

Valutazione della dose al paziente e ottimizzazione dell'esame multifasico con TC multistrato nello studio dell'apparato urinario

Paola ISOARDI - Roberto ROPOLO - Luigi SAVIO
Federico CESARANI* - Filippo MARCHISIO**
Giovanni GANDINI**

Scopo. Scopo di questo lavoro è stato ottimizzare i parametri di acquisizione utilizzati nell'esecuzione dell'esame TC multifasico renale con apparecchiatura multistrato al fine di diminuire la dose efficace al paziente mantenendo il più possibile inalterata la qualità dell'immagine.

Materiale e metodi. Per mezzo di opportuni programmi di calcolo si è eseguita la valutazione della dose efficace al paziente sottoposto sia all'esame TC multifasico renale con apparecchiatura multistrato, sia all'urografia tradizionale. Utilizzando il protocollo di acquisizione TC in uso sono state quindi acquisite immagini di un oggetto-test (Helical CT phantom, CIRS) visionate da due medici radiologi esperti per determinare il numero di inserti visibili. Con scansioni successive del medesimo oggetto-test si è quindi proceduto all'acquisizione di immagini ottenute con valori di corrente decrescenti. Le immagini così ottenute sono quindi state valutate ed è stata identificata quella per cui la perdita di informazione risulta accettabile. Per la corrispondente modalità di acquisizione sono state ripetute le valutazioni dosimetriche al fine di determinare la nuova dose efficace al paziente.

Risultati. Le valutazioni di dose efficace al paziente relative all'esame TC multifasico renale prima dell'ottimizzazione (corrente 280 mA) risultano rispettivamente per l'uomo e per la donna standard di 22,9 mSv e di 31,1 mSv mentre i corrispondenti valori dopo l'ottimizzazione (corrente 240 mA) risultano di 19,6 mSv e 26,7 mSv con una riduzione percentuale di circa il 14%. La valutazione di dose efficace al paziente relativa alla sola fase TC diretta risulta prima dell'ottimizzazione di 8,9 mSv e di 12,8 mSv; dopo l'ottimizzazione di 7,6 mSv e 11,0 mSv con una riduzione percentuale di circa il 15%. La dose ricevuta dal paziente maschio è inferiore a quella ricevuta dalla paziente in quanto le gonadi femminili sono interamente coperte dal fascio primario durante l'esame mentre quelle maschili sono interessate solo dalla radiazione diffusa.

Discussione e conclusioni. Le valutazioni effettuate che indicano un incremento di un fattore 1,45 nell'uomo e 1,9 nella donna (1,2 e 1,6 nella scansione ottimizzata) per la sola fase diretta dell'esame TC rispetto all'urografia e di 3,7 nell'uomo e di 4,6 nella donna (3,2 e 3,9 nella scansione ottimizzata) per l'esame TC multifasico, dimostrano che l'incremento di dose, anche se non trascurabile, possa ritenersi giustificato dal miglioramento diagnostico soprattutto nella identificazione dei calcoli, specie nei soggetti di sesso maschile. Inoltre tali incrementi di dose appaiono, se non trascurabili, comunque accettabili quando, giustificata dal quesito clinico, la TC a fetta multipla permette, unificando il potere diagnostico di urografia, TC tradizionale e angiografia, di migliorare la diagnosi, ma anche di semplificare l'iter diagnostico delegando migliori diagnosi e stadiazione loco-regionale a un'unica indagine. Per quanto riguarda la gestione dei parametri di esposizione essa risulta uno strumento a cui l'attenzione del radiologo deve essere sempre rivolta. Il radiologo deve pertanto valutare alla luce del quesito clinico, i parametri ottimali che, di fronte a variabili sempre più numerose, rispondano al meglio al principio di ottimizzazione, tenendo presente più l'accuratezza diagnostica, che non il risultato iconografico.

PAROLE CHIAVE: TC spirale, dose efficace - TC spirale, colica renale - Urografia, dose efficace.

Patient dose evaluation and optimization of uropeitetic multislice CT examination

Purpose. The aim of this study was to optimize acquisition data during multislice multiphase CT examination of the renal excretory system in order to reduce patient effective dose without deterioration of the imaging quality.

Materials and methods. With the aid of two dedicated software programmes we evaluated the patient effective dose during both multislice multiphase CT examination of the renal excretory system and excretory urography. With the CT acquisition protocol, images of a test object (Helical CT phantom, CIRS) were examined by two expert radiologists to assess the number of visible inserted test images. Other scans of the test object were then obtained utilizing decreased tube current intensity; among these that with minor information loss was identified. Patient effective dose was measured utilizing correspondent acquisition data.

Results. Patient effective dose during multiphase multislice CT examination before optimization (280 mA tube current intensity) was 22.9 mSv for males and 31.1 mSv for females; after optimization it was 19.6 mSv and 26.7 mSv, respectively, with a 14% decrease. Patient effective dose during CT direct phase before optimization was 8.9 mSv for males and 12.8 mSv for females, after optimization 7.6 mSv and 11 mSv with a 15% decrease. The absorbed dose for males is lower because the females gonads are completely included in the primary CT beam, whereas the testicles are hit by diffuse radiation only.

Discussion and conclusions. During CT direct phase the patient absorbed dose is 1.45 for males and 1.9 for females (1.2 and 1.6 respectively after optimization) higher than that absorbed during intravenous pyelography; the absorbed dose of a complete multiphase CT examination is 3.7 for males and 4.6 for females (3.2 and 3.9 respectively after optimization) higher than that absorbed during intravenous pyelography. Such dosimetric data may be justified by diagnostic advantages in stone assessment, especially in males, and by the fact that multislice CT may unify different diagnostic tools such as intravenous pyelography, axial CT and angiography, thereby simplifying the entire diagnostic protocol. As far as exposure is concerned radiologists should follow the optimizing principle referred to each clinical query, bearing in mind that diagnostic accuracy is more important than the simple iconographic aspect.

KEY WORDS: Spiral CT, effective dose - Spiral CT, renal colic - IVU, effective dose.

Introduzione

Da recenti lavori sta emergendo un ruolo crescente della tomografia computerizzata (TC) nella diagnostica per immagini dell'apparato urinario. Grazie alla diffusione della tecnologia elicoidale multistrato e alle tecniche di elaborazione tridimensionale consentite dall'uso di un voxel vicino all'isotropicità, la TC sembra aver aggiunto alle proprie capacità molte di quelle storicamente proprie dell'urografia endovenosa e dell'angiografia diagnostica [1-3].

È da molti autori riportato l'uso in prima istanza della TC multistrato nella ricerca di calcoli lungo il decorso delle vie escretrici e nella gestione della colica renale, e la nostra esperienza degli ultimi due anni sembra evidenziare la completezza e l'affidabilità dell'esame TC nello studio dei parenchimi, dei vasi e delle vie escretrici [4, 5].

Vista la necessità di un approccio multifasico esteso a gran parte della regione addominale rispetto alle metodiche tradizionali, la dose al paziente può aumentare considerevolmente se la scelta dei parametri di scansione non è ottimizzata [6-8].

Scopo di questo lavoro è illustrare le nostre valutazioni dosimetriche nell'impiego della TC elicoidale, in cui il confronto proposto con l'urografia endovenosa deve necessariamente inserirsi in un più ampio contesto generato dall'espansione delle indicazioni TC nella patologia urologica.

Riteniamo che la scelta dell'esame TC (principio di giustificazione) e la selezione delle modalità di esecuzione (principio di ottimizzazione) possano trarre utili ragguagli dalla nostra proposta di ottimizzazione dei parametri di scansione in modo da minimizzare la dose efficace al paziente mantenendo la qualità dell'immagine. Tale risultato, infatti, oltre a soddisfare il principio di ottimizzazione, consente, diminuendo la dose al paziente, una maggior motivazione per la scelta della TC rispetto al principio di giustificazione.

La procedura seguita è stata quella di determinare per pazienti normotipi (maschio e femmina) la dose efficace ricevuta per l'urografia e per le varie fasi dell'esame con TC elicoidale multistrato. Utilizzando un oggetto test si è quindi determinata la minima corrente utilizzabile per avere immagini di qualità paragonabile a quelle dell'esame standard nella fase diretta. Infine è stata nuovamente valutata la dose efficace associata all'esame.

Materiale e metodi

I valori di dose efficace relativi alle due metodiche sono stati ricavati utilizzando i risultati di misure di indicatori di dose, introdotti come parametri d'ingresso in programmi di calcolo basati su metodi di valutazione della dose efficace ormai considerati standard [9, 10]. Nel caso della TC elicoidale, inoltre, sono state eseguite misure con dosimetri a termoluminescenza (TLD) inseriti in fantoccio antropomorfo. Le misure sono state eseguite utilizzando i parametri di esposizione normalmente impiegati nel caso di esecuzione di indagini per un paziente normotipo. In seguito, utilizzando gli stessi parametri per la TC, sono state acquisite immagini di un oggetto test, valutando la qualità di tali immagini; in successive acquisizioni sono stati poi ridotti i valori della corrente determinando il valore minimo per cui la qualità dell'immagine può essere considerata accettabile. Utilizzando tale valore sono state nuovamen-

Introduction

Recent reports indicate that computed tomography (CT) is taking on an increasingly important role in the imaging of the urinary system. With the diffusion of multislice spiral technology and the availability of three-dimensional image-processing techniques made possible by the use of almost isotropic voxels, CT seems to have expanded its potential by adding capabilities traditionally ascribed to intravenous urography and angiography [1-3].

Many authors have reported the use of multislice CT as a first-line examination in the detection of urinary stones and in the management of renal colic, and our experience over the past two years suggests that the CT examination is both complete and accurate in the study of parenchymas, vessels and the urinary system [4, 5].

Given that compared to the traditional methods, CT requires a multiphase approach covering most of the abdominal region, the dose delivered to the patient may increase considerably unless the scan parameters are appropriately optimised [6-8].

The aim of this paper is to present our dose evaluations in the use of spiral CT and compare the data with those of excretory urography, a comparison dictated by the expansion of CT indications in urological disease.

We believe that the choice of CT (justification principle) and the selection of the execution modalities (optimization principle) may be usefully informed by our proposal to optimize the scan parameters so as to minimize the effective dose to the patient without negatively affecting image quality. Besides fulfilling the optimization principle, this result in fact strengthens the justification for using CT by decreasing patient doses.

The procedure we adopted was to determine for normal-build patients (males and females) the effective dose received during urography and during the various phases of the multislice spiral CT examination. Using a test object we measured the minimum current needed to obtain images of a quality comparable to those yielded by the standard examination in the noncontrast phase. Finally, we proceeded to evaluate the effective dose associated with the examination.

Materials and methods

The effective doses for the two imaging methods were calculated using the results of dose indicator measurements fed into software programmes based on standard methods for effective dose evaluation [9, 10]. Additional dose measurements were made for spiral CT by using thermoluminescent detectors (TLD) introduced into an anthropomorphic phantom. All measurements were made using the exposure parameters normally employed when examining a normal-build patient. Then, using the same parameters for CT, we acquired images of a test object and evaluated the quality of the images; the tube current intensity was then reduced over successive acquisitions to determine the minimum tube current providing images of acceptable quality. Effective dose estimations were then repeated using this tube current value for the noncontrast phase

TABELLA I. — Parametri di esposizione in urografia per il paziente normotipo.

Fase urografia	Numero radiogrammi	Tensione (kV)	Corrente (mA)	Tempo (s)	Dimensioni cassetta (cm ²)	Distanza fuoco-film (cm)	DAP/singolo radiogramma (mGy cm ²)
Diretta	1	71	320	0,16	35×43	110	1662
Stratigrafia	3	64	100	1	24×30	110	1183
Stratigrafia	3	64	100	1	24×30	110	1183
Diretta dopo 5 minuti	1	71	320	0,16	35×43	110	1662
Diretta dopo 15 minuti	1	71	320	0,16	35×43	110	1662
Stratigrafia	3	64	100	1	24×30	110	1183
Oblique	1	71	320	0,16	35×43	110	1662

TABLE I.—*Exposure parameters during intravenous pyelography for a normal-build patient.*

Urographic phase	N. radiograms	Energy (kV)	Current (mA)	Time (s)	Cassette size (cm ²)	Focus-film distance (cm)	DAP/single radiogram (mGy cm ²)
Direct	1	71	320	0.16	35×43	110	1662
Stratigraphy	3	64	100	1	24×30	110	1183
Stratigraphy	3	64	100	1	24×30	110	1183
Direct after 5 minutes	1	71	320	0.16	35×43	110	1662
Direct after 15 minutes	1	71	320	0.16	35×43	110	1662
Stratigraphy	3	64	100	1	24×30	110	1183
Oblique	1	71	320	0.16	35×43	110	1662

te eseguite le stime della dose efficace per la fase diretta dell'esame TC elicoidale ottenendo i valori ottimizzati da impiegarsi per l'applicazione del principio di giustificazione.

La scelta di un fantoccio con inserti a basso contrasto è stata dettata dalla necessità di capire quando una riduzione della corrente al tubo radiogeno rispetto ai valori suggeriti dalla ditta produttrice inizia a deteriorare significativamente la qualità dell'immagine e pertanto l'accuratezza diagnostica.

Se infatti l'elevato contrasto offerto dal calcolo permette una facile individuazione anche con una significativa riduzione della corrente [11], la semeiotica TC di altre alterazioni patologiche a basso contrasto è disturbata dalla diminuzione del rapporto segnale/rumore e pertanto dalla perdita di risoluzione spaziale e di contrasto. La percezione delle esili strie perirenali e periureterali, alcune volte uniche testimoni del passaggio di un calcolo, l'ispessimento dell'urotelio per fibrosi o edema, i rapporti vascolari e la natura di piccoli difetti di riempimento, sono solo alcuni esempi per cui è critica la qualità iconografica.

Valutazione dose efficace in urografia

Per la valutazione della dose efficace in urografia sono state eseguite misure del prodotto dose per area (DAP) con camera a ionizzazione trasmissiva avente un'area sensibile quadra-

of the spiral CT exam so as to obtain the optimized values to be used in the application of the justification principle.

The use of a phantom with low-contrast inserts was dictated by the need to understand at what point a reduction in tube current intensity below the values recommended by the manufacturers starts to significantly deteriorate image quality and therefore diagnostic accuracy.

In fact, although the high contrast provided by the calculation enables easy identification even with a significant reduction in tube current [11], CT semiotics of other low-contrast abnormalities is affected by the lower signal-to-noise ratio and therefore by the loss of spatial resolution and contrast. Perception of thin perirenal and periureteric stranding, in some cases the only signs of the passage of a stone, thickening of the urothelium due to fibrosis or oedema, vascular relations and the nature of small filling defects are only a few examples of why image quality is crucial.

Evaluation of effective dose in urography

Evaluations of effective dose in urography have always been based on dose area product (DAP) measurements using a transmission ionization chamber with a sensitive

ta di lato 145 mm e una filtrazione associata inferiore a 0,5 mm Al (Doseguard 100, RTI Electronic con elettrometro dedicato), nelle condizioni di esposizione per l'uomo normotipo. Le misure di DAP sono state effettuate su un'apparecchiatura radiologica (telecomandato Villa Genius 1253) normalmente impiegato per tali esami. I parametri relativi alle condizioni di esposizione sono riportati in tabella I. La valutazione del DAP risulta conveniente rispetto alla misura di altre grandezze dosimetriche in quanto, tale grandezza, oltre a essere invariante rispetto alla distanza dal fuoco, include una misura dell'area del fascio e può essere integrata su esposizioni successive per esami complessi. Utilizzando il modello di Ranniko [9] sono state successivamente eseguite le stime di dose efficace (E) per paziente maschio e per paziente femmina. Il modello è basato su un fantoccio adattivo per cui dimensioni e disposizioni degli organi vengono variate in base all'altezza e al peso del paziente; la determinazione della dose agli organi e della dose efficace viene eseguita con algoritmi di proiezione del fascio che tengono conto di dimensione e densità dei tessuti oltre che dei fenomeni di propagazione dell'energia. Il modello di Ranniko è implementato nel programma applicativo WinODS distribuito dalla RTI Electronics che, oltre ai parametri d'esposizione e al valore del DAP richiede come dati d'ingresso la filtrazione totale, la dimensione e posizione del fascio, la distanza fuoco-cute paziente e i parametri relativi al paziente (peso e altezza). Le caratteristiche fisiche e geometriche del fascio sono state determinate mediante misure eseguite durante lo svolgimento dei controlli di qualità periodici sulla citata apparecchiatura radiologica mentre come dati paziente sono stati utilizzati valori di peso e altezza di 70 kg e 170 cm sia per il paziente maschio sia per la paziente. Per la paziente normotipo, al fine di un corretto confronto dei valori di dose efficace tra esame urografico e esame TC, non si sono utilizzati i parametri corretti (58 kg di peso e 160 cm di altezza) in quanto il programma di calcolo della valutazione della dose efficace in TC non è dotato di fantoccio virtuale adattivo. Come risultato del calcolo il programma fornisce i valori delle dosi assorbite agli organi compresi nel computo della dose efficace [10] e la dose efficace stessa.

Valutazione della dose efficace in TC elicoidale

Per la stima della dose efficace sono state eseguite, in questo caso, misure dell'indice di dose in tomografia computerizzata in aria ($CTDI_{aria}$) sul tomografo General Electric Medical Systems modello LightSpeed QX/i normalmente utilizzato nelle condizioni operative riportate in tabella II. Le misure sono state eseguite per mezzo di una camera a ionizzazione a penna di lunghezza attiva di dieci centimetri (plastica aria equivalente, Capintec tipo PC-4P, elettrometro PTW UNIDOS). La stima della dose efficace è stata eseguita per mezzo del programma di calcolo ImPact (ImPact CT Patient Dosimetry Calculator, versione 0,99g) utilizzando i fattori derivati dal National Radiological Protection Board [10]. Il risultato è costituito dai valori di dose assorbita negli organi considerati per il computo della dose efficace oltre che della dose efficace stessa. Impostando i parametri di acquisizione dell'esame, la posizione della scansione, il sesso del paziente e il valore di $CTDI_{aria}$ sono stati ottenuti i valori di dose efficace per le tre fasi dell'esame e, in seguito, per la prima fase ottimizzata dell'esame stesso.

Poiché il programma di stima della dose è stato in origine con-

square area (145 mm × 145 mm) and filtration under 0.5 mm Al (Doseguard 100, RTI Electronic with dedicated electrometer), in exposure conditions for a reference male. The DAP measurements were made on the radiological equipment (remote-controlled Villa Genius 1253) normally used for the examination. The exposure conditions are shown in Table I. Evaluation of DAP is more convenient than determination of other dosimetric measures as, besides being unaffected by the distance from the focus, it includes a measurement of the beam area and can be integrated over successive exposures for complex examinations. Using Ranniko's model [9] we made successive estimations of the effective dose (E) for a male patient and a female patient. The model is based on an adaptive phantom so that the size and position of organs change with the height and weight of the patient; determination of organ dose and effective dose is performed using beam projection algorithms which take into account the size and density of tissues as well as energy propagation phenomena. Ranniko's model is implemented in the application WinODS distributed by RTI Electronics which as input parameters requires, as well as the exposure data and the DAP value, total filtration, beam size and position, focus-to-skin distance and patient data (weight and height). The physical and geometric characteristics of the beam were determined by measurements made during the periodic quality control checks on the radiological equipment; as patient data we used a weight of 70 kg and a height of 170 cm for both the male and female patient. In order to obtain a correct comparison of effective dose values in urography and CT, we did not adjust the parameters for the female reference patient (58 kg weight 160 cm height) because the software evaluating effective dose for CT does not have an adaptive virtual phantom. As a result of the calculation, the programme provides the organ doses included in the computation of the effective dose [10] and the effective dose itself.

Evaluation of effective dose in spiral CT

To estimate the effective dose in CT we measured the CT dose index in air ($CTDI_{air}$) on a General Electric Medical Systems LightSpeed QX/i unit normally used in the operating conditions reported in Table II. The measurements were made using a CT pencil chamber with an active length of ten centimetres (air-equivalent conducting plastic, Capintec PC-4P, electrometer PTW UNIDOS). Estimation of the effective dose was made with ImPact (ImPact CT Patient Dosimetry Calculator, version 0.99g) using the factors derived from the National Radiological Protection Board [10]. The result consists of doses absorbed by the organs considered in the calculation of the effective dose as well as the effective dose itself. By setting the examination acquisition parameters, scan position, patient sex and the $CTDI_{air}$ parameters we obtained the effective dose values for the three phases of the examination and for the first, optimized, phase of the examination.

As the dose estimation software was originally designed for single-slice spiral CT units, we evaluated

TABELLA II. — Parametri di esposizione esame TC multistrato multifasico renale.

Fase	Tensione (kV)	Corrente (mA)	Tempo di esposizione totale (s)	Tempo di esposizione/rotazione tubo RX (s)	Modalità acquisizione immagini			Numero totale fette	Apertura collimatore (mm)
					Larghezza fetta (mm)	Pitch	Velocità avanzamento lettino (mm/rot)		
Diretta	120	280	18,7	0,8	5	1,5	15	67	10
Artero-portale	120	280	9,7	0,8	5	1,5	15	33	10
Tardiva	120	280	18,7	0,8	5	1,5	15	67	10

TABLE II.—*Exposure parameters during multiphasic multislice CT examination of the urinary system.*

Phase	Energy (kV)	Current (mA)	Total exposure time (s)	Exposure time per X-ray tube rotation (s)	Image acquisition modalities			Total number of slices	Collimator aperture (mm)
					Slice thickness (mm)	Pitch	Table feed (mm/rot)		
Non-contrast	120	280	18.7	0.8	5	1.5	15	67	10
Arterio-portal	120	280	9.7	0.8	5	1.5	15	33	10
Late	120	280	18.7	0.8	5	1.5	15	67	10

cepito per tomografi computerizzati a spirali a strato singolo, si è inoltre ritenuto opportuno eseguire una valutazione del metodo per il tipo di tomografo multistrato impiegato in questa valutazione. La validazione è stata svolta mediante misure di dose assorbita agli organi impiegando 40 dosimetri TLD di fluoruro di litio (TLD-100, $1 \times 1 \times 6 \text{ mm}^3$, Harshaw) inseriti in un fantoccio antropomorfo (Rando Phantom, Alderson Research Laboratories) in corso di esame TC elicoidale con quelli ottenuti dal programma. Per eseguire una corretta taratura dei TLD è stata applicata una filtrazione aggiuntiva a un apparecchio di diagnostica tradizionale di filtrazione nota, in modo da raggiungere la filtrazione del tomografo computerizzato in modalità di lavoro corpo. La verifica della corretta filtrazione è stata effettuata, sulle due apparecchiature radiologiche, mediante confronto di misure di strato emivalente (SEV) a pari tensione. Utilizzando tale filtrazione aggiuntiva sono quindi stati determinati i coefficienti di taratura per ogni singolo TLD mediante quattro esposizioni ripetute (kerma in aria pari a circa 10 mGy) eseguite nelle medesime condizioni operative su supporto aria equivalente (tensione: 120 kV, corrente: 100 mA, tempo di esposizione: 1 s, distanza fuoco-dosimetri: 80 cm, massima apertura del campo RX) contemporaneamente a una misura di kerma in aria con camera a ionizzazione da 0,6 ml e pareti in grafite (NE Technology tipo 2571, elettrometro PTW UNIDOS). La verifica della linearità di risposta in funzione della dose assorbita è stata valutata per ogni singolo TLD mediante diverse esposizioni a circa 0,5 mGy, 1 mGy e 100 mGy. I dosimetri selezionati sono stati quindi inseriti nel fantoccio antropomorfo in corrispondenza di alcuni organi investiti dal fascio primario (rene destro, rene sinistro, intestino, gonadi femminili, vescica). La lettura dei dosimetri, dopo l'esecuzione dell'esame, è stata eseguita con un sistema dedicato (Universal Toledo 654 D, Vinten Instruments) che ha permesso la valutazione della dose assorbita negli organi considerati e il successivo confronto con i valori ottenuti dal programma.

the method for the multislice scanner used in this study. To this end we measured the organ dose by using 40 lithium fluoride TLDs (TLD-100, $1 \times 1 \times 6 \text{ mm}^3$, Harshaw) inserted in an anthropomorphic phantom (Rando Phantom, Alderson Research Laboratories) during the spiral CT examination and compared the measurement data with those calculated by the software. Correct calibration of the TLD was ensured by applying additional filtration to a conventional diagnostic unit of known filtration, so as to reach the filtration of the CT unit during body imaging. Verification of correct filtration was done, on both radiological units, by comparing half value layer (HVL) measurements at the same energy. Using this additional filtration we were then able to determine the calibration coefficients for each TLD by delivering four successive exposures (air kerma equal to ca. 10 mGy) to an air-equivalent support under the same operational conditions (energy: 120 kV, current: 100 mA, exposure time: 1 s, focus-dosimeter distance: 80 cm, maximum aperture of the X-ray field) as well as measuring the air kerma using a 0.6-ml ionization chamber with graphite walls (NE Technology 2571, electrometer PTW UNIDOS). Response linearity relative to absorbed dose was evaluated for each TLD through different exposures at approx. 0.5 mGy, 1 mGy and 100 mGy. The selected dosimeters were then inserted into the anthropomorphic phantom in correspondence with the organs hit by the primary beam (right kidney, left kidney, intestine, female gonads, urinary bladder). Dosimeter reading after the examination was performed using a dedicated system (Universal Toledo 654 D, Vinten Instruments) which enabled us to evaluate the dose absorbed by the organ and to compare it to the values obtained by the software.

TABELLA III. — Valutazione dose efficace in urografia.

Fase urografia	Numero radiogrammi	E/singolo radiogramma (mSv)		E/fase (mSv)	
		Uomo	Donna	Uomo	Donna
Diretta	1	0,55	0,79	0,55	0,79
Stratigrafia	3	0,44	0,45	1,32	1,35
Stratigrafia	3	0,44	0,45	1,32	1,35
Diretta dopo 5 minuti	1	0,55	0,79	0,55	0,79
Diretta dopo 15 minuti	1	0,55	0,45	0,55	0,45
Stratigrafia	3	0,44	0,45	1,32	1,65
Oblique	1	0,5	0,72	0,5	0,72
E totale esame (mSv)				6,1	6,8

TABLE III.—Effective dose evaluation during intravenous pyelography.

Urographic phase	Number of radiograms	E/single radiogram (mSv)		E/phase(mSv)	
		Male	Female	Male	Female
Direct	1	0.55	0.79	0.55	0.79
Stratigraphy	3	0.44	0.45	1.32	1.35
Stratigraphy	3	0.44	0.45	1.32	1.35
Direct after 5 minutes	1	0.55	0.79	0.55	0.79
Direct after 15 minutes	1	0.55	0.45	0.55	0.45
Stratigraphy	3	0.44	0.45	1.32	1.65
Oblique	1	0.5	0.72	0.5	0.72
E total exam (mSv)				6.1	6.8

Ottimizzazione dell'esame

L'ottimizzazione delle metodiche radiodiagnostiche, di per sé già richiesta dalla buona pratica clinica [12, 13], diventa ancora più imperativa stante la vigente legislazione. L'International Commission of Radiation Units (ICRU) ha adottato [14] un modello a sei livelli (efficacia tecnica, accuratezza diagnostica, efficacia diagnostica, efficacia terapeutica, efficacia sul paziente, efficacia sociale) per la valutazione dell'impatto di una modalità diagnostica. La chiave di questo modello gerarchico è costituita dal fatto che perché una procedura diagnostica risulti efficace ai livelli più alti deve essere efficace sin dai livelli più bassi. I livelli 1 e 2 (efficacia tecnica ed accuratezza diagnostica) risultano quelli su cui si può effettivamente, e in modo semplice, intervenire con una procedura di ottimizzazione, per cui si ricercano quei parametri fisici associati all'immagine che, pur diminuendo la dose al paziente, mantengono inalterata l'accuratezza diagnostica dell'esame. Nel caso in questione l'accuratezza diagnostica è essenzialmente legata alla risoluzione a basso contrasto per cui si è cercato di valutare la relazione contrasto dettaglio in funzione dei parametri di esposizione. Per tale valutazione è stato utilizzato un oggetto test

Optimization of the examination

Optimization of radiodiagnostic methods, in itself a requirement of good clinical practice [12, 13], becomes even more imperative in the light of the new regulations. The International Commission of Radiation Units (ICRU) has adopted [14] a six-level model (technical efficacy, diagnostic accuracy, diagnostic efficacy, therapeutic efficacy, patient efficacy, social efficacy) to assess the impact of a diagnostic modality. The key to this hierarchical model is that for a diagnostic procedure to be effective at the highest levels it must also be effective at the lower levels. Levels 1 and 2 (technical efficacy and diagnostic accuracy) are those on which one can effectively and easily apply optimization procedures by searching for those physical parameters related to the image which, even after patient dose is decreased, can preserve the diagnostic accuracy of the examination. In the case at hand diagnostic accuracy is essentially related to low-contrast resolution, so that we tried to evaluate the relation between contrast and detail as a function of exposure parameters. To this end we used a test object (Helical CT phantom,

TABELLA IV. — Valutazione dose efficace esame TC multifasico renale.

Fase TC	E (mSv)	
	Uomo	Donna
Diretta	8,9	12,8
Artero-portale	5,1	5,5
Tardiva	8,9	12,8
E totale esame (mSv)	22,9	31,1

TABELLA V. — Confronto dose assorbita agli organi misurata con TLD e calcolata per l'esame TC completo (220 mAs/rotazione).

Organo	Dose assorbita (mGy)		Differenza %
	Calcolata	Misurata con TLD	
Rene	73,1	78,8	-7,2
Fegato	53,7	54,0	-0,6
Gonadi femminili	43,2	48,7	-11,3
Vescica	37,4	40,1	-6,7

(Helical CT phantom, CIRS) costituito di tessuto fegato equivalente in cui sono inserite tre colonne di inserti di diametri variabili (9,5 - 6,3 - 4,8 - 4 - 3,2 - 2,4 mm) composte da differenti materiali con valori caratteristici, in Unità Hounsfield (HU), di poco differenti rispetto al valore di base e precisamente -5, -10 e -20 HU. È stata eseguita una scansione (fase diretta) con i parametri standard e l'immagine ottenuta è stata valutata da due radiologi esperti al fine di determinare il numero di inserti visibili per ogni colonna (ovvero la funzione contrasto-dettaglio). La procedura è stata quindi ripetuta al variare della corrente sino a determinare una condizione che pur mantenendo ancora una funzione contrasto dettaglio paragonabile all'originaria (ovvero mantenendo lo stesso numero di inserti visibili) conducesse a un'apprezzabile riduzione della dose. In tal modo si è potuto attuare in modo semplice un'ottimizzazione dal punto di vista dosimetrico mantenendo sostanzialmente invariata l'accuratezza diagnostica dell'esame.

Risultati

I risultati delle misure e delle valutazioni relative all'urografia sono riportate in tabella III. In tabella IV sono riportati i dati relativi all'esame TC elicoidale distinti per le tre fasi. L'uso del programma è stato validato in quanto, come si può osservare nella tabella V, lo scostamento tra la dose assorbita agli organi calcolata e quella misurata con TLD risulta dell'ordine del 10%. In entrambe le metodiche la dose ricevuta dal paziente maschio è notevolmente inferiore a quella ricevuta dalla paziente in quanto le gonadi femminili sono interamente coperte dal fascio primario durante l'esame mentre quelle maschili sono interessate solo dalla radiazione diffusa; questo fatto, considerato l'elevato fattore peso delle gonadi nel computo della dose efficace, si riflette in

TABLE IV.—Effective dose evaluation during multiphasic multislice CT examination of urinary system.

CT phase	E (mSv)	
	Male	Female
Noncontrast	8.9	12.8
Arterio-portal	5.1	5.5
Late	8.9	12.8
E total exam (mSv)	22.9	31.1

TABLE V.—Comparison of organ absorbed dose calculated and measured with TLD for the CT examination (220 mAs/rotation).

Organ	Absorbed dose (mGy)		Difference %
	Calculated	Measured with TLD	
Kidney	73.1	78.8	-7.2
Liver	53.7	54.0	-0.6
Female gonads	43.2	48.7	-11.3
Bladder	37.4	40.1	-6.7

CIRS) consisting of a liver-equivalent tissue containing three columns of inserts of varying diameters (9.5 - 6.3 - 4.8 - 4 - 3.2 - 2.4 mm) and made of materials with values, in Hounsfield Units (HU), only slightly below the background value (-5, -10 and -20 HU). A scan was performed (noncontrast phase) with the standard parameters and the image obtained was evaluated by two expert radiologists in order to determine the number of inserts visible in each column (the contrast-detail function). The procedure was then repeated with different tube current intensities until we identified a condition that, although maintaining a contrast-detail function comparable to the original one (with the same number of inserts visible), led to an appreciable dose reduction. This allowed the dose to be optimized without substantially affecting diagnostic accuracy.

Results

The results of the measurements and evaluations made for urography are reported in table III. Table IV shows the data for spiral CT for each of the three examination phases. The use of the software was validated as, as can be seen in table V, the percent difference between the organ doses computed by the software and measured by the TLDs was in the order of 10%.

In both methods the dose received by the male patient is considerably lower than received by the female patient as the female gonads are entirely covered by the primary CT beam whereas the male gonads receive diffuse radiation only; considering the weighting of the gonads in the effective dose computation, this is reflected in a considerable increase in the effective dose itself.

TABELLA VI. — Analisi immagini fantoccio test (spessore fetta 5 mm): fase diretta esame TC al variare della corrente.

Corrente (mA)	Numero TC medio (UH)	Rumore (deviazione standard) (UH)	Medico radiologo A			Medico radiologo B		
			Diametro inferiore oggetto visibile per colonna (mm):			Diametro inferiore oggetto visibile per colonna (mm):		
			-5 UH	-10 UH	-20 UH	-5 UH	-10 UH	-20 UH
	ROI di circa 650 mm ²							
280	59,4	5,2	9,5	4,8	4,0	9,5	4,8	4,0
260	60,3	5,6	9,5	4,8	4,0	9,5	4,8	4,0
240	59,6	5,8	9,5	4,8	4,0	9,5	4,8	4,0
220	59,9	6,2	10,0	6,3	4,0	10,0	6,3	4,8

TABLE VI.—Analysis of images of the test object (5 mm slice thickness): CT examination noncontrast phase with current variations.

Current (mA)	Mean CT number (UH)	Noise (standard deviation) (UH)	Radiologist A			Radiologist B		
			Smallest diameter of object visible per column (mm):			Smallest diameter of object visible per column (mm):		
			-5 UH	-10 UH	-20 UH	-5 UH	-10 UH	-20 UH
	ROI of approx. 650 mm ²							
280	59.4	5.2	9.5	4.8	4.0	9.5	4.8	4.0
260	60.3	5.6	9.5	4.8	4.0	9.5	4.8	4.0
240	59.6	5.8	9.5	4.8	4.0	9.5	4.8	4.0
220	59.9	6.2	10.0	6.3	4.0	10.0	6.3	4.8

TABELLA VII. — Valutazione dose efficace esame TC multifasico renale con fase diretta ottimizzata.

Fase TC	E (mSv)	
	Uomo	Donna
Diretta	7,6	11,0
Artero-portale	4,4	4,7
Tardiva	7,6	11,0
E totale esame (mSv)	19,6	26,7

TABLE VII.—Effective dose evaluation during multiphasic multislice CT examination of urinary system with optimized noncontrast phase.

CT phase	E (mSv)	
	Male	Female
Noncontrast	7.6	11.0
Arterio-portal	4.4	4.7
Late	7.6	11.0
E total exam (mSv)	19.6	26.7

un aumento considerevole della dose efficace stessa. I risultati del processo di ottimizzazione sono mostrati nelle figure 1 e 2 dove sono riportate l'immagine dell'oggetto test ottenuta nelle condizioni iniziali (corrente di 280 mA) e dopo l'ottimizzazione (corrente 240 mA); in tabella VI sono inoltre riportati i risultati dell'analisi visiva eseguita da due medici radiologi. Infine, in tabella VII, sono riportati i risultati della stima della dose efficace nel caso di esame TC elicoideale con i parametri ottimizzati per la prima fase; la riduzione di dose ottenuta per il completo esame multifasico risulta essere di circa il 14%.

Discussione

La risoluzione a basso contrasto è un indicatore della capacità di distinguere un oggetto dal mezzo in cui è situato avven-

The results of the optimization procedure can be seen in figures 1 and 2 which show the images of the test object obtained at the initial conditions (tube current 280 mA) and after optimization (tube current 240 mA); in addition, table VI shows the results of the visual analyses carried out by the two radiologists.

Table VII shows the results of the estimation of effective dose for the spiral CT examination with parameters optimized for the first phase; the dose reduction obtained for the complete multiphasic examination was approximately 14%.

Discussion

Low-contrast resolution is an indicator of the ability to distinguish an object from the matrix in which it is situated

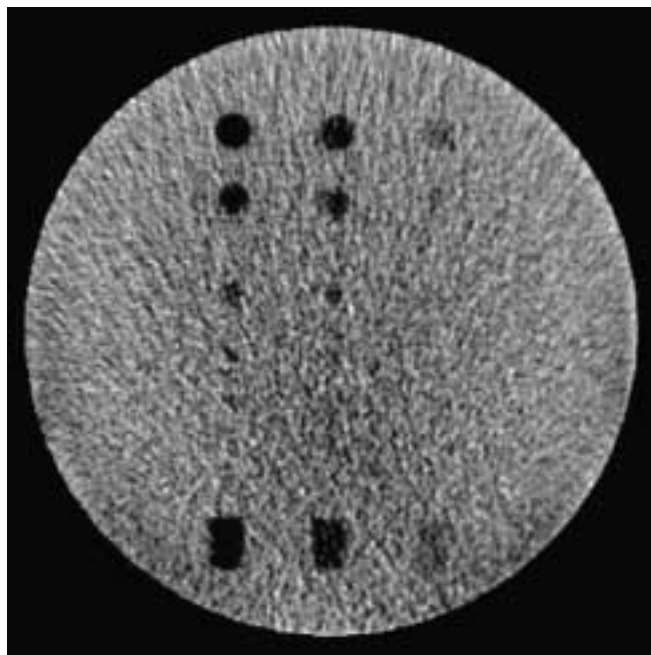


Fig. 1. — Immagine oggetto test ottenuta con corrente pari a 280 mA. *Image of a test object obtained with a 280 mA tube current intensity.*

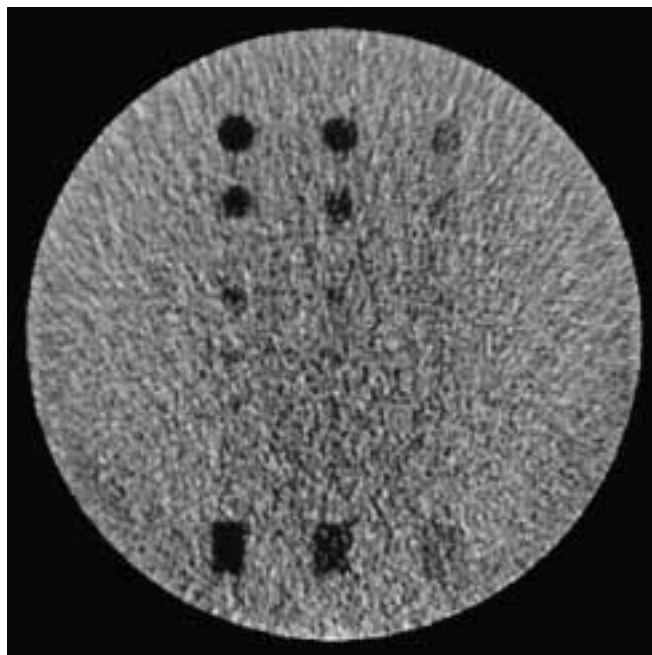


Fig. 2. — Immagine oggetto test ottenuta con corrente pari a 240 mA. *Image of a test object obtained with a 240 mA tube current intensity.*

te simile coefficiente di attenuazione. Un tipico oggetto-test per la valutazione della risoluzione a basso contrasto in genere contiene oggetti di diversa densità e di diametro decrescente. La valutazione può essere soggettiva (numero di oggetti rilevabili) oppure quantitativa e espressa come differenza del numero CT medio rispetto al mezzo circostante. L'importanza della valutazione qualitativa è data dal suo legame con la capacità di risolvere e identificare i dettagli che costituiscono l'obiettivo dell'indagine diagnostica ovvero, in pratica, quando si voglia definire in termini numerici il limite della metodica. In un processo di ottimizzazione per cui si ricerchi il mantenimento di condizioni di visualizzazione standard può essere in realtà sufficiente l'approccio qualitativo e questo metodo è stato usato per questo lavoro.

Dall'immagine ottenuta inizialmente i due radiologi esperti hanno espresso una rilevabilità di 2 oggetti della prima colonna (-5 HU) pari a 9,5 mm di diametro, 4 oggetti della seconda colonna (-10 HU) pari a 4,8 mm di diametro e di 5 oggetti della terza colonna (-20 HU) pari a 4 mm di diametro. Sono quindi stati presi in considerazione i vari parametri che, oltre alla corrente, possono influire sulla risoluzione a basso contrasto [8]. Tensione e filtrazione del fascio di radiazione definiscono lo spettro del fascio e di conseguenza il contrasto dell'oggetto per la sua differenza di coefficiente di attenuazione rispetto al mezzo in cui si trova; sui valori di filtrazione evidentemente non è possibile intervenire mentre sulla tensione, dopo qualche prova, si è deciso di non modificare il valore standard in quanto gli algoritmi di ricostruzione sono ottimizzati per tale qualità del fascio di radiazione. Altri fattori importanti che potrebbero essere presi in considerazione sono il tempo di esposizione per rotazione e i parametri relativi all'interdipendenza oggetto / ricostruzione ovvero: pitch, collimazione, dimensioni dell'oggetto, allineamento tra la posizione dell'oggetto e sezione e distanza fra oggetto e asse di rota-

and which has a similar attenuation coefficient. A typical test object for the evaluation of low-contrast resolution generally contains inserts of different densities and decreasing diameters. The evaluation may be subjective (number of objects detectable) or quantitative and expressed as a difference of the mean CT number relative to the surrounding matrix. The importance of qualitative evaluation lies in its relation to the ability to resolve and identify the details that constitute the target of the diagnostic examination or, in practice, when the limits of the method are to be defined in numerical terms. In an optimization process aiming at maintaining standard visualisation conditions the qualitative approach may be sufficient, and this is the method used in this study.

On the initial image the two radiologists were able to detect 2 objects of the first column (-5 HU) equal to a diameter of 9.5 mm, 4 objects of the second column (-10 HU) equal to a diameter of 4.8 mm and 5 objects of the third column (-20 HU) equal to a diameter of 4 mm. We then considered the various parameters which, besides tube current, can affect low-contrast resolution [8]. Energy and filtration of the radiation beam define the beam spectrum and therefore the contrast of the object as a result of its different attenuation coefficient with respect to the matrix in which it is contained; while no changes can obviously be made to the filtration values, we decided, after several tests, not to modify the standard energy value as the reconstruction algorithms are optimized for such beam quality. Other important factors that could be taken into account, are exposure time per rotation and parameters relating to the object/reconstruction interdependence, namely: pitch, collimation, object size, alignment between object position and slice and distance between the object and rotation axis. As regards expo-

zione. Per quanto riguarda il tempo di esposizione per rotazione la procedura standard utilizza già il valore più breve selezionabile (0,8 secondi per rotazione) mentre il pitch selezionato (definito come il rapporto tra l'avanzamento del lettino per rotazione del tubo radiogeno e l'apertura del collimatore) risulta il massimo pitch impostabile (pari a 1,5). Tutti gli altri fattori risultano fondamentali per un'analisi prettamente tecnica ma, ai fini pratici, sono di scarsa utilità in un semplice processo di ottimizzazione come quello qui presentato. Nell'esecuzione di un esame, infatti, a priori, non è dato conoscere la posizione e la dimensione dell'oggetto da rilevare e lo studio dell'influenza di tali fattori sulla qualità dell'immagine può essere utile per definire i limiti della metodica ma non per un'ottimizzazione generica dal punto di vista radioprotezionistico. In definitiva l'unico parametro preso in considerazione è stata la corrente; si è quindi proceduto all'esecuzione di acquisizioni del fantoccio con l'uso di correnti sempre più basse a gradini di 20 mA. Si è così trovata la minima corrente per cui risultavano visibili un numero di inserti pari a quella dell'immagine iniziale. La diminuzione della corrente a parità di tutti gli altri parametri ha prodotto un inevitabile aumento del rumore valutato come la deviazione standard dei numeri espressi in HU entro un'area di circa 650 mm² da 5,2 HU a 6,2 HU. Dal punto di vista dosimetrico il rapporto fra la dose efficace ricevuta durante la prima fase dell'esame TC elicoidale e l'esame urografico risulta, per l'esame non ottimizzato, pari a 1,5 per l'uomo normotipo e di 1,9 per la donna mentre nel caso dell'esame ottimizzato risulta pari a 1,2 per l'uomo normotipo e di 1,6 per la donna; la corrispondente riduzione percentuale della dose per la sola fase TC diretta prima e dopo l'ottimizzazione risulta di circa il 15%. Per tutte le fasi dell'esame risulta una riduzione di dose complessiva di circa il 14% comunque superiore ai margini d'errore delle metodiche utilizzate per le stime che possono considerarsi inferiori al 10%. Va però rilevato che la seconda e la terza fase dell'esame TC interessano solo pazienti selezionati con necessità di un esame estremamente accurato.

Conclusioni

All'entusiasmo per le nuove prospettive in diagnostica urologica che all'inizio della nostra esperienza venivano aperte con la tomografia a fetta multipla, è subentrata la preoccupazione dell'aumento della dose erogata, in quanto apparve subito evidente come il suo ordine di grandezza fosse tale da non poter essere trascurato.

I rilievi effettuati che indicano un incremento di un fattore 1,45 nell'uomo e 1,8 nella donna (1,2 e 1,6 nella scansione ottimizzata) per la sola fase diretta rispetto all'urografia e di 3,7 nell'uomo e di 4,6 nella donna (3,2 e 3,9 nella scansione ottimizzata) per l'esame multifasico dimostrano che l'incremento di dose anche se non trascurabile, possa ritenersi giustificato dal miglioramento diagnostico.

I fattori di incremento appaiono, se non trascurabili, meno significativi quando, giustificata dal quesito clinico, la TC a strati multipli permette, unificando il potere diagnostico di urografia, TC tradizionale e angiografia, di migliorare la diagnosi, ma anche di semplificare l'iter diagnostico delegando il miglioramento diagnostico e la stadiazione locoregionale a un'unica indagine.

La gestione dei parametri di esposizione è pertanto uno strumento verso il quale l'attenzione del radiologo deve esse-

sure time per rotation, the standard procedure already adopts the shortest possible time (0.8 seconds per rotation) whereas the pitch (defined as the ratio between table feed per tube rotation and collimator aperture) was set at the highest possible value (1.5) All of the other factors are crucial for a merely technical analysis but are of little practical use for simple optimization processes such as the one described in this paper. When performing an examination one has no prior knowledge of the position and size of the object to be detected and the study of the influence of these factors on image quality may be useful to identify the limits of the method but not for optimization in terms of radiation protection. The only parameter taken into consideration was therefore the tube current. We acquired successive images of the phantom decreasing the tube current by 20 mA each time. This way we identified the minimum current which enabled visualisation of the same number of inserts seen in the initial image. The decrease in tube current, the other parameters being unchanged, produced an inevitable increase in noise evaluated as the standard deviation of HU values within a 650-mm² area from 5.2 HU to 6.2 HU. From a dosimetric point of view the ratio between the effective dose received during the first phase of the spiral CT exam and intravenous urography is, for the non-optimized examination, equal to 1.5 for the reference male and 1.9 for the female as against 1.2 and 1.6 respectively for the optimized examination; the corresponding dose reduction for the noncontrast CT phase alone before and after optimization is approximately 15%. For all phases of the examination there is an overall dose reduction of around 14%, which is in any case greater than the error margins of the methods used for dose estimations which are usually below 10%. It should however be noted that the second and third phase of the CT exam only involve selected patients requiring an extremely accurate examination.

Conclusions

The enthusiasm for the new prospects in urinary system imaging made possible by multislice tomography at the beginning of our experience was dampened by concerns about the increase in dose delivered to the patient, as it soon became clear that the dose magnitude was such that it could not be ignored.

Our measurements indicate an increase by a factor of 1.45 in the male and 1.8 in the female (1.2 and 1.6 in the optimized scan) for the noncontrast phase alone relative to urography and of 3.7 in the male and 4.6 in the female (3.2 and 3.9 in the optimized scan) for the multiphasic examination: although not negligible, the increase in dose can be considered justified by the diagnostic gain.

In addition, the dose increase appears to be less significant if we consider that the use of multislice CT, when justified by the clinical query, combines the diagnostic power of urography, conventional CT and angiography and permits both to improve the diagnosis and to simplify the diagnostic work-up by delegating the diagnostic improvement and locoregional staging to a single diagnostic examination.

Management of the exposure parameters is therefore a

re sempre rivolta. Riteniamo che i nostri rilievi, volutamente effettuati con un modesto range di variazione di corrente, nei limiti consigliati dalla ditta costruttrice per avere un risultato iconografico ottimale, consentano di iniziare a quantificare oggettivamente l'impatto della riduzione della corrente sulla qualità dell'immagine e sulla dose. Il radiologo deve pertanto valutare i parametri ottimali alla luce del quesito clinico che, di fronte a variabili sempre più numerose, rispondano al meglio al principio di ottimizzazione, tenendo presente più l'accuratezza diagnostica, che non il risultato iconografico.

Ringraziamenti. — Il presente lavoro è stato svolto nell'ambito del progetto di Ricerca Finalizzata "Riduzione del rischio associato all'esposizione a radiazioni ionizzanti per fini medici" della Regione Piemonte.

Bibliografia/References

- 1) McTavish JD, Jinzaki M, Zou KH *et al.*: Multi-detector row CT urography: comparison of strategies for depicting the normal urinary collecting system. *Radiology* 225: 783-789, 2002.
- 2) Caoili EM, Cohan RH, Korobkin M *et al.*: Urinary tract abnormalities: initial experience with multi-detector row CT urography. *Radiology* 222: 353-360, 2002.
- 3) Schreyer HH, Uggowitz MM, Ruppert-Kohlmayr A: Helical CT of the urinary organs. *Eur Radiol* 12: 575-591, 2000.
- 4) Yilmaz S, Sindel T, Arslan G *et al.*: Renal colic: comparison of spiral CT, US and IVU in the detection of ureteral calculi. *Eur Radiol* 8: 212-217, 1998.
- 5) Homer JA, Davies-Payne DL, Peddinti BS: Randomized prospective comparison of non-contrast enhanced helical computed tomography and intravenous urography in the diagnosis of acute ureteric colic. *Australas Radiol* 45: 285-290, 2001.
- 6) Denton ER, Mackenzie A, Greenwell T *et al.*: Unenhanced helical CT for renal colic: is the radiation dose justifiable? *Clin Radiol* 54: 444-447, 1999.
- 7) Weldon L, Stephen JE, Bryan JK *et al.*: Low-dose nonenhanced helical CT of renal colic: assessment of ureteric stone detection and measurement of effective dose equivalent. *Radiology* 215: 51-54, 2000
- 8) Hui H, Stanley HF: The effect of helical pitch and beam collimation on the lesion contrast and slice profile in helical CT imaging. *Med Phys* 23: 1943-1954, 1996.
- 9) Rannikko S, Ermakov I, Lampinen JS *et al.*: Computing patient doses of X-ray examinations using a patient size and sex-adjustable phantom. *Br J Radiol* 70: 708-718, 1997.
- 10) Jones DG, Shrimpton PC: Normalised organ doses for X-ray computed tomography calculated using Monte Carlo techniques. *NRPB-SR250*, 1993.
- 11) Katz DS, Venkataramanan N, Napel S *et al.*: Can low-dose unenhanced multidetector CT be used for routine evaluation of suspected renal colic? *AJR* 180: 313-315, 2003.
- 12) International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60: Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. *Annals of the ICRP*, Vol. 21 1-3, 1990.
- 13) International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 73: Radiological protection and safety in medicine. *Annals of the ICRP*, 26-27, 1996.
- 14) International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Report 54: Medical imaging - The assessment of image quality, 1996.

tool that deserves the radiologist's attention. We believe that our measurements, performed with a modest range of tube current variation and within the limits recommended by the manufacturers to obtain an optimal image quality, allow us to start to objectively quantify the impact of tube current reduction on image quality and dose. The radiologist must therefore evaluate and select the optimal parameters for the clinical query which best respond to the optimization principle, keeping in mind that diagnostic accuracy is more important than the imaging result.

Acknowledgements.—The study was performed within the framework of the research project "Reduction of the risk associated with exposure to ionizing radiation for medical purposes" of the Piemonte Region.

*Dott.ssa P. Isoardi
S. C. Fisica Sanitaria
Azienda Ospedaliera
San Giovanni Battista
Corso Bramante, 88
10126 Torino TO
Tel. 011/6335373
Fax 011/6634547
E-mail: pisoardi@molinetto.piemonte.it*