

La Radiologia Medica - Radiol Med 106: 201-212, 2003
Edizioni Minerva Medica - Torino

La Fluoro-TC multislice Principi tecnici, applicazioni cliniche e dosimetria

Ernesto BISSOLI - Lorenzo BISON - Eugenio GIOULIS
Cosimo CHISENA - Roberto FABBRIS¹

Scopo. Scopo del lavoro è la descrizione delle tecniche fluoroscopiche con TC multistrato nelle procedure interventistiche. Particolare risalto è dato ai principi tecnici della fluoro-TC multistrato e ai conseguenti vantaggi nell'utilizzo clinico, rispetto alla guida fluoroscopica TC a strato singolo e rispetto alla guida tradizionale con TC incrementale. Altri ambiti di discussione sono la dosimetria e la radioprotezionistica del paziente e dell'operatore.

Materiale e metodi. Si riferiscono i dati relativi a 60 procedure interventistiche condotte con accessorio CT fluoroscopy per Aquilion-Multi TSX-101A Toshiba, che permette l'evidenziazione contemporanea in real time di 3 piani di scansione: il piano della lesione-bersaglio e i piani adiacenti sopra e sottostante. Nell'arco di 9 mesi sono state eseguite 39 biopsie, 5 drenaggi di ascessi, 12 artrocentesi di spalla preliminari all'esame di artro-RM e 4 ablazioni con radiofrequenza di neoplasie epatiche. Per ogni procedura, tramite questionario, sono stati valutati: organo trattato, parametri di scansione, modalità di conduzione della fluoroscopia (continua o frazionata) e tempo totale di fluoro-TC. Sulla scorta di questi dati e tramite misure su phantom del corpo è stata misurata la dose erogata al paziente e all'operatore.

Risultati e discussione. La visione contemporanea sullo schermo, in real time, del piano della lesione-bersaglio e di quelli adiacenti sopra e sottostante ha sempre permesso il pronto riconoscimento di punta e direzione dell'ago. Il ricorso o meno a un porta-ago è stato condizionato dal tipo di ago, dalla modalità di conduzione della fluoroscopia (continua o spot), dal tipo di procedura e dall'organo bersaglio. Con l'esperienza l'approccio a mano libera con fluoro-TC frazionata invece che continua è risultato il più agevole, veloce e con minore esposizione radiante. Il tempo medio di fluoroscopia delle diverse procedure e modalità di fluoro-TC multistrato è stato di 24 secondi. La dose media erogata nell'unità di tempo alla cute del paziente è stata di 5300 $\mu\text{Sv/s}$, la dose al corpo dell'operatore è risultata di 0,3 $\mu\text{Sv/s}$ e la dose alla mano di 30 $\mu\text{Sv/s}$.

Conclusioni. La fluoro-TC multistrato, soprattutto se frazionata, comporta un'accettabile esposizione radiante del paziente e dell'operatore e guida le procedure interventistiche con maneggevolezza e rapidità.

PAROLE CHIAVE: Tomografia Computerizzata, spirale - Tomografia Computerizzata, multislice - Tomografia Computerizzata, esposizione radiante - Fluoroscopia, tecnologia - Procedure interventistiche, tecnologia.

Multislice CT fluoroscopy: technical principles, clinical applications and dosimetry

Purpose. The aim of this study is describing fluoroscopic techniques with multislice CT during interventional procedures. We emphasize the technical principles of the multislice CT fluoroscopy and the relative advantages in clinical application, in comparison to singleslice fluoroCT and conventional CT guided procedures. Other topics are dosimetry and patient's and operator's radioprotection.

Materials and methods. We describe our experience in 60 cases of interventional procedures performed with CT fluoroscopy array for the TOSHIBA AQUILION-MULTI TSX-101A scanner that allows a real-time 3 slices simultaneous representation of the target: middle target slice, superior and inferior slices. Thirty nine biopsies, 5 abscess drainage, 12 shoulder arthrocentesis previous to arthro-MR and 4 hepatic neoplasm ablations have been performed during the last 9 months. For each procedure questionnaires have been used to evaluate: target organs, scan parameters, fluoroscopy techniques (continuous or spot) and total time of fluoroCT. Basing on these data and on the measurements made on a body phantom we calculated patient's and operator's radiation dose rate.

Results and discussion. The real-time simultaneous representation of the middle target slice and the adjacent superior and inferior slices has always allowed an immediate identification of the needle tip and direction. The use of a needle holder has been determined by the needle type, the fluoroscopy technique (continuous or spot), the type of interventional procedure and the target. In our experience freehand spot fluoroscopy approach was easier, faster and with less radiation dose rate. 24 seconds were the mean fluoroscopy time for all different CT fluoroscopy modalities and procedures. The mean absorbed equivalent dose rate to patient's skin was 5300 $\mu\text{Sv/s}$ while the dose to operator's body and hand was respectively 0.3 $\mu\text{Sv/s}$ and 30 $\mu\text{Sv/s}$.

Conclusions. Multislice CT fluoroscopy, specially if performed by spot technique, leads to an acceptable radiation dose rate to patient and operator, is user friendly and guides interventional procedures with rapidity.

KEY WORDS: Computed Tomography, helical - Computed Tomography, multislice - Computed Tomography, radiation exposure - Fluoroscopy, technology - Interventional procedures, technology.

Introduzione

La fluoroscopia con TC o fluoro-TC è un accessorio hardware e software della TC che consente la ricostruzione delle immagini TC in tempo reale e la loro immediata visua-

Introduction

Fluoroscopy with computed tomography (CT) is a CT hardware and software accessory that enables the reconstruction of CT images in real time and their immediate visu-

Dipartimento di Radiologia - Ospedale Civile di Conegliano (Treviso) - ¹Servizio Fisica Sanitaria - A.O. Padova.

Pervenuto alla Redazione il 23.9.2002; revisionato il 13.1.2003; restituito corretto il 26.2.2003; accettato per la pubblicazione il 6.3.2003.

Indirizzo per la richiesta di estratti: Dott. E. Bissoli - Via Reinhart, 7 - 31100 Treviso TV - Tel. +390438-666502 - Fax +390438-666757

E-mail: bisserne@libero.it

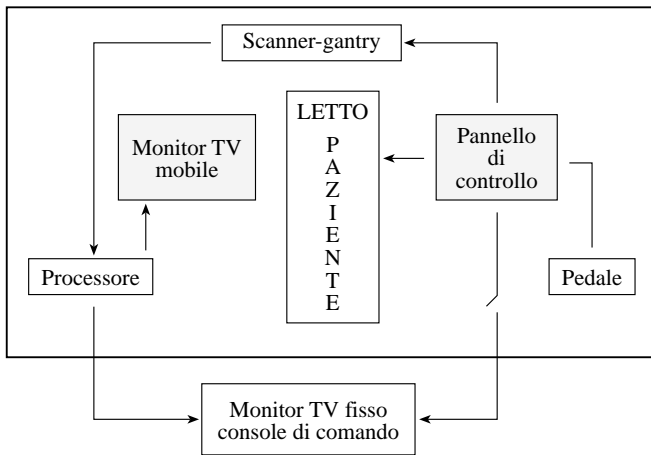


Fig. 1. — Disegno schematico della disposizione dell'accessorio fluoro-TC all'interno della stanza del gantry. I suoi elementi costitutivi, oltre all'hardware e software specifici, sono il pannello di controllo e il monitor TV supplementare.

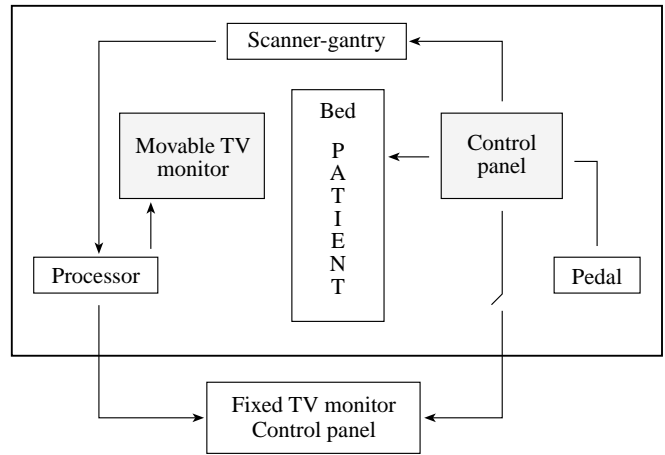


Fig. 1.—Schematic representation of the arrangement of the computed tomography (CT) fluoroscopy accessories inside the gantry room. In addition to specific hardware and software, it comprises a movable control panel and a supplementary TV monitor.

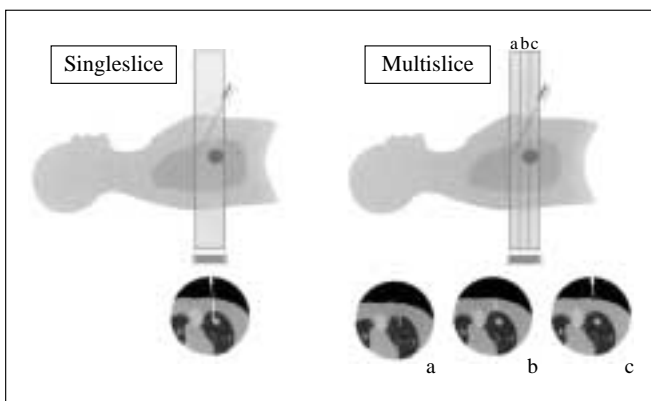


Fig. 2. — Incremento della risoluzione longitudinale della fluoro-TC multi-slice rispetto alla single-slice. La fluoro-TC multi-slice visualizza contemporaneamente, sul monitor, 3 piani contigui di scansione: il piano della lesione bersaglio e i piani adiacenti sopra e sottostante. Di conseguenza è migliore il dettaglio circa l'effettiva direzione in senso cranio-caudale dell'ago; l'affidabilità del sistema è aumentata.

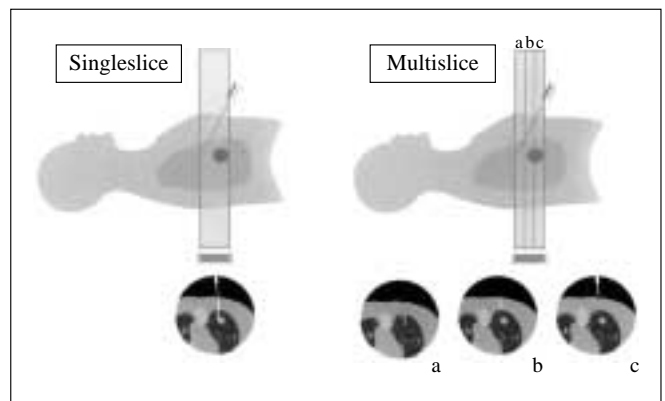


Fig. 2.—Multislice CT fluoroscopy (MSCTF) increases longitudinal resolution with respect to single-slice CT. MSCTF visualises three contiguous planes on the screen: the middle target plane and the adjacent superior and inferior planes. Therefore the radiologist has better details regarding the real cranial-caudal direction of the needle tip, increasing system reliability.

lizzazione su un monitor TV supplementare posizionato all'interno della sala TC (fig. 1).

La fluoro-TC, oltre al monitor supplementare, è dotata di una consolle di comando secondaria meglio denominata pannello mobile di controllo che viene anch'esso posizionato all'interno della sala TC. Questo pannello ha caratteristiche costruttive che lo rendono di facile gestione da parte del medico radiologo durante l'esecuzione di procedure interventistiche. La fluoro-TC combina l'elevata risoluzione spaziale sul piano assiale tipica della TC, con l'elevata risoluzione temporale della fluoroscopia, permettendo la visualizzazione in tempo reale della lesione bersaglio e dello strumento interventivo (ago o altro presidio) durante il suo posizionamento nel corpo del paziente.

alisation on a supplementary monitor positioned within the CT room (fig. 1).

As well as the supplementary monitor, CT fluoroscopy is equipped with a secondary workstation better known as a mobile control panel also positioned in the CT room. This control panel has a number of characteristics which make it easy to use for the radiologist during interventional procedures. CT fluoroscopy combines the high spatial resolution in the axial plane typical of CT with the high temporal resolution of fluoroscopy, enabling the target lesion and the surgical instrument (needle or other device) during its positioning in the body of the patient to be visualised in real time. The system therefore provides an excellent guide for all interventional procedures which make use of CT.

In the early years of use of CT fluoroscopy single-slice spiral CT devices were employed [1, 2]. More recently CT

Il sistema fornisce pertanto una guida ottimale a tutte le procedure interventistiche che si avvalgono della TC.

Nei primi anni di utilizzo con la fluoro-TC venivano equipaggiate le apparecchiature TC spirali a strato singolo [1, 2]. Recentemente sono state commercializzate fluoro-TC combinate ad apparecchiature TC multistrato.

Scopo del lavoro è valutare nella pratica clinica i vantaggi dell'utilizzo della fluoro-TC multistrato (MSCTF: acronimo internazionale per multislice CT fluoroscopy), descrivendone le tecniche fluoroscopiche con riguardo alla radioprotezionistica del paziente e dell'operatore.

Materiale e metodi

Dall'ottobre 2001 al giugno 2002 sono state eseguite 60 procedure interventistiche con accessorio CT fluoroscopy per Aquilion-Multi TSX-101A Toshiba (4 strati).

a) Parametri tecnici

La risoluzione temporale dell'apparecchiatura a nostra disposizione è particolarmente elevata in quanto visualizza 8 immagini/secondo se si opera in alta definizione e 12 immagini/secondo quando si lavora in rapida visualizzazione. Il tempo di scopia continua a disposizione del radiologo interventista è mediamente di 100 s, in funzione del carico impostato. Dopo questi 100 s l'apparecchiatura è prontamente disponibile, previa autorizzazione da parte del radiologo interventista, alla ripetizione dello stesso tempo fluoroscopico.

Il tempo di partenza, vale a dire il tempo necessario perché si evidenzia sul monitor l'avvenuto movimento dell'ago, è sempre inferiore a 0,15 s mentre il tempo di arrivo, vale a dire il ritardo per confermare il raggiungimento del bersaglio, è di circa 0,6 s.

Il pannello di controllo (fig. 1) è mobile su ruote e viene posizionato accanto al letto porta-paziente della TC, presso il lato giudicato più agevole per la specifica procedura interventistica. Agendo sul pannello si attiva la scansione, si comanda il movimento orizzontale e verticale del lettino, si accendono le luci laser di centratura e si inclina il gantry. Le ultime tre operazioni possono essere effettuate anche durante la visione fluoroscopica.

Anche il monitor TV supplementare (fig. 1) è posizionato su ruote per poterlo spostare liberamente all'interno della stanza ed è inclinabile nei tre piani dello spazio, secondo quanto gradito all'operatore. Sul monitor, oltre al fermo dell'ultima immagine fluoroscopica eseguita, vengono visualizzate le condizioni di scansione (kV, mA, spessore di fetta, FOV, filtri, orientamento cranio-caudale e modalità di ricostruzione: uno o tre piani di scansione), il tempo e il numero delle scansioni effettuate, le operazioni di salvataggio e di ricostruzione dei dati grezzi.

L'immagine ricostruita dalla MSCTF in dotazione al nostro reparto può essere singola come nella fluoro-TC tradizionale. In questo caso il processore per ogni singola rotazione assembla i dati, derivanti dai 4 sistemi di conversione analogico-digitale (DAS) delle possibili combinazioni dei detectori posizionati lungo l'asse Z [3], in un'unica immagine di spessore pari alla somma dello spessore di ogni singolo DAS. Dato che solitamente si lavora con collimazione di 2 mm, l'immagine finale ottenuta avrà lo spessore di 8 mm. Più frequentemente nella MSCTF si lavora con triplice immagine

fluoroscopy systems combined with multislice CT devices have come onto the market.

The aim of the present study is to assess the clinical usefulness and advantages of multislice CT fluoroscopy (MSCTF), describing the fluoroscopic techniques with regard to radioprotection of the patient and radiologist.

Materials and methods

From October 2001 to June 2002 60 interventional procedures were performed with accessory CT fluoroscopy for Aquilion-Multi TSX-101A Toshiba (4 slices).

a) Technical parameters

The temporal resolution of the equipment we used is particularly high, in that 8 images/second can be visualised in high definition and 12 images/second in high speed mode. The continuous fluoroscopic time available to the interventional radiologist is on average 100 s. After these 100 s the equipment is immediately ready to repeat the same fluoroscopic time with the prior authorisation of the interventional radiologist.

The time required for the movement of the needle to appear on the monitor, the departure time, is always lower than 0.15 s, whereas the delay in confirming the target being reached, the arrival time, is approximately 0.6 s.

The control panel (fig. 1) is mobile and is positioned next to the CT patient bed, on the side which best facilitates the specific procedure. The control panel can be used to activate the scansion, command the vertical and horizontal movement of the patient bed, switch on the needle guidance laser and incline the gantry. The latter three operations can also be carried out during fluoroscopic vision.

The supplementary monitor (fig. 1) is also equipped with castors enabling its free movement within the CT room, and can be inclined in the three planes according to the radiologist's requirements. As well as the last still image performed in fluoroscopy, the monitor also displays the scanning conditions (kV, mA, slice thickness, field of vision, filters, cranial-caudal orientation and reconstruction mode – one or three scanning planes), the time and the number of scans performed, the saving operations and the reconstruction of the raw data.

The image reconstructed by the MSCTF equipment in our department can be single as in the conventional CT fluoroscopy. In this case for each individual rotation the processor assembles the data, derived from the four analogue-to-digital data acquisition systems (DAS) of the possible combinations of the detectors positioned along the Z axis [3], in a single image with a thickness equivalent to the sum of the thickness of each individual DAS. Since a collimation of 2 mm is generally used, the final image obtained has a thickness of 8 mm. However, in MSCTF a triple fluoroscopic image is more commonly acquired, or rather three contiguous scanning planes are simultaneously displayed on the monitor: the plane of the target lesion and the adjacent planes above and below. Since four DAS are obtained from each individual rotation, which usually has a 2 mm thickness (unless the radi-

fluoroscopia, vale a dire che sul monitor vengono visualizzati contemporaneamente 3 piani contigui di scansione: il piano della lesione bersaglio e i piani adiacenti sopra e sottostante. Poiché da ogni singola rotazione si ottengono 4 DAS, che solitamente hanno uno spessore di 2 mm (salvo diverso parametro di collimazione impostato dall'operatore), l'immagine centrale della lesione bersaglio, ricostruita dal processore, avrà uno spessore di fetta pari a 4 mm. Ciò viene ottenuto con la fusione dei 2 DAS centrali. Lo spessore delle immagini dei piani sopra e sottostante sarà invece rispettivamente di 2 mm (i rimanenti 2 DAS laterali).

Questa opportunità incrementa notevolmente la risoluzione longitudinale lungo l'asse Z e quindi l'affidabilità del sistema, in quanto viene più dettagliatamente definita l'effettiva direzione in senso cranio-caudale dell'ago o di altro presidio all'interno del corpo del paziente (fig. 2). Se infatti durante l'avanzamento dell'ago si nota che la punta non viene più visualizzata nel piano centrale ma in quello soprastante si evince che si sta imprimendo all'ago un'inclinazione troppo craniale; se invece si visualizza la punta nel piano sottostante la direzione sarà troppo caudale.

Sul pannello di controllo è inoltre possibile invertire l'orientamento cranio-caudale dei 3 piani tramite un semplice interruttore.

b) Casistica

Nell'arco di 9 mesi sono state eseguite 39 agobiopsie, 12 artrocentesi di spalla, 5 drenaggi di ascessi con posizionamento di catetere, 4 ablazioni con radiofrequenza di neoplasie epatiche. Le artrocentesi di spalla (20% del totale delle procedure) sono state eseguite per introdurre in articolazione il mezzo di contrasto necessario per l'indagine di artro-RM. Questo esame è relativamente frequente nella nostra realtà ospedaliera per specifica richiesta dell'U.O. di Ortopedia. La puntura della spalla viene eseguita con guida MSCTF sia per comodità logistica nella gestione del paziente (la sala operativa è unica per entrambe le apparecchiature TC ed RM, mentre la sala di scopia tradizionale è dislocata in altra area) e sia per evitare l'introduzione del contrasto nella borsa sotto-acromion sottodeltoidea, eventualità che altera l'accuratezza diagnostica dell'indagine.

Sono stati utilizzati 2 accessori radio-trasparenti portataggio: uno specifico per la fluoro-TC della ditta Somatex e l'altro un comune Klemme di plastica.

Per ogni procedura sono stati raccolti i dati relativi ai parametri di scansione (kV, mA, spessore di collimazione), al tempo di scopia, alla dose al paziente e all'operatore e alla modalità operativa di conduzione della MSCTF.

Sono infatti possibili 3 modalità operative: la fluoroscopia continua durante tutto il tragitto dell'ago fino al raggiungimento del bersaglio; la fluoroscopia di rapido controllo (spot MSCTF) caratterizzata da avanzamento per breve tratto dell'ago e successivo colpo di scopia, il più breve possibile, per la verifica della posizione della punta e del mantenimento della direzione programmata; da ultimo è possibile una modalità operativa mista, sia continua che spot, riservando la MSCTF continua al superamento di situazioni anatomiche ed operative particolarmente problematiche (fig. 3).

Per quanto riguarda la dosimetria è stata calcolata, per ognuna delle 3 modalità della MSCTF (continua, spot e mista), la dose media alla cute del paziente tramite phantom

ologist sets a different collimation), the central image of the target lesion reconstructed by the processor has a slice thickness of 4 mm. This is obtained by merging the two central DAS. The images of the planes above and below have instead a thickness of 2 mm each (the remaining two lateral DAS).

This possibility noticeably increases the longitudinal resolution along the Z axis and therefore the reliability of the system, in that the effective direction in the cranial-caudal sense of the needle or other device within the body of the patient is defined in greater detail (fig. 2). If during the advancement of the needle the tip is no longer displayed in the central plane but rather in the superior plane, the needle therefore has an overly cranial inclination; if instead the tip appears in the inferior plane the direction is overly caudal.

The cranial-caudal orientation of the three planes can be inverted on the control panel with the simple flick of a switch.

b) Personal series

Over a nine month period 39 fine needle aspiration biopsies, 12 arthrocentesis of the shoulder, five abscess drainages with catheter placement, and four radiofrequency ablations of liver tumours were performed. The arthrocentesis of the shoulder (20% of the total procedures) were performed to introduce the contrast material into the joint required for the arthro-MR examination. This is a relatively frequent examination in our hospital due to specific request by the orthopaedic department. The puncture of the shoulder is performed with MSCTF guidance, both for the ease of patient management (the operating theatre is the same for both CT and MR devices whereas the conventional fluoroscopy room is located in another area) and for avoiding the introduction of contrast material into the subacromial/subdeltoid bursa, an eventuality which would alter the diagnostic accuracy of the examination.

Two radio-transparent needle holders were used: a specific one for the CT fluoroscopy from the Somatex company, and a common plastic Klemme.

The data regarding the scanning parameters (kV, mA, slice thickness), fluoroscopic time, dose rate to patient and radiologist and operative mode of the MSCTF were gathered for each procedure.

There are in fact three operative modes: continuous fluoroscopy during the entire course of the needle until it reaches the target; quick-check fluoroscopy (spot MSCTF) characterised by the advancement of the needle by a small amount and the successive as-short-as-possible spot check with fluoroscopy to verify the position of the needle tip and maintain the programmed direction; and a mixed operative mode, both continuous and spot, with continuous MSCTF used for overcoming anatomical and operative situations which are particularly problematic (fig. 3).

With regard to dosimetry, the mean dose to the skin of the patient was calculated for each of the three modes (continuous, spot, mixed) using a body phantom with parameters of 120 kV, 50 mA and a collimation of 4x2 mm.

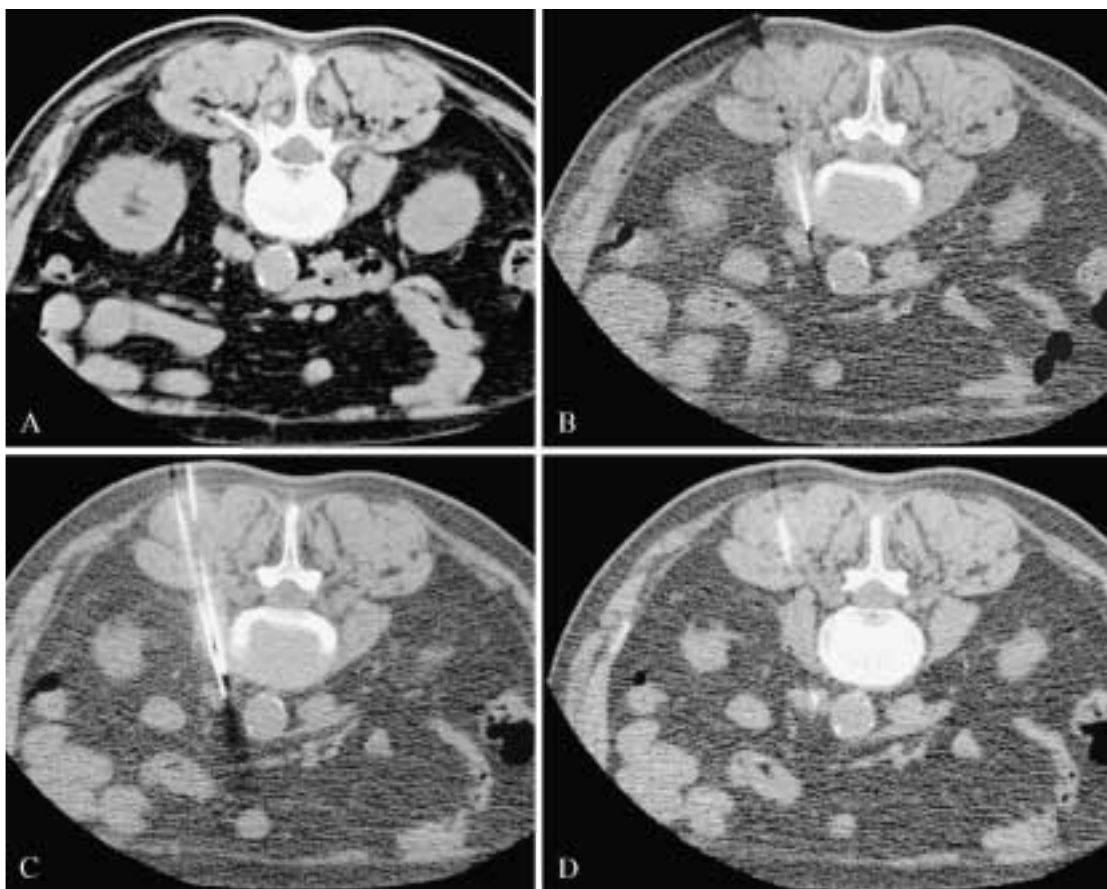


Fig. 3. — Ago-aspirazione di linfo-adenomegalia con tecnica fluoro-TC multislice di tipo misto: sia con controllo fluoroscopico continuo durante tutto il tragitto dell'ago, fino al raggiungimento del bersaglio, sia con controllo spot (avanzamento dell'ago per breve tratto e successiva scopia di verifica). A) TC pre-fluoroscopica: 2 piccoli linfonodi para-aortici sinistri (diametro trasverso di 12-13 mm), presunti metastatici di neoplasia prostatica primitiva. B) Spot fluoroscopico-TC multislice: posizionato un primo ago; non sicuro il raggiungimento del bersaglio. C) Fluoro-TC multislice a controllo continuo: posizionato un secondo ago con presunto raggiungimento del bersaglio. D) Spot fluoroscopico multislice in un piano più caudale: centraggio della lesione.

Needle aspiration of a pathologic lymph node with MSCTF by the mixed approach: both continuous fluoroscopy of needle advancement to the target and spot fluoroscopy quick check (brief needle movement and subsequent check) are shown. A) Pre-fluoroscopic CT: two small left para-aortic lymph nodes (12-13 mm diameter) suspected to be metastatic of carcinoma of the prostate. B) MSCTF spot: first needle positioning; uncertainty regarding target location. C) Continuous MSCTF: second needle positioning; the target is located. D) MSCTF spot in a caudal slice: centring of the lesion.

del corpo con carico di 120 kV, 50 mA e collimazione di 4×2 mm.

È stato inoltre calcolato il CT dose index (CTDI) del paziente, sempre tramite phantom del corpo con carico di 120 kV, 100 mAs, considerando una rotazione di 360° ed una collimazione di 4×2 mm.

La dose media all'operatore (dose al corpo) è stata calcolata alla distanza di 50 cm dal centro del phantom del corpo, sempre con carico di 120 kV, 50 mA e collimazione di 4×2 mm. La dose al corpo è stata inoltre verificata tramite dosimetro personale del tipo a film.

La dose media alla mano è stata calcolata posizionando un dosimetro alla distanza di 10 cm dal centro del phantom del corpo, ricorrendo sempre allo stesso carico radiante. La dose alla mano è stata anche verificata tramite dosimetro a bracciale.

The patient CT dose index was also calculated also with the use of the body phantom with parameters of 120 kV, 100 mA, a 360° rotation and collimation of 4×2 mm.

The average whole body dose to radiologist was calculated at a distance of 50 cm from the centre of the body phantom, with parameters of 120 kV, 50 mA and a collimation of 4×2 mm in all cases. The dose to body was also assessed by personal film badge dosimeter.

The average dose to hand was calculated positioning a dosimeter 10 cm from the centre of the body phantom, using the same radiation parameters in all cases. The dose to hand was also assessed via a finger dosimeter.

During MSCTF the radiologist used means of radioprotection at all times (lead apron, thyroid shield, protective glasses and soft lead-lined gloves equal to 0.5 mm of lead).

A lead drape was also positioned on the patient 3-5 cm

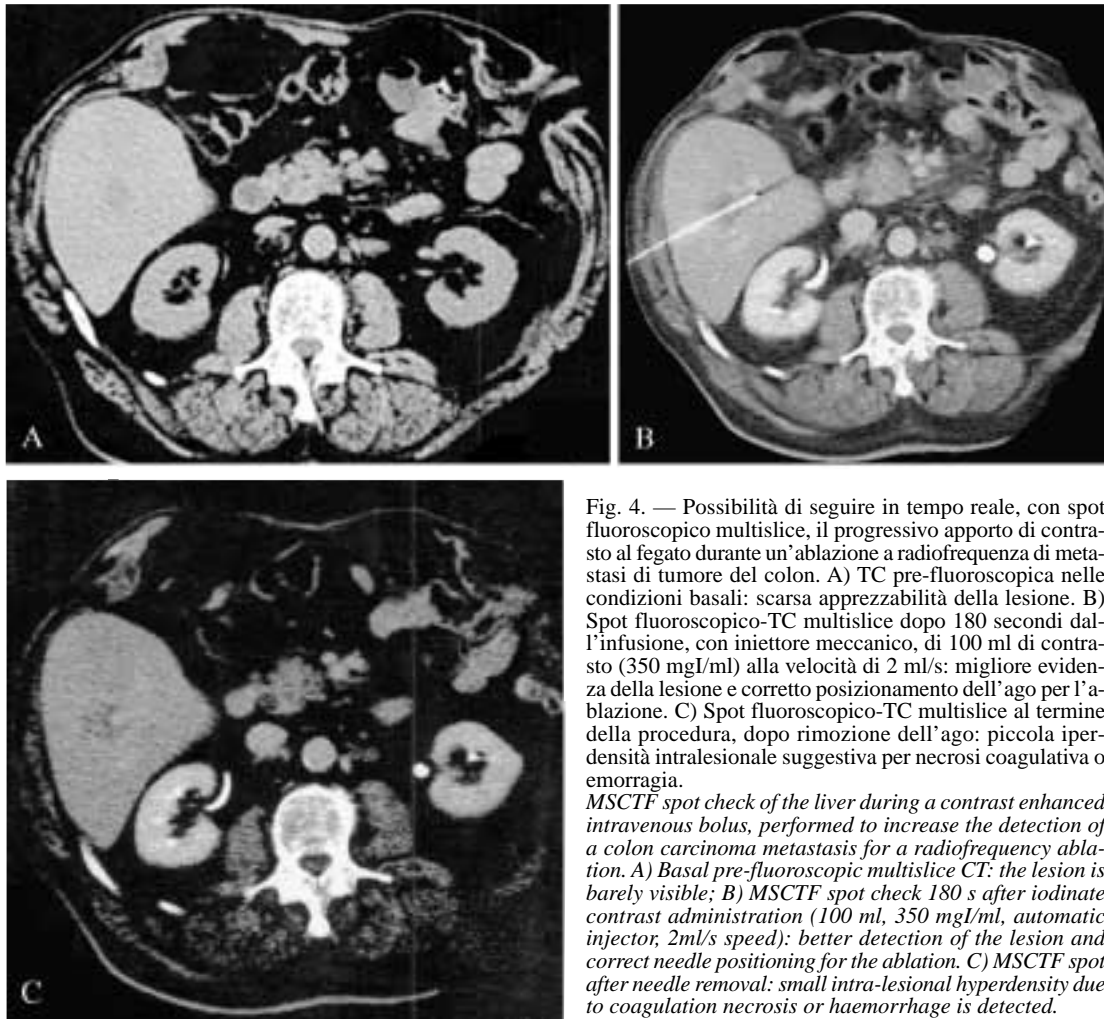


Fig. 4. — Possibilità di seguire in tempo reale, con spot fluoroscopico multislice, il progressivo apporto di contrasto al fegato durante un'ablazione a radiofrequenza di metastasi di tumore del colon. A) TC pre-fluoroscopica nelle condizioni basali: scarsa apprezzabilità della lesione. B) Spot fluoroscopico-TC multislice dopo 180 secondi dall'infusione, con iniettore meccanico, di 100 ml di contrasto (350 mgI/ml) alla velocità di 2 ml/s: migliore evidenza della lesione e corretto posizionamento dell'ago per l'ablazione. C) Spot fluoroscopico-TC multislice al termine della procedura, dopo rimozione dell'ago: piccola iperdensità intralesionale suggestiva per necrosi coagulativa o emorragia.

MSCTF spot check of the liver during a contrast enhanced intravenous bolus, performed to increase the detection of a colon carcinoma metastasis for a radiofrequency ablation. A) Basal pre-fluoroscopic multislice CT: the lesion is barely visible; B) MSCTF spot check 180 s after iodinate contrast administration (100 ml, 350 mgI/ml, automatic injector, 2ml/s speed): better detection of the lesion and correct needle positioning for the ablation. C) MSCTF spot after needle removal: small intra-lesional hyperdensity due to coagulation necrosis or haemorrhage is detected.

Durante la MSCTF l'operatore ha sempre utilizzato i mezzi di radioprotezione (camice piombato, schermatura per tiroide, occhiali anti-x e guanti piombiferi morbidi equivalenti a 0,5 mm di piombo).

È stato inoltre posizionato un grembiule piombato sul paziente ad una distanza di circa 3-5 cm dalla sede della procedura e questo per ridurre la radiazione diffusa all'operatore.

In tutte le procedure con MSCTF continua o mista è stato utilizzato un porta-ago.

Risultati

La visione contemporanea sullo schermo, in tempo reale, del piano della lesione bersaglio e di quelli sopra e sottostanti ha sempre permesso il pronto riconoscimento della direzione e della punta dell'ago. Il raggiungimento di lesioni piccole o situate in distretti anatomici profondi è risultato più agevole e facilitato (fig. 3). Il numero di campionamenti biotici inadeguati (5/40: 13%) tuttavia, è rimasto sostanzialmente invariato (confronto con reperti anatomico-

from the site of the procedure so as to reduce the scattered radiation to the radiologist.

A needle guide was used in all procedures with continuous or mixed MSCTF.

Results

The simultaneous real-time display of the target lesion plane and the planes above and below on the screen enabled the direction of the needle tip to be recognised in all cases. Reaching small lesions or lesions situated in deep anatomical regions was therefore facilitated (fig. 3). The number of inadequate biopsy samples (5/40-13%), however, remained substantially unchanged (compared with the anatomical-pathological findings of 40 biopsies performed previously with sequential CT guidance, where six proved inadequate).

The possibility of using MSCTF to follow progressive contrast enhancement of the liver made reaching lesions in this organ both faster and safer (fig. 4). Of the 60 procedures performed 12 were carried out on the liver, four of which were radiofrequency ablations (3 hepatocarcinomas and 1 metastasis). In six of the 12 procedures the target lesion was

TABELLA I. — Valori dei coefficienti dosimetrici utilizzati nei tre tipi di fluoro-TC multislice: carichi (Kv e mA), collimazione e tempi.

Coefficienti dosimetrici		Valori medi
<i>Fluoro-TC continua (6 procedure)</i>		
kV	120	120
mA	30-100	51
Collimazione (mm)	2-3×4	3
T. scopia (sec)	7-90	44
<i>Spot fluoro-TC (50 procedure)</i>		
kV	120	120
mA	25-200	88
Collimazione (mm)	2-5×4	2
T. scopia (sec)	2-36	13
<i>Fluoro-TC mista (continua e "spot") (4 procedure)</i>		
kV	120	120
mA	30-150	86
Collimazione (mm)	2-3×4	2-3
T. scopia (sec)	42-69	55

TABELLA II. — Dosi medie erogate al paziente in ognuna delle tre modalità di fluoro-TC multislice; misure su phantom con coefficienti dosimetrici medi.

Dose paziente (dose media alla cute)	
Fluoro-TC continua	176 mSv
Spot fluoro-TC	88,4 mSv
Fluoro-TC mista (continua e "spot")	374 mSv

TABELLA III. — Dosi medie erogate al corpo e alla mano del radiologo interventista, nelle tre modalità di fluoro-TC multislice; misure su phantom con coefficienti dosimetrici medi.

Dose operatore (dose media calcolata con phantom)		
Fluoro-TC continua	Dose al corpo	5 μ Sv
	Dose alla mano	1320 μ Sv
Spot fluoro-TC	Dose al corpo	1,7 μ Sv
	Dose alla mano	650 μ Sv
Fluoro-TC mista (continua e "spot")	Dose al corpo	7,2 μ Sv
	Dose alla mano	2750 μ Sv

patologici di 40 biopsie eseguite precedentemente con guida TC sequenziale, 6 delle quali inadeguate).

La possibilità di seguire con MSCTF il progressivo apporto di contrasto al fegato ha reso più sicuro e rapido il raggiungimento di lesioni anche in quest'organo (fig. 4). 12 delle 60 procedure totali sono state condotte su fegato. Di queste 4 erano ablazioni con radiofrequenza (3 epatocarcinomi ed 1 metastasi). In 6 delle 12 procedure la lesione bersaglio non era ben evidente nella MSCTF basale. Talora l'oscuramento della lesione era determinato dall'artefatto metallico indotto dall'ago per radiofrequenza (Radionics). In questi

TABLE I.—*Dosimetric values and parameters used in the different multislice fluoroCT techniques: tube potential and current (Kv and mA), collimation and fluoroscopic time.*

Dosimetric parameters		Mean values
<i>Continuous fluoroscopy (6 procedures)</i>		
kV	120	120
mA	30-100	51
Collimation (mm)	2-3×4	3
Fluoroscopy time (sec)	7-90	44
<i>Quick check fluoroscopy (50 procedures)</i>		
kV	120	120
mA	25-200	88
Collimation (mm)	2-5×4	2
Fluoroscopy time (sec)	2-36	13
<i>Mixed (both continuous and "spot") fluoroscopy (4 procedures)</i>		
kV	120	120
mA	30-150	86
Collimation (mm)	2-3×4	2-3
Fluoroscopy time (sec)	42-69	55

TABLE II.—*Mean radiation dose to the patient calculated for each multisliceCT fluoroscopy technique; radiation dose calculated with the body phantom using mean parameters.*

Patient dose (mean dose to patient's skin)	
Continuous fluoroscopy	176 mSv
Quick-check fluoroscopy	88,4 mSv
Mixed fluoroscopy	374 mSv

TABLE III.—*Mean radiation dose to operator's body and hand calculated for each multisliceCT fluoroscopy technique; radiation dose calculated with the body phantom using mean parameters.*

Operator dose (mean dose via body phantom)		
Continuous fluoroscopy	Body dose	5 μ Sv
	Hand dose	1320 μ Sv
Quick-check fluoroscopy	Body dose	1,7 μ Sv
	Hand dose	650 μ Sv
Mixed fluoroscopy	Body dose	7,2 μ Sv
	Hand dose	2750 μ Sv

not easily identifiable in the basal MSCTF. On several occasions the lesion was obscured due to the metallic artefact induced by radiofrequency needle (Radionics). In these cases 100ml of non ionic iodated contrast material was administered via automatic injection at 2-3 ml/s. The impregnation of the target lesion was assessed in the arterial phase for the hepatocarcinomas and in the parenchymal phase for the metastasis.

The use of a needle guide was determined by the type of procedure and the type of target lesion, and was compulsory in the case of continuous MSCTF. Six continuous

TABELLA IV. — Dose (Sievert) erogata nell'unità di tempo (minuto secondo) al paziente e all'operatore; misure su phantom con carichi e collimazione medi.

Dose nell'unità di tempo	
Dose paziente Dose alla cute 5300 $\mu\text{Sv/s}$	Phantom 120 kV, 50mA, 4x2 mm collimazione
Dose operatore Dose al corpo 0,3 $\mu\text{Sv/s}$	A 50 cm dal centro del phantom del corpo 120 kV, 50 mA, collimazione 4x2 mm
Dose alla mano 30 $\mu\text{Sv/s}$	A 10 cm dal centro del phantom del corpo 120 kV, 50 mA, collimazione 4x2 mm

casi si è proceduto a infondere tramite iniettore meccanico 100 ml di contrasto iodato non ionico, alla velocità di 2 - 3 ml/s. L'impregnazione della lesione bersaglio è stata verificata in fase arteriosa per gli epatocarcinomi e in fase parenchimale per le metastasi.

Il ricorso ai porta-ago è stato condizionato dal tipo di procedura e di lesione bersaglio, risultando obbligatorio nel caso di MSCTF continua. Sono state eseguite 6 MSCTF continue, 50 MSCTF spot e 4 MSCTF miste.

Le MSCTF continue sono state condotte nel solo primo mese di utilizzo dell'apparecchiatura.

I carichi, la collimazione ed i tempi di scopia utilizzati sono riassunti in tabella (tab. I).

Il tempo medio di fluoroscopia delle tre modalità di MSCTF è stato di 24 secondi.

Le dosi medie erogate al paziente e al corpo e alla mano dell'operatore sono riferite nelle rispettive tabelle (tab. II, tab. III), differenziate secondo le 3 modalità di MSCTF. In particolare la dose nell'unità di tempo alla cute del paziente, calcolata tramite phantom del corpo, è stata di 5300 $\mu\text{Sv/s}$ (tab. IV); il CTDI di 8 mSv.

La dose al corpo dell'operatore nell'unità di tempo calcolata sempre tramite phantom è risultata di 0,3 $\mu\text{Sv/s}$ e la dose alla mano di 30 $\mu\text{Sv/s}$ (tab. IV).

La dose registrata nei primi 3 mesi di attività (settembre-dicembre 2001), tramite dosimetro personale del tipo a film al corpo del radiologo più esperto, che ha eseguito il maggior numero di procedure, è stata di 1,29 mSv. Nel semestre successivo (gennaio-giugno 2002) lo stesso operatore, pur mantenendo analogo volume di attività, è risultato esposto a 0,22 mSv. Per questi stessi 9 mesi non siamo in grado di confrontare i valori di esposizione misurati dal dosimetro a bracciale in quanto questo è stato adottato solo a partire dal gennaio 2002.

Discussione

Sono evidenti i benefici e la sicurezza derivanti dall'uso della fluoro-TC per guidare procedure interventistiche rispetto alla guida con TC incrementale o con TC spirale priva dell'opzione fluoro. Poter restare vicino al paziente senza doversi spostare ripetutamente dalla stanza del gantry alla sala tecnica di comando e poter verificare con la metodica

TABLE IV.—Radiation dose rate to the patient and the operator calculated by the time unit (Sv/s); radiation dose estimated with the body phantom using mean tube potential, current and collimation parameters.

Radiation dose by the time unit	
Patient dose Skin dose 5300 $\mu\text{Sv/s}$	Phantom 120 kV, 50mA, collimation 4x2 mm
Operator dose Body dose 0,3 $\mu\text{Sv/s}$	50 cm far from body phantom center 120 kV, 50 mA, collimation 4x2 mm
Hand dose 30 $\mu\text{Sv/s}$	10 cm far from body phantom center 120 kV, 50 mA, collimation 4x2 mm

MSCTF, 50 spot MSCTF and four mixed MSCTF examinations were performed. The continuous MSCTF examinations were performed only during the first month of use of the equipment. The kilovoltages, milliamperages, collimations and fluoroscopic times used are summarised in Table I. The mean fluoroscopic time of the three MSCTF modes was 24 s.

The mean dose to patient and to the radiologist's body and hand are summarised in the respective tables (tab. II, tab. III), and are differentiated according to the three modes of MSCTF. In particular, the dose in the time unit to the patient's skin, calculated via body phantom, was 5300 $\mu\text{Sv/s}$ (tab. IV), whereas the CT dose index was 8 mSv.

The dose to the radiologist's body in the time unit calculate via body phantom was 0.3 $\mu\text{Sv/s}$ whereas the dose to the hand was 30 $\mu\text{Sv/s}$ (tab. IV).

The dose to the body of the most experienced radiologist, who performed the largest number of procedures, recorded in the first three months of activity (September-December 2001) via a personal film badge dosimeter was 1.29 mSv. In the following six months (January-June 2002) the same radiologist was exposed to 0.22 mSv, despite maintaining a similar level of activity. During these nine months we are unable to compare the exposure levels measured by a finger dosimeter in that this method was adopted only at the beginning of January 2002.

Discussion

The benefits and the safety derived from using CT fluoroscopy for guiding interventional procedures are evident with respect to incremental CT guidance of spiral CT without the option of fluoroscopy. Procedure speed is enhanced by being able to stay near the patient without having to repeatedly move from the gantry room to the control room and procedure safety is improved by being able to assess the direction of the needle tip with spot MSCTF in only 1.2 s (the minimum exposure time for the processor to be able to reconstruct a CT fluoroscopy image).

Also of particular note is the reduction in mean procedure time, which several authors have quantified at 30-66% with respect to conventional CT guidance [4-7].

spot MSCTF la direzione e la punta dell'ago nel solo tempo di 1,2 secondi (tempo di esposizione minimo perché il processore possa ricostruire un'immagine fluoro-TC), danno sicurezza e velocità alle procedure.

Significativa è anche la diminuzione della durata media delle procedure che alcuni Autori hanno quantizzato nell'ordine del 30-66% rispetto alla guida TC tradizionale [4-7].

Per quanto ci risulta non esistono studi che abbiano confrontato la MSCTF e la fluoro-TC a strato singolo, anche se risultano intuitivi i vantaggi derivanti dall'incremento della risoluzione longitudinale conseguente alla visione contemporanea, esclusiva della MSCTF, di 3 piani di scansione: quello della lesione bersaglio e quelli sopra e sottostante.

Nella nostra esperienza infatti, dopo un primo tentativo con fluoro-TC a strato singolo effettuato per vedere con maggiore definizione il solo piano della lesione bersaglio, è risultata più sicura, agevole e immediata la MSCTF, pur se limitata da modesta perdita di definizione. In particolare è risultata più rapida la visualizzazione della punta dell'ago e del suo tipico artefatto.

Come riferito è stata apprezzata una minima riduzione dell'inadeguatezza dei prelievi. Questo risultato peraltro non è statisticamente significativo per l'esiguità dei campioni e perché non è stato fatto uno studio controllato e randomizzato di confronto tra i campionamenti con MSCTF e quelli con TC incrementale. A nostra conoscenza questi studi randomizzati non sono ancora stati pubblicati. Circa il successo dei prelievi in Letteratura si trovano dei risultati contrastanti: alcuni Autori hanno notato la riduzione dei campionamenti inadeguati con l'uso della fluoro-TC [5], altri invece un modico incremento dell'inadeguatezza [4].

La possibilità di seguire in tempo reale con spot MSCTF il progressivo apporto di contrasto al fegato, infuso ad alta velocità tramite iniettore meccanico, ha reso agevole il raggiungimento di lesioni anche in quest'organo, soprattutto nel caso di lesioni ipervascolari [8, 9]. C'è da segnalare che nelle esperienze citate la marcatura delle lesioni è stata eseguita con arterio-TC (immediatamente precedente alla fluoro-TC) o con iniezione intra-arteriosa di Lipiodol. Nella nostra esperienza l'infusione con iniettore meccanico di 80-100 ml di contrasto iodato alla velocità di 2 ml/s, controllato con spot MSCTF durante il suo progressivo apporto al fegato, ha sempre reso evidenti e raggiungibili le lesioni (fig. 4).

Il ricorso al porta-ago è risultato indispensabile nel caso di MSCTF continua per non esporre la mano dell'operatore direttamente al fascio radiante e per evitare gli artefatti indotti sull'immagine dalle ossa del polso e delle dita dell'operatore. Il porta-ago Somatex è costruito in materiale plastico e non dà artefatti. Ha tuttavia alcuni grossi limiti legati al fatto che non è utilizzabile con aghi trancianti e da radiofrequenza. Per quelli da cito- aspirazione inoltre, non è universale, ma risulta sicuramente adeguato per gli aghi della stessa Somatex. Per altri aghi, con diversa conformazione del cono e del mandrino, può risultare non compatibile.

Il porta-ago Somatex poi, per il fatto che tiene fissi ago e mandrino solo dall'estremità, nel caso di puntura di strutture che oppongono resistenza all'attraversamento, può determinare inarcamento dell'ago con deviazione dalla traiettoria. Questo inconveniente si verifica soprattutto con aghi lunghi e sottili.

Anche per questo motivo, dopo l'iniziale periodo di appren-

As far as we know there have been no studies comparing MSCTF and single-slice CT fluoroscopy, despite the intuitive advantages derived from increasing the longitudinal resolution arising from the simultaneous vision of three scanning planes, the target lesion plane and the plane above and below, a feature exclusive to MSCTF.

In our experience, after an initial period of performing single-slice CT fluoroscopy so as to visualise only the target lesion plane with greater definition, MSCTF proved to be safer, easier and more immediate, despite a slight loss in definition. In particular the visualisation of the needle tip and its typical artefact proved faster.

As mentioned there was a slight reduction in the number of inadequate samples. This is not statistically significant due to the limited number of samples and the fact that a controlled randomised study comparing sampling with MSCTF and incremental CT was not performed. As far as we know such randomised studies have not yet been published. The findings with regard to the success rate of sampling in the literature are in contrast: some authors have noted a reduction in the number of inadequate samples with the use of CT fluoroscopy [5] while others have registered an increase [4].

The possibility of using spot MSCTF to follow the progressive contrast enhancement of the liver in real time, with ultrafast infusion via automatic injection, made reaching lesions in this organ easy, particularly in the case of hypervascular lesions [8, 9]. In these publications the enhancement of the lesions was performed with arterial-CT (immediately prior to CT fluoroscopy) or with intra-arterial injection of Lipiodol. In our experience the infusion of 80-100 ml of iodated contrast material via automatic injection at 2 ml/s, controlled with spot MSCTF during its passage to the liver, rendered the lesions clear and reachable in all cases (fig. 4).

The use of the needle holder proved indispensable in the case of continuous MSCTF to avoid exposing the radiologist's hand directly to the radiation beam and to avoid artefacts induced in the image by the bones of the operators wrist and fingers. The Somatex needle holder is composed of a plastic material and does not induce artefacts. Nonetheless it does have a number of limitations in that it cannot be used neither with cutting nor radiofrequency needles. Moreover, with regard to aspiration needles, the needle holder is not universal, although it is definitely adequate for Somatex needles. For other needles with a different conformation of the cone and the mandrin it can prove incompatible.

In addition, due to the fact that it holds the needle and mandrin fixed only at the extremity, the Somatex needle guide can lead to the arching of the needle in the case of the puncture of structures which oppose resistance, with deviation from the trajectory of needle. This inconvenience occurs particularly with long fine needles. This was another reason why, after an initial learning period in which continuous MSCTF was performed with the use of the needle holder, the freehand method made possible by spot MSCTF was adopted.

In particularly difficult anatomical or operative situations the spot technique is combined with brief periods of continuous MSCTF (fig. 3). In these cases as the holder

dimento in cui si aveva privilegiato la MSCTF continua con l'uso del porta-ago, si è passati alla metodica a mano libera permessa dalla spot MSCTF.

In situazioni operative od anatomiche particolarmente problematiche si combina la tecnica spot con brevi tragitti di MSCTF continua (fig. 3). In questi casi preferiamo utilizzare come porta-ago delle semplici pinze Klemme di plastica, che sono comunemente utilizzate per i piccoli interventi chirurgici. Con queste usiamo ancorare l'ago all'incirca alla metà della sua lunghezza.

La spot MSCTF, al di là delle considerazioni sulla sua maggiore maneggevolezza nella conduzione delle procedure interventistiche, ha soprattutto il grande vantaggio di limitare in maniera significativa l'esposizione radiante di paziente ed operatore. Tale esposizione nella nostra esperienza è risultata circa il 50% inferiore rispetto alla MSCTF continua (tab. II, III). Questo vantaggio, confermato dalla Letteratura (4), è ovvia conseguenza del minore tempo di scopia. Il carico medio utilizzato per la spot MSCTF è risultato però più elevato (88 mA) rispetto a quello della MSCTF continua (51 mA) (tab. I). Il maggior carico è dovuto al fatto che con la spot MSCTF abbiamo eseguito pressoché tutte, tranne una, le procedure sul fegato. Quest'organo infatti, per una sufficiente visione della lesione bersaglio richiede un carico maggiore rispetto all'osso e al polmone.

È difficile comparare i dati di esposizione delle diverse esperienze pubblicate perché vi sono differenze nelle unità di misura adottate, nella definizione di tempo della procedura, nei carichi utilizzati e perché talvolta non viene precisato se sono state eseguite fluoro-TC continue o spot. A questo riguardo alcuni Autori [4, 12] preferiscono riferire le dosi assorbite in Gray (Gy) altri in Sievert (Sv) [10, 11]. Questa diversità nelle unità di misura può ingenerare confusione. Non a tutti è infatti noto che nel caso di raggi x il fattore di qualità Q, che esprime il trasferimento lineare dell'energia alla materia, è uguale a 1 e che quindi, nella radiologia diagnostica, riferire le dosi assorbite in Gy o in Sv ($Gy \times Q$) è la stessa cosa.

Per quanto riguarda i tempi delle procedure talora non è chiara la distinzione tra tempo totale della procedura e tempo totale di fluoroscopia. Solo questa ultima andrebbe presa in considerazione quando si intendono fare delle valutazioni dosimetriche [4]. A nostro parere inoltre, è più corretto riferire l'esposizione di paziente ed operatore nei termini di misura dell'unità di dose (preferibilmente in Sievert) nell'unità di tempo (secondo).

Anche sulla presunta riduzione di dose della guida con fluoro-TC rispetto alla guida con TC tradizionale non vi è concordanza nelle esperienze pubblicate. Per dare un'idea segnaliamo che alcuni Autori [4] nelle loro esperienze interventistiche, confrontando la dose erogata dalla fluoro-TC rispetto alla TC tradizionale, riferiscono una riduzione di dose al paziente del 94%; altri invece [6] riportano un incremento del 40%.

A questo riguardo è da considerare come i primi [4] usino la fluoro-TC a strato singolo, con tecnica spot, con collimazione a 5 mm e con carichi di 20-50 mA ricorrendo a ben 240-280 mA per la TC sequenziale, mentre i secondi [6] usino una fluoro-TC a strato singolo, continua, collimata a 10 mm, con 50 mA di carico.

Per quanto riguarda la dose al paziente abbiamo calcola-

needle we prefer to use simple Klemme forceps, which are commonly available for small interventional procedures. We hold the needle with the forceps at about halfway up its length.

As well as the considerations regarding the greater ease of use during interventional procedures, MSCTF has the distinct advantage of significantly limiting the radiation exposure to patient and radiologist. Radiation exposition using this technique was approximately 50% inferior in our study with respect to continuous MSCTF (tab. II, III). This advantage, which is confirmed in the Literature [4], is an obvious consequence of the reduced fluoroscopic time. The average milliamperage used for spot MSCTF was nonetheless higher (88 mA) than the average milliamperage for continuous MSCTF (51 mA) (tab. I). The greater milliamperage was due to the fact that spot MSCTF was used for all of the examinations of the liver except one. To identify the target lesion satisfactorily this organ requires a greater milliamperage with respect to bone or the lung.

The exposure data of various published studies cannot be easily compared because of differences in the unit of measure adopted, in the definition of the time of the procedure, in the milliamperages used and because at times the use of either continuous or spot CT fluoroscopy is not stated. In this context some authors [4, 12] refer to the absorbed doses in Gray (Gy) while others in Sievert (Sv) [10, 11]. This difference in the unit of measure can create confusion. Indeed, it is not known by all that in the case of X rays the quality factor (QF), which expresses the linear transfer of energy to matter, is equal to 1, and therefore referring to the absorbed doses in Gy or Sv ($Gy \times QF$) in diagnostic radiology is the same thing.

With regard to procedure times the distinction between total procedure time and overall fluoroscopic times is not always clear. Only the latter should be taken into consideration when making dosimetric assessments [4]. In addition, we feel that it is more correct to refer to the patient and radiologist exposure in terms of measurement of the unit of dose (preferably in Sievert) in the unit of time (second).

There is also little agreement in the literature regarding the presumed reduction of dose of CT fluoroscopy guidance with respect to conventional CT guidance. In one study [4] the comparison of the dose emitted by CT fluoroscopy with respect to conventional CT yields a reduction in the patient dose of 94%, whereas in another [6] the same comparison yields an increase of 40%.

In this respect it should be noted that the first study [4] uses single-slice CT fluoroscopy with the spot technique, collimation at 5 mm and milliamperages of 20-50 mA, with the application of milliamperages as high as 240-280 mA for the sequential CT, whereas the second study [6] uses single-slice CT fluoroscopy with the continuous technique, collimation at 10 mm and a milliamperage of 50 mA.

With regard to the dose to patient we calculated an exposure to the skin of 5300 $\mu Sv/s$ using the body phantom (tab. IV). This figure is similar to what may be inferred from other authors [4] who recorded a dose of 3300 $\mu Sv/s$ using different equipment in single-slice mode, but with similar milliamperages. This significantly lower figure is due to

to con phantom un'esposizione alla cute di 5300 $\mu\text{Sv/s}$ (tab. IV). Questo dato è analogo a quanto desumibile dai dati di altri Autori [4] che, con apparecchiatura diversa a strato singolo, ma con carichi simili, hanno riferito una dose di 3300 $\mu\text{Sv/s}$. Questo valore significativamente inferiore è dovuto alla diversa collimazione utilizzata: 4x2 mm nella nostra MSCTF e solitamente 5 mm nell'altra esperienza.

La dose registrata nel radiologo più esperto, tramite dosimetro personale del corpo, nei primi 3 mesi di attività (settembre-dicembre 2001), primi mesi di utilizzo dell'apparecchiatura, gravati da maggior quota di MSCTF continua e da carichi e tempi di procedura più elevati per l'inevitabile apprendimento, è stata di 1,29 mSv. Nel semestre successivo (gennaio-giugno 2002) lo stesso operatore, pur mantenendo analogo volume di attività, è risultato esposto a 0,22 mSv. Questo dato conferma quanto riferito in Letteratura [4, 10, 11], a riprova che la modalità d'uso della MSCTF e l'esperienza acquisita dall'operatore hanno una fondamentale importanza anche per l'aspetto radioprotezionistico.

La dose al corpo dell'operatore, misurata alla distanza di 50 cm dal centro del phantom del corpo (usando i riferiti carichi e collimazione), è risultata di 0,3 $\mu\text{Sv/s}$. Questa è di circa 4 volte inferiore rispetto al valore medio riscontrato con dosimetro al collo in un'altra serie di 220 fluoro-TC a strato singolo, 87% delle quali spot [10].

Vista la numerosità di questo campionamento "in vivo" è desumibile che nella nostra esperienza il phantom determini una certa sottostima. Sottostima che, stante la sostanziale analogia di carichi e collimazione medi utilizzati nelle due esperienze, è in parte dovuta alla posizione del tronco dell'operatore, probabilmente più prossimo al tubo radiogeno rispetto ai 50 cm di distanza dal phantom che sono stati assunti nel nostro campionamento e in parte alla maggiore radiazione diffusa dal corpo del paziente rispetto a quella dell'aria.

Alcuni Autori per ridurre la radiazione diffusa, consigliano una postazione di lavoro sul retro del gantry e questo per la schermatura operata dal telaio metallico di sostegno del sistema tubo-detettori [12]. Questa posizione di lavoro non può essere attuata nella nostra realtà operativa in quanto la collocazione del gantry all'interno della sala TC non lascia sufficiente spazio per operare comodamente sul retro e tanto meno per posizionarvi gli indispensabili monitor TV supplementare e pannello di controllo.

Qualora dovesse essere confermata una significativa riduzione della dose all'operatore grazie a questa postazione operativa, le ditte costruttrici, nel caso di fornitura di TC multislice con MSCTF dovranno proporre una diversa strutturazione planimetrica della sala gantry che garantisca sufficiente spazio anche sul retro dell'apparecchiatura.

Sempre per ridurre la radiazione diffusa all'operatore gli stessi Autori [12] consigliano di posizionare un grembiule piombato sul paziente, alla distanza di circa 3-5 cm dalla sede della procedura. La loro esperienza infatti, condotta con dosimetro a termoluminescenza e con camera di ionizzazione, ha dimostrato che in fluoro-TC continua (non c'è specifica esposizione alla mano durante l'approccio con tecnica spot), la dose assorbita dalla mano dell'operatore alla distanza di 10 cm dal fascio radiante (distanza consentita dalle dimensioni dei porta-ago) è ridotta del 70% quando si posiziona un grembiule piombato sul corpo del paziente, in prossimità del punto di biopsia. È infatti il corpo del paziente

the different collimation used: 4x2 mm in our MSCTF examination against a collimation of usually 5 mm in the other study.

The dose recorded in the most experienced radiologist of our department by a personal body dosimeter during the first three months of activity (September-December 2001) was 1.29 mSv, a period covering the first months of use of the equipment and which was encumbered by a higher quota of continuous MSCTF as well as higher milliamperages and procedure times due to the inevitable learning phase. In the following six months (January-June 2002) the same radiologist, while maintaining the same level of activity, was exposed to 0.22 mSv. This figure confirms the findings in the Literature [4, 10, 11] and underscores the fact that the mode of use of MSCTF and the experience acquired by the operator play a crucial role with regard to radioprotection.

The dose to the radiologist's body, measured at 50 cm from the centre of the body phantom (using the described milliamperages and collimation), was 0.3 $\mu\text{Sv/s}$. This figure is approximately four times inferior to the mean value encountered with a collar dosimeter in another series of 220 single-slice CT fluoroscopy examinations, 87% of which using the spot technique [10].

Given the significant number of "in vivo" samples in this study it can be inferred that in our study the phantom tends to underestimation. This underestimation, given the substantial similarity between the mean milliamperages and collimation used in the two studies, is partly due to the position of the trunk of the radiologist, probably closer to the X ray tube with respect to the 50 cm distance from the phantom which was assumed in our study, and partly to the greater radiation scattered from the patient's body with respect to radiation from the air.

To reduce the scattered radiation some authors suggest placing the workstation behind the gantry to exploit the shielding created by the metal support framework of the tube-detector system [12]. This position is not possible in our work environment in that the position of the gantry within our CT room does not allow sufficient space to comfortably work behind the gantry, not to mention the space necessary for the indispensable supplementary monitor and control panel.

Should a significant reduction in the dose to the radiologist be confirmed due to this position of the workstation, in the case of multislice CT with MSCTF the manufacturers should propose an alternative layout of the gantry room which guarantees sufficient space behind the equipment as well.

Still on the subject of reducing scattered radiation to the radiologist the same authors [12] advise placing a lead drape on the patient 3-5 cm from the site of the procedure. Their study, performed with a thermoluminescent dosimeter and an ionisation chamber, showed that in continuous CT fluoroscopy (with the spot technique there is no specific exposure to the hand) the dose absorbed by the hand of the radiologist at a distance of 10 cm from the radiation beam (the distance allowed by the size of the needle guides) was reduced by 70% when a lead drape was placed on the patient's body near the biopsy site. The patient's body is in fact the main source of scattered radiation to the radiologist.

te la maggiore fonte di radiazione diffusa all'operatore.

In altra esperienza [11] di 96 fluoro-TC (49 biopsie, 31 ablazioni di osteoma osteoide e 16 drenaggi) la dose media per procedura al corpo dell'operatore è stata appena inferiore ai 10 μ Sv. Questi Autori non riferiscono il tempo medio di fluoroscopia per procedura ma, vista l'analogia della loro serie nei confronti di questa da noi presentata, è presumibile fosse analogo al nostro: 24 s. Assunto come probabile questo dato, si desume che la dose al corpo dell'operatore in questa esperienza [11] è di circa 0,4 μ Sv/s di fluoro-TC: valore assai simile al nostro.

Altra analogia riguarda la dose alla cute del paziente. Questi stessi Autori [11] nella procedura della loro serie con maggiore esposizione hanno riscontrato un assorbimento di 330 mSv; valore paragonabile alla dose media delle fluoro-TC con maggiore esposizione della nostra serie, le fluoro-TC miste: 374 μ Sv (tab. II).

Conclusioni

La MSCTF, soprattutto nella modalità spot, permette una guida agevole e veloce alle procedure interventistiche che si avvalgono della TC. È metodica di riferimento nei distretti corporei che sono critici per l'ecografia: polmone, retroperitoneo, rachide e apparato scheletrico in generale. Anche nel fegato può essere vantaggioso il suo utilizzo.

La MSCTF è preferibile alla fluoro-TC a strato singolo perché permette di vedere in tempo reale non solo il piano della lesione bersaglio, ma anche i piani sopra e sottostante, visualizzando sempre la punta dell'ago e la sua direzione nei piani dello spazio.

La spot MSCTF è preferibile alla MSCTF continua perché riduce significativamente la dose radiante al paziente e all'operatore ed è più rapida ed agevole in quanto permette l'uso a mano libera degli aghi e di altri presidi.

Ulteriore sviluppo della metodica si avrà con l'introduzione dei nuovi scanner che permettono la ricostruzione tridimensionale in tempo reale delle immagini (flat-panel cone-beam CT 4D CT) [13]. Per queste apparecchiature è già apparso uno studio sperimentale che inizia a simulare sistemi di guida delle procedure interventistiche [14].

In another study [11] of 96 CT fluoroscopy examinations (49 biopsies, 31 ablations of osteoid osteoma and 16 drainages) the mean dose per procedure to the radiologist's body was just a little less than 10 μ Sv. These authors do not refer to the mean fluoroscopic time per procedure, but given the similarity between their series and that of our study, it was probably similar to ours, that is, 24 s. Assuming this figure is likely, it can be inferred that the dose to the radiologist's body in this study [11] was approximately 0.4 μ Sv/s of CT fluoroscopy, a figure very similar to ours.

Another similarity regards the dose to the patient's skin. These same authors [11] in the procedures of their series with greater exposure recorded an absorption of 330 mSv, a figure comparable to the mean dose of the CT fluoroscopy with greater exposure in our series, the mixed CT fluoroscopy, with an absorption of 374 mSv (tab. II).

Conclusions

MSCTF, particularly using the spot technique, enables fast and easy guidance for interventional procedures that make use of CT. It is the indicated technique in body regions that are critical for ultrasonography, such as the lungs, the retroperitoneum, the vertebral column and the skeleton in general. Its use can also be advantageous in the liver.

MSCTF is preferable to single-slice CT fluoroscopy because it enables the visualisation in real time of not only the target lesion plane, but also the planes above and below, visualising the needle tip and its direction in the planes at all times.

Spot MSCTF is preferable to continuous MSCTF because it significantly reduces the radiation dose to the patient and radiologist and is faster and easier to apply, in that it enables the freehand use of needles and other devices.

A further development of the technique will occur with the introduction of new scanners which enable three-dimensional reconstruction of the images in real time (flat-panel cone-beam CT-4D CT) [13]. An experimental study using this equipment which begins to simulate guidance systems for interventional procedures has already been published [14].

Bibliografia/References

- 1) Kadata K, Kato R, Anno H *et al*: Guidance with real-time CT fluoroscopy: Early clinical experience. *Radiology* 200; 851-856, 1996.
- 2) Froelich JJ, Regn J, Saar B *et al*: Guidance of non-vascular interventional procedures with real-time CT-fluoroscopy: Early clinical experience with CARE Vision CT. *Electromedica* 66: 50-55, 1997.
- 3) Meduri S, De Petri T, Modesto A *et al*: TC multidetettore. Principi tecnici ed applicazioni cliniche. *Radiol Med* 103: 143-157, 2002.
- 4) Carlson SK, Bender CE, Classic KL *et al*: Benefits and safety of CT fluoroscopy in interventional radiologic procedures. *Radiology* 219: 515-520, 2001.

- 5) Gianfelice D, Lepanto L, Perreault P *et al*: Value of CT fluoroscopy for percutaneous biopsy procedures. *J Interv Radiol* 11: 879-884, 2000.
- 6) Kirchner J, Kickuth R, Laufer U *et al*: CT fluoroscopy-assisted puncture of thoracic and abdominal masses: a randomised trial. *Clin Radiol* 57: 188-192, 2002.
- 7) Shearfor DH, Paulson EK, Kliever MA: Comparison of sonographic and CT guidance techniques. Does CT fluoroscopy decrease procedure time? *AJR* 174: 939-942, 2000.
- 8) Takayasu K, Muramatsu Y, Asai S *et al*: CT fluoroscopy-assisted needle puncture and ethanol injection for hepatocellular carcinoma: a preliminary study. *AJR* 173: 1219-1224, 1999.

- 9) Hamuro M, Kaminou T, Nakamura K *et al*: Percutaneous ethanol injection under CT fluoroscopy for hypervascular hepatocellular carcinoma following transcatheter arterial embolization. *Hepato-gastroenterology* 49: 752-757, 2002.
- 10) Paulson EK, Shearfor DH, Enterline DS *et al*: CT fluoroscopy-guided interventional procedures: technique and radiation dose to radiologists. *Radiology* 220: 161-167, 2001.
- 11) Teeuwisse WM, Geleijns J, Broerse JJ *et al*: Patient and staff dose during CT guided biopsy, drainage and coagulation. *Br J Radiol* 74 720-726, 2001.
- 12) Nawfel RD, Judy PF, Silverman SG *et al*: Patient and personnel exposure during CT fluoroscopy-guided interven-

- tion procedures. *Radiology* 216: 180-184, 2000.
- 13) Saito Y, Otawara BS, Aradate *et al*: Development and evaluation of a real-time 3-dimensional CT (4D-CT) scanner. *Radiology* 221 (Suppl): 423, 2001.
- 14) Grass M, Bontus C, Koehler T *et al*: Sliding window cone-beam CT reconstruction for biopsy guidance in 4D fluoroscopy: a simulation study. *Radiology* 221 (Suppl): 424, 2001.

Dott. E. Bissoli
Via Reinhart, 7
31100 Treviso TV
Tel. +39 0438-666502
Fax +39 0438-666757
E-mail: bisserne@libero.it