3000 pixel<sup>2</sup>, pitch 143 µm e con un'area attiva non inferiore a 43×43 cm<sup>2</sup>. Lo strato di CsI(Tl) converte il raggio X in luce, che a sua volta viene poi convertita in carica elettrica nei fotodiodi della matrice attiva al silicio amorfo [8].

Tenuto conto che le apparecchiature consentono di ottenere immagini aventi qualità diagnostica confrontabile e adeguata in relazione ai parametri oggettivi non quantitativi illustrati in tabella II, in questo lavoro si confronta la dose in ingresso al paziente (Entrance Surface Dose: ESD) nelle

## Materials and methods

*The Spedali Civili in Brescia (University Hospital) have three different types of equipment for digital chest radiography.*

*The first type (hereafter equipment A) is the Thoravision digital system (Philips, Medical System, Hamburg, Germany), with a detector formed by an Al rotating drum, with a 50 cm diameter, on which a thin layer of amorphous selenium (500 nm) is deposited. The maximum size of the matrix is 2166×2488 pixel<sup>2</sup>, whereas the maximum size of the field is 43×49 cm<sup>2</sup> [5, 6].*

*The second type (hereafter equipment B) is the Fuji Computed Radiography FCR 5000R CLS system, in which the imaging plate (IP) consists of a plate covered with a layer of photostimulable material which absorbs incident x-ray photons thereby creating a latent image of the object under study. The maximum size of the matrix is 1750×2150 pixel<sup>2</sup>, 200 µm pitch, while the maximum size of the field is 35×43 cm<sup>2</sup> [7].*

*The third type (hereafter equipment C) is the Ferrania LifeInVision DR961 system, with a TRIXELL direct radiography detector based on amorphous silicon active matrix technology (a-Si), coupled with a CsI(Tl) scintillator.*

*The matrix is some 3000×3000 pixel<sup>2</sup> wide, with a 143 µm pitch and an active area of at least 43×43 cm<sup>2</sup>. The CsI(Tl) layer turns the X-ray into light, which is in turn converted into electric charge in the photodiodes of the amorphous silicon active matrix.*

*Considering that these devices are able to yield images of an adequate diagnostic quality comparable to the non-quantitative objective parameters listed in table II, this paper compares the Entrance Surface Dose (ESD) in the radiological operating conditions shown in table III and for a reference patient with a posterior-anteri-*

TABELLA IV. — ESAK a 100 cm dal fuoco per unità di mAs (mGy/mAs) misurati per le diverse apparecchiature digitali per radiografia toracica.

| Proiezione | Apparecchiatura A | Apparecchiatura B | Apparecchiatura C | Apparecchiatura C con Filtro 0,2 mm Cu |
|------------|-------------------|-------------------|-------------------|--|
| PA         | 0,08±0,005        | 0,11±0,02         | 0,14±0,01         | 0,07±0,01                              |
| LL         | 0,08±0,13         | 0,15±0,03         | 0,16±0,01         | 0,08±0,02                              |

TABLE IV.—ESAK per unit of mAs (mGy/mAs) at a focus-detector distance of 100 cm for the different digital equipment used in chest radiography.

| Projection | Equipment A | Equipment B | Equipment C | Equipment C with a 0.2 mm Cu filter |
|------------|-------------|-------------|-------------|-------------------------------------|
| AP         | 0.08±0.005  | 0.11±0.02   | 0.14±0.01   | 0.07±0.01                           |
| LL         | 0.08±0.13   | 0.15±0.03   | 0.16±0.01   | 0.08±0.02                           |

condizioni radiologiche operative illustrate in tabella III e per un paziente normotipo, per il quale si è assunto uno spessore postero-anteriore (PA) pari a 20 cm e uno spessore latero-laterale (LL) pari a 30 cm.

Mentre le distanze fuoco-rivelatore e le tensioni utilizzate sono quelle impostate sulle apparecchiature dalle ditte costruttrici, i valori del carico radiologico sono stati desunti come valori medi aritmetici a partire dai parametri utilizzati per gli esami radiografici su una serie di pazienti normotipo, per ciascuna apparecchiatura.

Per le misure di dose sono stati utilizzati tre diversi dosimetri: una camera a ionizzazione piatta ad elettrodi piani e paralleli PTW W233612-286 collegata ad elettrometro NE FARMER 25701B; una camera a ionizzazione cilindrica RADCAL 10X5-6 collegata ad elettrometro RADCAL 1015C (entrambe calibrate presso un Laboratorio Standard Secondario) e un diodo a semiconduttore RTI MX collegato a multimetro RTI PMX III (calibrato per confronto).

I dosimetri sono stati posizionati in aria in un piano parallelo al piano del rivelatore ad una distanza da questo pari allo spessore assunto per il paziente normotipo per la proiezione d'interesse; in questo modo i dosimetri hanno fornito una misura del Kerma in aria all'ingresso al paziente (ESAK), cioè nel punto in cui l'asse del fascio interseca la superficie del paziente stesso. Per ottenere la dose alla cute in ingresso al paziente (ESD) l'ESAK misurato è stato moltiplicato per un fattore di retrodiffusione pari a 1,35, valore suggerito per la radiodiagnostica convenzionale dalle linee guida europee; la rappresentazione degli ESAK in questo lavoro è stata normalizzata a una distanza di 100 cm [1].

Per ogni apparecchiatura sono stati ottenuti quindi tre gruppi di misure, uno per ogni dosimetro utilizzato e con 6 misure per gruppo; da essi è stato quindi possibile ricavare rispettivamente i valori medi intergruppo e intragruppo di ESAK a 100 cm dal fuoco per unità di mAs e dai valori di ESAK sono stati calcolati i valori di ESD correlati dalle loro deviazioni standard, comprensive delle componenti di variabilità dei parametri radiologici. L'analisi statistica è stata condotta con gli usuali metodi [9].

Per quanto riguarda l'apparecchiatura C le misure sono state ripetute una seconda volta in seguito all'inserimento da par-

te (PA) thickness of 20 cm and a lateral (L) thickness of 30 cm.

While the focus-detector distances and the voltages used were those set by the manufacturers, the radiological charge values were calculated as arithmetic means based on the parameters used for the examinations performed on a series of normal-build patients, for each device.

Dose was measured by means of three dosimeters: a PTW W233612-286 flat ionization chamber with flat and parallel electrodes connected to a NE FARMER 25701B electrometer; a RADCAL 10X5-6 cylindrical ionization chamber connected to a RADCAL 1015C electrometer - both calibrated at a Secondary Standard Laboratory; and an RTI MX semiconductor diode connected to an RTI PMX III multimeter (calibrated by comparison).

The dosimeters were placed in the air on a plane parallel to the detector plane at a distance equal to the assumed thickness of the reference patient in the projection of interest.

In this way the dosimeters measured the patient entrance surface air kerma (ESAK), that is, where the beam axis intersects the patient's surface. To obtain the entrance surface dose (ESD) to the patient's skin, the measured ESAK was multiplied by a backscattering factor of 1.35, the value suggested by the European guidelines for conventional radiodiagnostics. The ESAK representation in this paper was normalized to a distance of 100 cm [1].

Three groups of measurements were thus obtained for each device, one for each dosimeter, with six measurements per group.

From these were derived the mean ESAK values across groups and within each group at 100 cm from the focus per unit of mAs; on the basis of the ESAK we then calculated the ESD values along with the standard deviations accounting for the variability components of the radiological parameters. The statistical analysis was carried out with the usual methods [9].

As for equipment C, the measurements were repeated after

TABELLA V. — ESD (mGy) calcolate per le diverse apparecchiature digitali per radiografia toracica.

| Proiezione | LDR | Apparecchiatura A | Apparecchiatura B | Apparecchiatura C | Apparecchiatura C con Filtro 0,2 mm Cu |
|------------|-----|-------------------|-------------------|-------------------|--|
| PA         | 0,4 | 0,12±0,06         | 0,30±0,05         | 0,10±0,03         | 0,05±0,02                              |
| LL         | 1,5 | 0,40±0,13         | 0,90±0,17         | 0,45±0,3          | 0,21±0,15                              |

TABLE V.—*Calculated ESD (mGy) for the different digital equipment dedicated to chest radiography.*

| Projection | RDL | Equipment A | Equipment B | Equipment C | Equipment C with a 0,2 mm C filter |
|------------|-----|-------------|-------------|-------------|------------------------------------|
| PA         | 0,4 | 0,12±0,06   | 0,30±0,05   | 0,10±0,03   | 0,05±0,02                          |
| LL         | 1,5 | 0,40±0,13   | 0,90±0,17   | 0,45±0,3    | 0,21±0,15                          |

te del costruttore di una filtrazione aggiuntiva pari a 0,2 mm di Cu, al fine di ridurre ulteriormente la dose erogata al paziente, senza alterare la qualità dell'immagine radiografica [10].

## Risultati

In tabella IV sono presentati i valori medi con le relative deviazioni standard di ESAK misurati su ognuna delle tre diverse apparecchiature digitali prese in considerazione per le proiezioni PA e LL; l'ESAK è stato calcolato a una distanza pari a 100 cm dal fuoco per unità di carico radiologico ed è quindi espresso in mGy/mAs. Aggiungiamo che le misure intragruppo sono risultate totalmente sovrapponibili e solo i valori medi intergruppo presentano variabilità.

In tabella V sono invece presentati i valori medi con deviazioni standard di ESD espressi in mGy ottenuti dalla serie di misure effettuate sulle apparecchiature in proiezione PA e LL. I risultati relativi all'apparecchiatura C sono relativi alle misure effettuate precedentemente e successivamente all'inserimento del filtro in rame.

Le ESD misurate sono confrontate con i livelli diagnostici di riferimento (LDR) raccomandati dal Decreto Legislativo del 26 Maggio 2000, n. 187 (DLgs 187/2000) [11].

## Discussione

Va premesso che le misure sono state effettuate per ogni apparecchiatura digitale in assenza del paziente e i valori di ESD sono stati quindi ricavati dalla misura di Kerma in aria corretta per il fattore di retrodiffusione. La procedura è però allineata alle linee guida europee [1], che devono essere seguite in base alla normativa vigente, ammettendo la presente metodologia per la determinazione dell'ESD.

La validità dei sistemi digitali deve essere valutata per confronto con i più diffusi sistemi tradizionali ad accoppiamento schermo-pellicola. Una serie di misure su apparecchiature convenzionali per radiografia toracica effettuata negli anni trascorsi dal Servizio di Fisica Sanitaria degli Spedali Civili di Brescia ha fornito i seguenti valori di ESD: proiezione PA valore medio 0,36 mGy (intervallo 0,23-0,95 mGy), proiezione LL valore medio 0,72 mGy (intervallo 0,26-1,28 mGy); questi valori risultano confrontabili con quelli presenti in letteratura [12].

*the manufacturer had added a 0.2 mm-thick Cu filter with the aim of further reducing patient dose without altering image quality [10].*

## Results

*Table IV shows the ESAK mean values with their standard deviations as measured on each of the three digital devices for the PA and L projections. The ESAK was calculated at 100 cm from the focus per radiological charge unit and is therefore expressed in mGy/mAs. Within group measurements turned out to be identical and only between group mean values show some variability.*

*Table V shows the ESD mean values with standard deviations expressed in mGy, as obtained from the series of measurements on the devices in PA and L projections. The results for equipment C regard the measurements taken before and after the insertion of the copper filter.*

*The measured ESD values are compared to the Reference Diagnostic Levels (RDL) as recommended by the Italian Decree of Law of May 26, 2000, no. 187 (DLgs 187/2000) [11].*

## Discussion

*It should be noted that measurements relative to each digital device were taken without the patient and therefore the ESD values were derived from the air kerma measurements adjusted for the backscattering factor. Nonetheless, this procedure is in line with the European guidelines [1], which must be followed according to the current regulations, and therefore accepting the method used for determining the ESD.*

*The interation of digital systems must be assessed by comparison with the more common, conventional screen-film based systems. A number of measurements on conventional chest radiography systems carried out over the past few years by the Health Physics Department of the "Spedali Civili di Brescia" University Hospital gave the following ESD values: PA projection mean value=0.36 mGy (0.23-0.95 mGy range); L projection mean value=0.72 mGy (0.26-1.28 mGy range). These values are comparable with those in the literature [12].*

Dall'analisi dei risultati si evince che l'apparecchiatura B esaminata eroga dosi al paziente confrontabili con quelle della radiologia tradizionale, il che suggerisce l'opportunità, per questo sistema, di ottimizzare ulteriormente il rapporto tra parametri espositivi e qualità dell'immagine [3, 13].

I valori di ESD calcolati risultano, per ogni apparecchiatura, inferiori ai valori raccomandati (LDR: PA 0,4 mGy, LL 1,5 mGy); per quanto riguarda la proiezione PA i valori di ESD calcolati risultano inferiori rispetto a quelli raccomandati del 70% per l'apparecchiatura A, del 25% per l'apparecchiatura B e del 87% per l'apparecchiatura C; per la proiezione LL si sono ottenuti rispettivamente per le tre apparecchiature valori inferiori del 73%, 40% e 86%.

L'apparecchiatura C ha fornito valori di LDR inferiori rispetto alle altre apparecchiature analizzate e, in particolare, i valori si sono ridotti del 52% successivamente all'inserimento del filtro Cu.

Per quanto riguarda le tecniche radiografiche convenzionali, bisogna ricordare che gli ambiti di variabilità della dose connessa con la singola indagine radiografica restano vincolati dall'intervallo di sensibilità dell'accoppiata schermo-pellicola e dalle condizioni di sviluppo del materiale sensibile. Viceversa, in radiologia digitale le apparecchiature sono dotate di un guadagno intrinseco, che permette loro un corretto funzionamento in un ampio intervallo di esposizione; questo ampio intervallo permette ai sistemi di lavorare in condizioni ottimali di esposizione, a seconda del quesito clinico richiesto. In linea di principio e di fatto solo teorica, potrebbero essere condotte indagini con basse dosi quando il rischio da radiazioni è significativo per il paziente, mentre dosi più elevate potrebbero essere impiegate quando è richiesta la produzione d'immagini ad alta risoluzione, con un basso rumore. In radiologia digitale con rivelatori ai fosfori fotostimolabili è possibile realizzare immagini in un ampio intervallo di esposizioni, grazie all'ampio range dinamico dei rivelatori stessi; questa caratteristica, se da un lato assicura una potenzialità di riduzione nel numero delle immagini ripetute a causa di un'esposizione non corretta, apre però anche la possibilità a un aumento incontrollato della dose al paziente eliminando la possibilità di immagini "sovraesposte". Riteniamo pertanto di uno specifico interesse le misure effettuate e più sopra descritte.

## Conclusioni

I sistemi digitali consentono una riduzione della dose al paziente. Fra tutti i sistemi analizzati, l'apparecchiatura C risulta erogare la minor dose al paziente; l'utilizzo di un rivelatore basato su matrice attiva accoppiata ad uno scintillatore al CsI, sembra poter consentire una riduzione della dose al paziente dell'85% per la proiezione PA e del 70% per la proiezione LL, rispetto alla radiografia schermo-pellicola [7, 14]. Da un punto di vista tecnologico i rivelatori CsI/a-Si risultano caratterizzati da una relativamente alta risoluzione spaziale intrinseca (pixel pitch 143  $\mu\text{m}$ ) e da un'elevata DQE [10, 15, 16]; agli effetti della qualità diagnostica, le immagini prodotte da questi sistemi risultano equivalenti o superiori a quelle ottenute mediante sistemi di radiografia convenzionale [16, 17].

*The analysis of our results shows that equipment B delivers patient doses comparable with those of conventional radiology, which suggests that this system should further be improved in terms of the ratio between exposure parameters and imaging quality [3, 13].*

*For each device the calculated ESD values were lower than the recommended values (RDL: PA 0.4 mGy, L 1.5 mGy).*

*With regard to the PA projection, the calculated ESD values were 70% lower than the recommended values for equipment A, 25% lower for equipment B and 87% lower for equipment C; the L projection values were lower by 73%, 40%, and 86%, respectively.*

*Equipment C yielded lower RDL values than the other two devices and, in particular, the values decreased by 52% after adding the Cu filter.*

*As regards conventional radiography, it should be recalled that the ranges of dose variability related to the single radiographic examination are still dependent on the sensitivity range of the screen-film combination and on the processing conditions of the sensitive material. In digital radiology instead the equipment is provided with an intrinsic gain which allows correct functioning within a wide exposure range; this wide range enables the systems to work in the best exposure conditions for the different clinical queries. In theory, low-dose examinations could be carried out when the radiation risk for the patient is significant, whereas higher doses could be used when low-noise, high-resolution images are needed.*

*With digital radiology and photo-stimulated phosphor detectors, images can be produced in a wide range of exposures thanks to the wide dynamic range of the detectors themselves.*

*This feature on one hand ensures a potential reduction in the number of repeat images due to incorrect exposure but, on the other, it also opens the possibility of an uncontrolled increase of patient dose by eliminating possible "overexposed" images. Therefore we believe that the measurements taken and described above are particularly interesting.*

## Conclusions

*Digital systems allow patient dose to be reduced. Among all the systems analyses, equipment C was found to deliver the lowest patient dose. The use of an active matrix detector coupled with a CsI scintillator seems to reduce the patient dose by 85% for the PA projection and by 70% for the L projection, as compared to screen-film radiography [7, 14].*

*From a technological viewpoint, the CsI/a-Si detectors are characterized by a relatively high intrinsic spatial resolution (143  $\mu\text{m}$  pixel pitch) and by a high DQE [10, 15, 16]. In terms of diagnostic quality, the images produced by these systems are equivalent, if not superior, to those obtained with conventional radiography systems [16, 17].*

## Bibliografia/References

- 1) European Commission; European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images. Office for Official Publications of the European Communities (EUR 16260) EN Bruxelles, 1996.
- 2) Lanhede B, Bath M, Kheddache S *et al*: The influence of different technique factors on image quality of chest radiographs as evaluated by modified CEC image quality criteria. *Br J Radiol* 75: 38-49, 2002.
- 3) Geijer H, Beckman KW, Andersson T, Persliden J: Image quality vs radiation dose for a flat-panel amorphous silicon detector: a phantom study. *Eur Radiol* 11: 1704-1709, 2001.
- 4) Strotzer M, Volk M, Reiser M *et al*: Chest radiography with a large-area detector based on-iodide/amorphous-silicon technology. *J Thor Imaging* 15: 157-161, 2000.
- 5) Heesewijk HPM, Van der Graay, De Valois J, Feldberg MAM: Effects of dose reduction on digital chest imaging using a selenium detector: a study of detecting simulated diffuse interstitial pulmonary disease. *AJR* 167: 403-408, 1996.
- 6) Launders JH, Cowen AR, Bury RF, Hawkrigde P: Towards image quality, beam energy and effective dose optimisation in digital thoracic radiography. *Eur Radiol* 11: 870-875, 2001.
- 7) Herrmann KA, Bonél H, Stabler A *et al*: Chest imaging with flat-panel detector at low and standard doses: comparison with storage phosphor technology in normal patients. *Eur Radiol* 12: 385-390, 2002.
- 8) Floyd CE, Warp RJ, Dobbins JT *et al*: Imaging characteristics of an amorphous silicon flat-panel detector for digital chest radiography. *Radiology* 218: 683-688, 2001.
- 9) Peter Armitage: Statistica medica, metodi statistici per la ricerca in medicina. Feltrinelli editore, Milano, 1991.
- 10) Strozer M, Volk M, Frund R *et al*: Routine chest radiography using a flat-panel detector: image quality at standard detector dose and 33% dose reduction. *AJR* 178: 169-171, 2002.
- 11) Decreto Legislativo, 26 maggio 2000, n. 187. Supplemento ordinario alla "Gazzetta Ufficiale", n.157 del 7 luglio 2000.
- 12) Belletti S, Berna V, Gallini R, Giugni U: Studio di fattibilità di un programma di qualità assurance di interesse polivalente. In: Atti del convegno dell'Associazione Italiana Fisica Biomedica "Controlli di qualità ed ottimizzazione nell'impiego delle radiazioni in medicina", pag 366-372, Brescia, 1988.
- 13) Weatherburn GC, Bryan S, Davies JG: Comparison of doses for bedside examinations of the chest with conventional screen-film and computed radiography: results of a randomized controlled trial. *Radiology* 217: 707-712, 2000.
- 14) Hosch WP, Fink C, Radeleff B *et al*: Radiation dose reduction in chest radiography using a flat-panel amorphous silicon detector. *Clin Radiol* 57: 902-907, 2002.
- 15) Aufrecht R: Comparison of low contrast detectability between a digital amorphous silicon and screen-film based imaging system for thoracic radiography. *Med Phys* 26: 1348-1358, 1999.
- 16) Fink C, Hallscheidt PJ, Noeldge G *et al*: Clinical comparative study with a large-area amorphous silicon flat-panel detector: image quality and visibility of anatomic structures on chest radiography. *AJR* 178: 481-486, 2002.
- 17) Henning SP, Garmer M, Jaeger HJ *et al*: Digital chest radiography with a large-area flat-panel silicon X-ray detector: clinical comparison with conventional radiography. *Eur Radiol* 11: 1688-1696, 2001.

*Dott.ssa C. Ghirardi*  
*Cattedra di Radiologia*  
*P.le Spedali Civili*  
*25123 Brescia BS*  
*Tel. 030/3995525*  
*Fax 030/3399867*  
*E-mail: achiesa@med.unibs.it*