

Dispositivi e protocolli per la riduzione della dose in tomografia computerizzata

5

F. Paolicchi, J. Negri, L. Faggioni

Indice dei contenuti

- 5.1 Introduzione
 - 5.2 I dispositivi di modulazione automatica della corrente
 - 5.3 Filtri conformazionali
 - 5.4 Regolazione della tensione del tubo
 - 5.5 Collimatori asimmetrici
 - 5.6 Schermatura del paziente: camici di piombo e filtri in bismuto
 - 5.7 Nuovi algoritmi per la ricostruzione delle immagini
 - 5.8 Limitazione della lunghezza e del numero di acquisizioni eseguite
 - 5.9 Software per il controllo della dose erogata
- Bibliografia

5.1 Introduzione

L'utilizzo della tomografia computerizzata ha registrato negli ultimi anni un forte incremento, motivato dalla sua grande capacità di fornire una diagnosi rapida e accurata in un numero sempre più elevato di patologie, sostituendo altre tecniche diagnostiche in numerose indagini cliniche [1, 2]. Tale situazione ha determinato un progressivo e sostanziale aumento del numero degli esami eseguiti (con un incremento annuo di oltre il 10%), portando la tomografia computerizzata a rappresentare la principale fonte di radiazioni per il paziente che si sottopone a procedure di diagnostica per immagini, con esami che possono erogare livelli di radiazioni tutt'altro che trascurabili [3, 4]. Recentemente, sia nella comunità scientifica che tra i mezzi di comunicazione di massa è cresciuta una particolare preoccupazione per i

possibili danni provocati ai pazienti proprio in conseguenza del crescente ricorso alla TC, spingendo gli operatori sanitari verso una maggiore attenzione e consapevolezza nella valutazione dei rischi connessi, spesso sottostimati se non addirittura misconosciuti [5, 6].

Nonostante venga spesso sostenuto che l'incremento di dose erogata sia causato dall'evoluzione tecnologica delle nuove strumentazioni, tale affermazione non corrisponde alla realtà, in quanto, soprattutto negli ultimi anni, i tomografi multistrato sono stati dotati di numerosi dispositivi software e hardware in grado di limitare notevolmente la dose erogata per singolo esame [7, 8]. Ciò che invece è assolutamente vero è che le nuove tecnologie non sono state utilizzate in modo corretto dagli operatori, sia per la loro maggiore complessità, sia per una scarsa attenzione e formazione sugli aspetti tecnici e radioprotezionistici. Gli attuali tomografi multistrato possono essere paragonati a delle macchine di "Formula 1" della diagnostica per immagini che, se utilizzate da piloti esperti e nei giusti circuiti, possono fornire prestazioni di alta qualità e massima sicurezza per i pazienti; se però pretendiamo di utilizzare tali macchine in percorsi cittadini e senza la necessaria capacità di guida, esponiamo i pazienti a rischi ingiustificati, che possono essere ben superiori a quelli prodotti da strumentazioni meno evolute.

L'obiettivo di questo capitolo è illustrare in modo sintetico le principali innovazioni tecnologiche presenti sugli attuali scanner TC in grado di contenere la dose erogata al paziente, mantenendo inalterata la qualità delle immagini prodotte.

5.2

I dispositivi di modulazione automatica della corrente

I dispositivi di modulazione automatica della corrente rappresentano senza dubbio la principale innovazione tecnologica presente sugli attuali tomografi in grado di limitare la dose erogata al paziente. Fino agli anni '90, la corrente al tubo veniva mantenuta costante per tutta la lunghezza della scansione nella totalità degli esami TC, senza alcuna variazione del valore dei mA. Nei primi strumenti TC progettati per la scansione dell'encefalo, la necessità di modificare il valore dei mA durante l'acquisizione non veniva avvertita, in quanto i diversi angoli di proiezione avevano approssimativamente la stessa attenuazione. Tale modalità di acquisizione fu inizialmente adottata anche nei primi scanner *total body*, dato che non era ancora disponibile alcun dispositivo tecnologico in grado di modulare la corrente del tubo [9]. Tuttavia, poiché l'attenuazione dei fotoni varia a seconda dei diversi distretti corporei che si trovano ad attraversare, mantenendo costante il valore dei mA il rumore presente nei pixel delle varie immagini non è uniforme, producendo un *data-set* di immagini qualitativamente differenti. Prendendo ad esempio una scansione del distretto toraco-addominale, per evitare una degradazione della qualità delle immagini dei distretti caratterizzati da una maggiore attenuazione (addome) occorre impostare un valore più elevato dei mA, con conseguente eccessiva erogazione di dose nei distretti a più bassa attenuazione (torace). Utilizzando, invece, un dispositivo di regolazione automatica dei mA, possiamo ottenere immagini con un costante livello di rumore e una riduzione della dose erogata in base ai diversi angoli di proie-

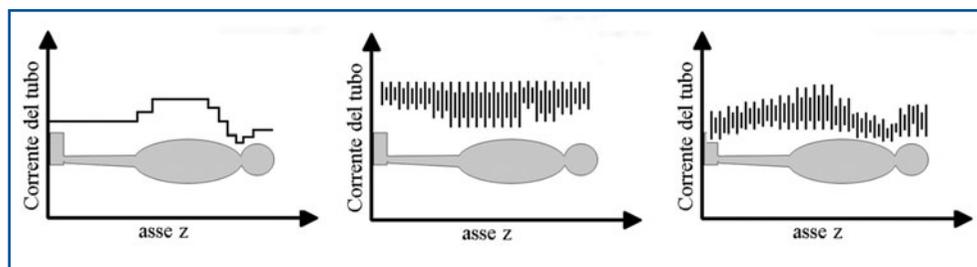


Fig. 5.1 Modulazione automatica della corrente: longitudinale (*a sinistra*), angolare (*al centro*) e combinata (*a destra*)

zione e alla diversa regione corporea esaminata.

La modulazione della corrente del tubo viene essenzialmente eseguita con tre diverse modalità: longitudinale, angolare e combinata (Fig. 5.1) [10, 11]. La modulazione longitudinale è una tecnica che consente di variare la corrente del tubo lungo l'asse longitudinale del paziente, utilizzando valori di attenuazione misurati durante l'esecuzione di uno o due scout, acquisizioni planari che vengono eseguite prima della scansione vera e propria. Le zone a minore attenuazione, come ad esempio il torace (che contiene principalmente aria), necessiteranno di minor dose, mentre zone a maggiore attenuazione, come ad esempio la pelvi (che contiene ossa e tessuti molli), richiederanno una dose più elevata. Prima di effettuare la scansione, il radiologo e il tecnico possono verificare la corretta distribuzione della dose lungo l'asse z del paziente mediante grafici o tabelle, a seconda delle diverse ditte costruttrici.

La modulazione angolare trova invece il suo razionale nella diversa attenuazione registrata dai molteplici angoli di proiezione durante una singola rotazione che il tubo radiogeno compie intorno al paziente. Se prendiamo come esempio la scansione del cingolo scapolare, gli angoli di proiezione antero-posteriore e postero-anteriore saranno sicuramente meno attenuati di quelli con orientamento latero-laterale dove, per la presenza delle ossa del cingolo scapolare, i fotoni incontreranno una maggiore resistenza alla penetrazione. Se manteniamo costante l'erogazione dei mA durante l'intero arco di rotazione, le immagini prodotte dalle proiezioni laterali daranno luogo ad artefatti da indurimento del fascio, degradandone la qualità; in alternativa, per limitare tale artefatto dovremmo aumentare notevolmente la dose radiante, causando in questo caso un incremento della dose erogata al paziente nelle proiezioni con orientamento antero-posteriore e postero-anteriore. Scopo della modulazione angolare è proprio quello di modulare la corrente al tubo in base alla diversa attenuazione registrata durante la rotazione, riducendo notevolmente la dose erogata e mantenendo una costante qualità delle immagini prodotte.

La modulazione angolare può funzionare o con tecnica *scout based* (basata sullo scout) o con tecnica *on fly* (in tempo reale): nel primo caso la modulazione viene effettuata in base all'attenuazione registrata durante alcuni angoli di proiezione (di solito 4) di uno o di entrambi gli scout eseguiti, mentre nel secondo caso la modulazione viene effettuata durante la scansione stessa, misurando l'attenuazione durante un'emirotaazione e adattando i mA nell'emirotaazione successiva. Se nel primo caso abbiamo lo svantaggio di un'approssimazione dell'attenuazione registrata du-

rante una singola rotazione e il vantaggio di fornire in anticipo allo scanner i valori di attenuazione, nel secondo caso abbiamo il vantaggio di una più accurata misurazione dei valori di attenuazione ma lo svantaggio di un non facile adattamento della rampa termica alle variazioni di attenuazione che si possono registrare tra una rotazione e quella successiva, come accade ad esempio nel passaggio toraco-addominale o quando si utilizzano protocolli a pitch elevato (ovvero con avanzamento rapido del lettino porta paziente).

La modulazione combinata (*combined modulation*) consiste essenzialmente nell'utilizzare in contemporanea sia la modulazione longitudinale che quella angolare, traendo vantaggi da entrambi i dispositivi. Attualmente essa rappresenta il sistema più utilizzato di modulazione automatica della corrente presente sugli attuali tomografi multistrato, denominata con diversi nomi a seconda delle diverse ditte costruttrici (*Sure Exposure, Toshiba; Auto mA e Smart mA, General Electric; Care Dose, Siemens; Dose Right, Philips*). L'utilizzo di tali sistemi di modulazione dei mA, nelle loro diverse varianti, consente una notevole riduzione della dose erogata al paziente (fino al 40% di risparmio della dose) [12]. Purtroppo, nonostante tale informazione sia stata ampiamente documentata con numerose pubblicazioni, è tutt'altro che raro vedere eseguire scansioni di ampi distretti corporei senza alcuna modulazione, comportamento che, eccetto pochi casi, non trova più alcuna giustificazione. È opportuno inoltre sottolineare che i dispositivi di modulazione automatica prodotti dalle diverse ditte, pur basandosi su principi comuni, presentano particolari caratteristiche che, se non perfettamente conosciute, possono portare gli operatori a commettere gravi errori e a erogare al paziente dosi molto elevate. È quindi opportuno che il tecnico di radiologia sia correttamente formato dagli *application specialists* delle varie ditte sulle caratteristiche dei dispositivi di ogni specifica strumentazione che si trova a utilizzare.

5.3 Filtri conformazionali

Nelle ultime apparecchiature in commercio un ruolo importante nella riduzione della dose spetta ai cosiddetti filtri conformazionali o “a farfalla” (in inglese *bow-tie*), generalmente posti all'uscita del tubo radiogeno, che servono a concentrare la dose dove effettivamente è utile, diminuendola in periferia (Fig. 5.2).

Il loro utilizzo viene gestito dalla macchina in base al protocollo di esame scelto e alla tipologia di paziente: ad esempio, con bambini (o in esami cardiaci) il computer adotterà un filtro particolarmente aggressivo così da schermare molto efficacemente la dose di radiazioni al di fuori di un campo di vista molto piccolo, mentre filtri più ampi verranno adottati con pazienti di maggiori dimensioni e con tipologie di esami meno critiche. È evidente che l'efficacia di tali dispositivi risiede principalmente nella capacità da parte del tecnico di radiologia di porre la zona da esaminare esattamente al centro del *gantry*; nel caso in cui questo non fosse possibile (ad esempio con pazienti traumatizzati), tutte le case produttrici ne sconsigliano l'uso in quanto potrebbe portare a un'inaccettabile degradazione della qualità delle immagini e a un aumento consistente della dose erogata [13, 14]. È importante ricordare che

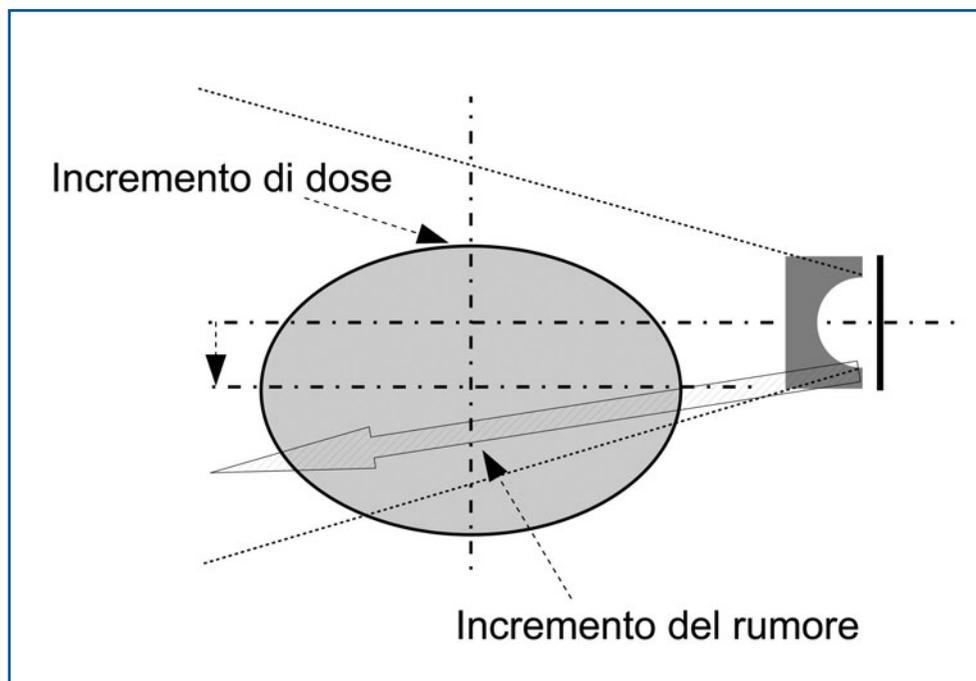


Fig. 5.2 Bow-tie filter (filtro conformazionale). Conseguenze del non corretto posizionamento del paziente

un efficace utilizzo dei filtri conformazionali può portare a riduzioni di dose fino all'80-90% e che, per questo motivo, si sta cercando di rendere sempre più semplice il posizionamento dei pazienti con dispositivi come la traslazione laterale del lettino e le tecniche di centratura automatica.

5.4

Regolazione della tensione del tubo

Uno dei metodi più aggressivi per la riduzione della dose in TC spetta di diritto alla diminuzione della tensione del tubo, ovvero dei kV. I kV in radiologia determinano la velocità con cui gli elettroni vanno a collidere con l'anodo, producendo le energie massime erogabili. Quindi, con una tensione di 120 kV avremo un fascio di raggi X in uscita molto più energetico di un fascio prodotto da una tensione di 80 kV, che consente di attraversare strutture molto più "dense" o, in alternativa, maggiori spessori [15]. Una volta scelti i kV sufficienti per la struttura che si deve esaminare, un ulteriore aumento della tensione provoca una brusca crescita della dose erogata, tanto che passare da 80 a 120 kV significa aumentare la dose di circa il 60% (Fig. 5.3). A questo punto è evidente come la scelta della giusta tensione diventi una delle principali variabili che il tecnico di radiologia deve sapere gestire nella pro-

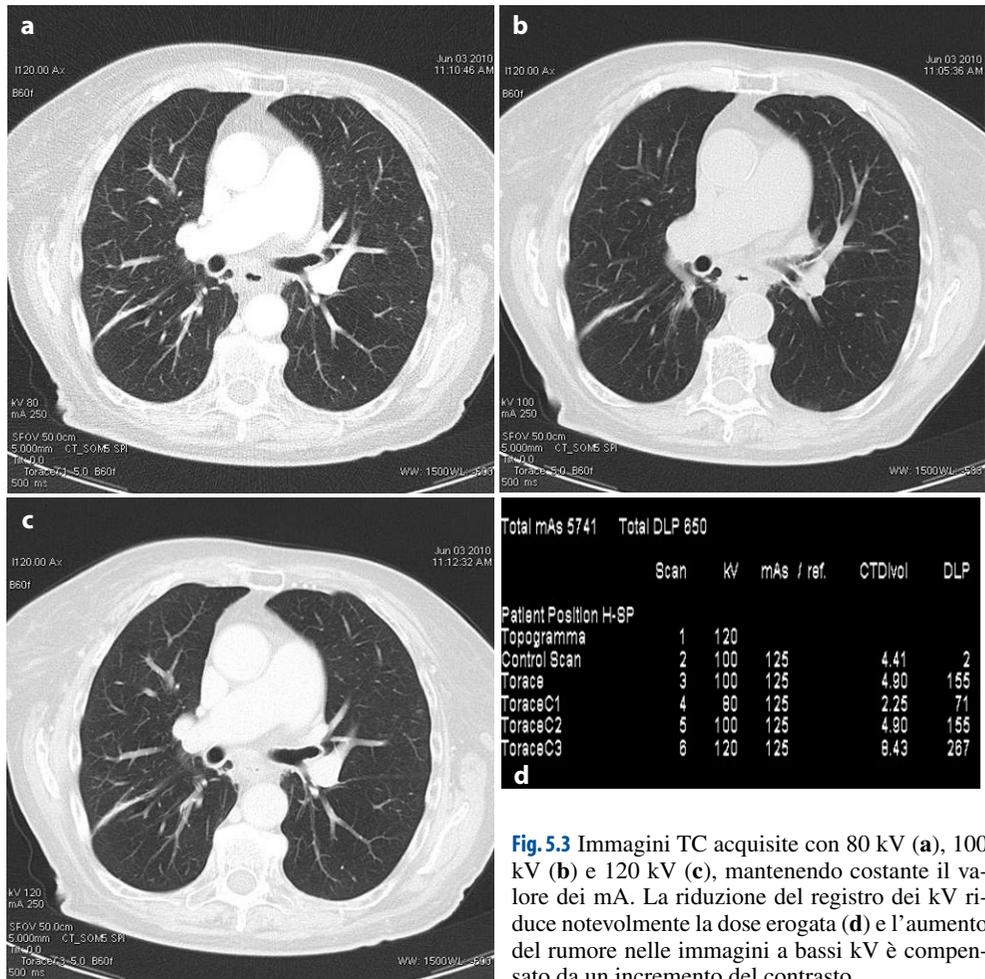


Fig. 5.3 Immagini TC acquisite con 80 kV (a), 100 kV (b) e 120 kV (c), mantenendo costante il valore dei mA. La riduzione del registro dei kV riduce notevolmente la dose erogata (d) e l'aumento del rumore nelle immagini a bassi kV è compensato da un incremento del contrasto

grammazione di un esame TC, valutando con attenzione con quali pazienti e con quale tipologia di esami può essere ridotta, senza correre il pericolo di diminuire la qualità finale delle immagini prodotte.

La diminuzione dei kV rende il fascio dei raggi X prodotto più “sensibile” alla struttura atomica dei segmenti corporei esaminati, il che facilita il compito del computer che deve elaborare i dati, contribuendo a un considerevole aumento del contrasto delle immagini. Questo è vero, in particolare per tutti gli esami che utilizzano mezzi di contrasto ad alto numero atomico (in genere iodio); in questi casi una riduzione dei kV contribuisce a un sensibile aumento del rapporto segnale/rumore (S/R) e, nel contempo, a una notevole riduzione della dose di radiazioni.

La scelta di utilizzare protocolli con bassi valori di chilovtaggio è ormai entrata nella normale pratica quotidiana; l'aumento dell'enhancement prodotto può essere sfruttato oltre che per abbassare la dose radiante anche per diminuire la quantità to-

tale di mezzo di contrasto con considerevoli vantaggi per i pazienti con insufficienza renale.

È importante però ricordare che, di fronte a pazienti bariatrici, la scelta di abbassare i kV deve essere ben ponderata: l'aumento del rapporto S/R può non compensare adeguatamente la diminuzione nell'energia dei raggi X, con conseguente detrimento della qualità delle immagini prodotte. Inoltre, l'utilizzo di bassi kV va attentamente valutato in tutti quei pazienti con protesi o corpi estranei metallici, in quanto l'aumento degli artefatti prodotti può compromettere la diagnosi.

Per facilitare l'utilizzo della giusta tensione al tubo sono stati recentemente creati software che, in base all'assorbimento delle radiazioni registrate durante l'esecuzione dello scout e in base al tipo di esame (senza mezzo di contrasto, con contrasto, vascolare, ecc.), scelgono automaticamente il corretto valore dei kV, cercando di ottimizzare il rapporto fra qualità di immagine e dose finale erogata (Care kV, Siemens Medical Solutions).

5.5

Collimatori asimmetrici

Abbiamo visto in precedenza come la modalità di acquisizione di tipo volumetrico, cioè con irradiazione continua del paziente a lettino in movimento, abbia fatto compiere un notevole salto di qualità agli esami TC, consentendo di acquisire ampi distretti corporei con tempi di acquisizione estremamente ridotti. Tuttavia, nelle moderne TC multistrato questa modalità tende a produrre un incremento della dose erogata causato dalla necessità di compiere rotazioni aggiuntive all'inizio e alla fine della scansione per poter fornire informazioni a tutte le corone dei detettori poste lungo l'asse longitudinale. Questo fenomeno, chiamato *overranging* o *overscanning*, dipende principalmente dalla collimazione totale del fascio e dal pitch, oltre che da specifici algoritmi di ricostruzione tipici di ogni casa costruttrice [16]. L'*overranging* è un aspetto spesso poco conosciuto, ma che può influire in modo determinante sulla dose erogata, in quanto può irradiare direttamente con il fascio primario organi radiosensibili posti al di fuori dei segmenti studiati (ad esempio, si può arrivare a irradiare direttamente la tiroide in esami del massiccio facciale) [17].

L'aumento della dose da *overranging* si attesta generalmente intorno al 20-30% della dose totale, anche se può raggiungere valori ben più elevati nel caso di esami con pitch elevato e con l'utilizzo di più volumetriche contigue. Essendo un parametro indipendente dalla lunghezza della scansione, la sua influenza tende a essere molto importante nelle scansioni di brevi distretti corporei, raggiungendo valori che possono contribuire fino a oltre il 50% della dose totale erogata al paziente.

Fortunatamente, in molte delle TC attualmente in commercio questo problema è stato in parte risolto utilizzando dei collimatori asimmetrici che entrano in azione alla partenza e all'arrivo della scansione volumetrica, limitando sensibilmente l'irradiazione prodotta [18]. In pratica, quando il lettino inizia a muoversi, il collimatore posto cranialmente comincia lentamente ad aprirsi lasciando passare solo la quota di radiazioni strettamente necessaria alla ricostruzione delle immagini; allo stesso modo, il collimatore posto in senso caudale tende progressivamente a chiu-

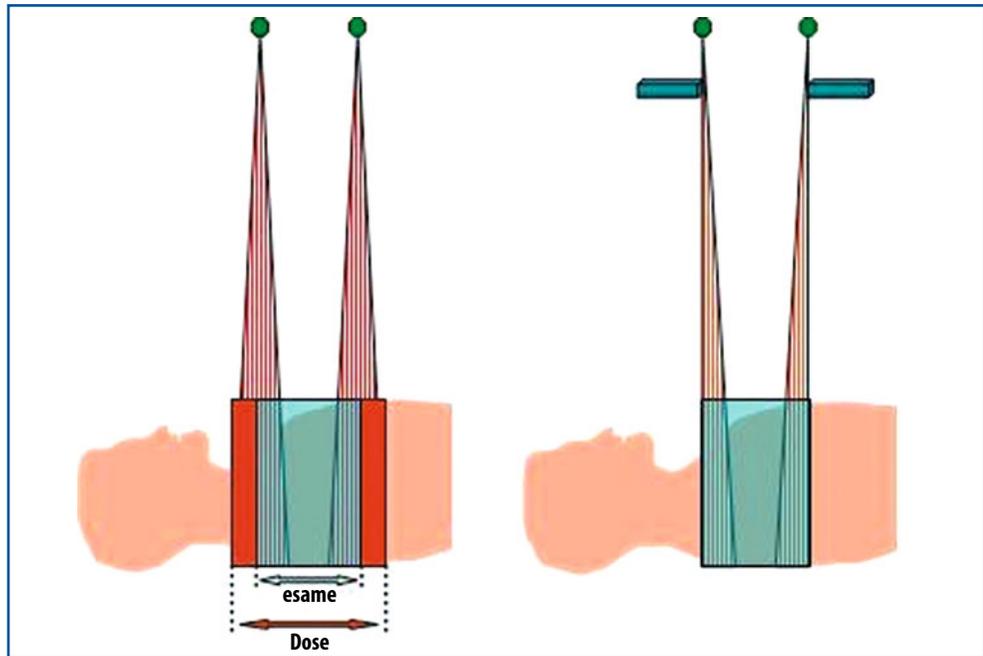


Fig. 5.4 *Overranging* e collimatori asimmetrici

dersi verso la fine della scansione (Fig. 5.4). I collimatori asimmetrici possono ridurre notevolmente la dose erogata, specialmente in esami come le TC cardiache, dove anche pochi mm in più possono fare la differenza nella dose totale somministrata (in questi casi la riduzione può arrivare anche fino al 25%).

5.6

Schermatura del paziente: camici di piombo e filtri in bismuto

L'utilizzo di protezioni con materiale ad alto numero atomico è da sempre una pratica molto controversa per ciò che concerne la riduzione della dose in tomografia computerizzata. Molti sono gli studi che hanno cercato di comprendere la reale utilità di tali dispositivi, senza peraltro giungere a una chiara conclusione. In questo ambito è bene distinguere fra protezioni poste al di fuori dei segmenti corporei esaminati rispetto a quelle poste direttamente sulle zone da studiare; nel primo caso si utilizzano generalmente gli ormai collaudati camici o teli a base di piombo, mentre nel secondo sta acquistando interesse l'utilizzo delle protezioni in bismuto, materiale con un numero atomico simile a quello del piombo, ma in grado di schermare efficacemente le radiazioni in arrivo limitando gli artefatti prodotti.

La protezione di organi radiosensibili posti ai confini delle zone esaminate deve prevedere il posizionamento di camici e telini piombati esattamente al limite della

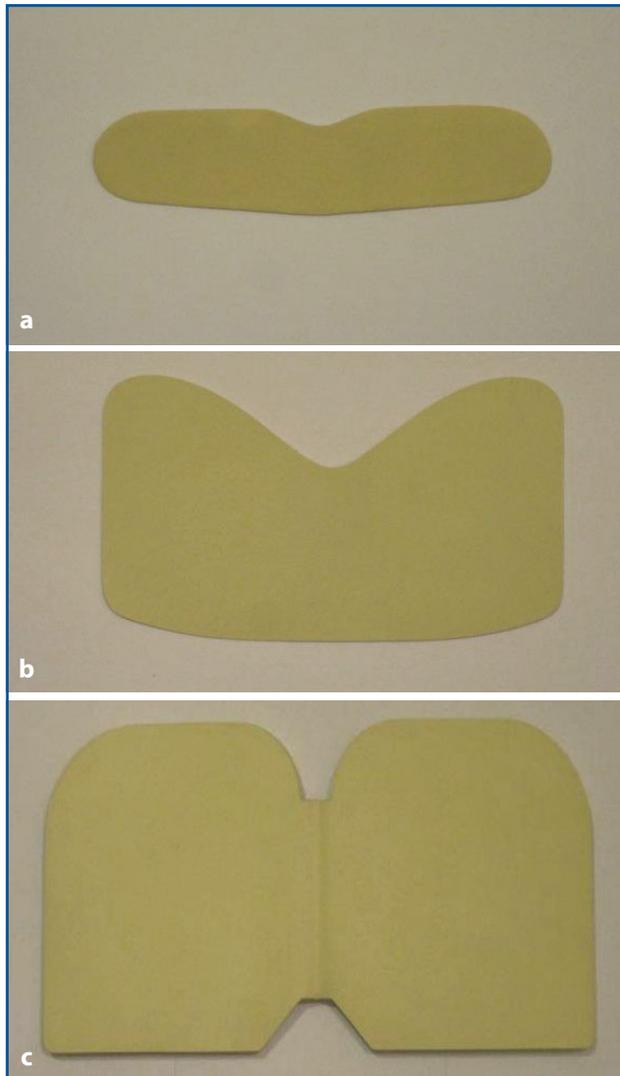


Fig. 5.5 Protezioni in bismuto per cristallino (a), tiroide (b) e mammelle (c)

scansione; l'intensità dell'irradiazione decresce in maniera quadratica rispetto alla distanza e quindi anche pochi cm possono fare la differenza fra una protezione efficace e una superflua. Le protezioni vanno poste intorno al paziente o superficialmente, prediligendo la schermatura del lato in cui si trovano organi radiosensibili come tiroide, mammelle e gonadi. È bene ricordare che questi presidi agiscono su una minima quota di radiazioni; infatti, meno dell'1% dell'energia del fascio principale in TC si disperde in radiazioni diffuse e, di queste, possiamo eliminare solo il 5% cioè la quota che non agisce all'interno del corpo [19, 20].

Le protezioni in bismuto vengono invece poste a protezione di organi particolarmente radiosensibili che si trovano comprese nella zona di scansione (Fig. 5.5).

I primi studi si sono concentrati sulla misurazione della dose che giungeva agli organi radiosensibili senza e con le protezioni di bismuto utilizzando la tecnica di scansione a modulazione fissa della corrente. Il vantaggio prodotto dalle protezioni in bismuto, nonostante esse determinassero la comparsa di alcuni artefatti, risultava talmente evidente da far pensare che il loro utilizzo fosse assolutamente indispensabile. In realtà, la successiva introduzione dei sistemi di modulazione automatica della corrente ha fortemente ridimensionato l'importanza delle protezioni in bismuto, rendendo più controversa la valutazione della loro reale efficacia [21–23]. Recenti studi hanno cercato di capire come poter abbinare le protezioni in bismuto con l'utilizzo degli esposimetri automatici cercando di sfruttare i vantaggi di entrambi i dispositivi, così da avere minore dose a organi radiosensibili posti in superficie e diminuzione generalizzata della dose per organi localizzati a maggiore profondità. È bene sottolineare che in questo caso occorre posizionare le protezioni in bismuto dopo aver eseguito lo scout e non prima, in quanto nel secondo caso il software della modulazione della dose registrerebbe anche l'attenuazione prodotta dal bismuto con conseguente incremento della dose erogata nella successiva fase di scansione.

5.7

Nuovi algoritmi per la ricostruzione delle immagini

La novità più importante sul fronte della riduzione di dose è attualmente fornita dalle tecniche di ricostruzione iterative delle immagini. Gli algoritmi iterativi sono stati i primi ad essere utilizzati per la ricostruzione di immagini TC, ma sono stati rapidamente abbandonati a causa dell'elevato numero di calcoli matematici di cui necessitavano. Di conseguenza, con l'aumento delle matrici di acquisizione e la necessità di velocizzare i tempi tecnici di scansione si passò ad algoritmi più semplici e funzionanti in parallelo, come la retroproiezione filtrata (*Filtered Backprojection*, FBP). Recentemente, grazie al notevole incremento delle capacità computazionali degli attuali computer e al crescente interesse nei confronti delle tecniche di contenimento della dose erogata, gli algoritmi iterativi stanno acquistando un nuovo interesse, in quanto rappresentano in chiave futura la più importante evoluzione tecnologica in grado di limitare la dose prodotta dagli esami di tomografia computerizzata [24].

Con questi algoritmi le immagini non vengono create successivamente all'arrivo dei dati di attenuazione delle singole proiezioni, bensì i valori di attenuazione vengono usati per formare una maschera, un modello statistico delle distribuzioni delle varie densità, che poi viene continuamente rivisto e corretto ogni qual volta arrivano dati di attenuazione successivi. Sostanzialmente il valore di ogni singolo pixel non viene preso subito per "buono", come succedeva nella FBP, ma aggiustato in base ai nuovi dati di misurazione e al valore medio dei pixel circostanti. Il grande vantaggio delle ricostruzioni iterative risiede nella possibilità di eliminare selettivamente il rumore nelle immagini finali, funzione precedentemente affidata a semplici filtri che limitavano allo stesso tempo anche la risoluzione spaziale, imponendo quindi una difficile scelta fra immagini "belle" ma con bassa definizione, oppure "rumorose" ma con un livello di dettaglio più elevato. Ora invece, grazie al peso statistico con cui ogni pixel viene misurato, possiamo capire se una densità è



Fig. 5.6 Ricostruzione in coronale di un addome con tecnica FBP (*sinistra*) e ASIR (*destra*). Per gentile concessione di *General Electric*

collegata a strutture anatomiche e quindi va mantenuta nelle immagini finali, oppure se è isolata e va quindi eliminata, come nel caso di artefatti causati da oggetti metallici (Fig. 5.6).

È bene precisare che la mole di calcoli associata alle ricostruzioni iterative è molto elevata, in quanto tutte le proiezioni in arrivo vanno continuamente confrontate fra di loro e con quelle successive; non esistono ancora *workstation* in grado di utilizzare questi algoritmi sul 100% delle proiezioni e quindi vengono utilizzati in combinazione con la retroproiezione filtrata con percentuali variabili impostate dall'operatore. La prima casa costruttrice a presentare questo dispositivo è stata nel 2008 la General Electric con il nome commerciale *ASIR*, seguita successivamente da tutte le altre case costruttrici (*IRIS* e *SAFIRE*, Siemens; *iDose*, Philips; *AIDR*, Toshiba; *Intelli IP*, Hitachi) Le tecniche iterative possono consentire riduzioni della dose erogata estremamente elevate (fino a oltre l'80%) e rappresentano quindi un approccio assai promettente per ridurre la dose radiante nel prossimo futuro.

5.8

Limitazione della lunghezza e del numero di acquisizioni eseguite

La dose totale di un esame TC è ovviamente dipendente dalla lunghezza delle scansioni eseguite. A parità di altri fattori, una scansione *total body* erogherà al paziente una dose di radiazioni superiore a quella, ad esempio, della scansione del solo di-

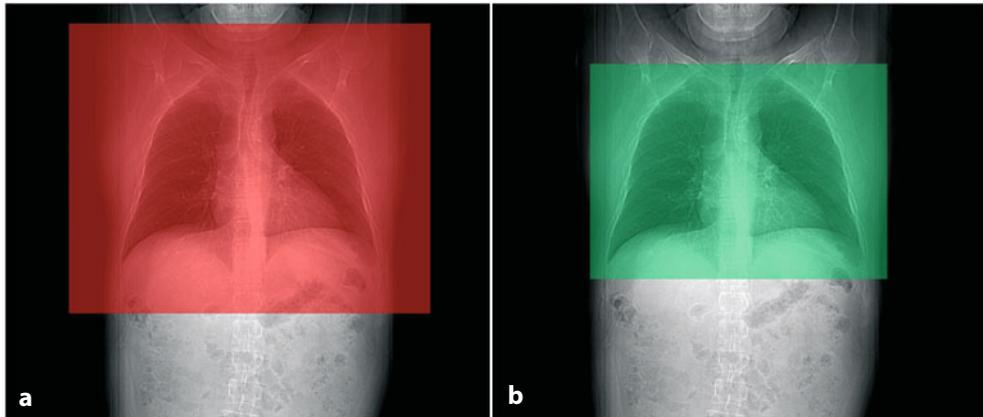


Fig. 5.7 Esempio di errata (a) e corretta (b) delimitazione dei limiti di scansione per lo studio del torace

stretto toracico. È quindi fondamentale, una volta valutata l'appropriatezza dell'esame TC, delimitare l'area di scansione in rapporto al quesito clinico, senza irradiare inutilmente altre parti del corpo. Ad esempio, nel follow-up di pazienti oncologici o anche in esami di screening, l'ecografia, metodica di indagine non ionizzante, può essere adottata per limitare la lunghezza delle scansioni TC da effettuare (come nel caso dello studio del collo per la valutazione di linfonodi).

Anche nel caso dell'acquisizione di un distretto ben delineato, come ad esempio il torace, il tecnico di radiologia deve selezionare con attenzione i limiti della scansione da eseguire, utilizzando i due scanogrammi con proiezione antero-posteriore e latero-laterale che vengono acquisiti prima della scansione ed evitando di estendere quest'ultima oltre i limiti necessari (Fig. 5.7). Ogni centimetro di scansione risparmiato consente di limitare la dose erogata al paziente, nel rispetto del principio ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*) che sta alla base della moderna radiodiagnostica.

L'utilizzo di protocolli che prevedono la ripetizione di un numero elevato di scansioni rappresenta un'altra delle principali cause dell'incremento della dose erogata per singolo esame. Tutto ciò si verifica nel caso di esami che prevedono scansioni pre- e post-contrastografiche e in protocolli cosiddetti multifasici, ovvero con acquisizioni ripetute a diverso tempo dalla somministrazione del mezzo di contrasto. Ripetere una scansione significa raddoppiare la dose erogata e, sebbene gli effetti stocastici delle radiazioni non possano essere sommati direttamente, ciò si traduce comunque in un incremento della possibilità che tali effetti si verifichino. È quindi opportuno, in base al quesito clinico e all'anamnesi del paziente, cercare di limitare il numero di scansioni ripetute. Allo stesso modo è opportuno cercare di limitare l'eccessiva ripetizione di esami TC, che possono portare il paziente a eseguire l'indagine numerose volte durante un solo anno, come accade frequentemente nel *follow-up* di pazienti oncologici [25].

5.9

Software per il controllo della dose erogata

Recentemente tutte le ditte costruttrici di scanner TC hanno concordato la creazione di uno standard, chiamato *dose check* (controllo della dose), in grado di verificare la dose erogata in un esame TC allertando l'operatore nel caso in cui i parametri di scansione selezionati producano una proiezione di dose superiore a dei limiti impostati per ciascun protocollo, basati sui livelli diagnostici di riferimento (LDR) registrati nella quotidiana attività clinica e riportati nel vigente decreto legislativo 187/2000 in materia di radioprotezione del paziente. La *National Electrical Manufacturers Association*, compagnia internazionale responsabile per la produzione di standard, riporta tale iniziativa nella pubblicazione denominata XR25-2010 [26]. Il rationale alla base del *dose check* è quello di aumentare la consapevolezza e l'attenzione da parte degli operatori di una diagnostica TC sulla dose radiante prodotta dai vari protocolli, evitando di produrre esami con eccessivi e ingiustificati livelli di dose. Quando l'operatore inserisce dei parametri che producono una dose superiore a quella impostata come limite per uno specifico protocollo (*notification value*) in termini di CTDIv e DLP, il *dose check* avverte l'operatore di tale superamento; a questo punto l'operatore può o modificare i parametri per poter rientrare nei limiti di dose previsti, o decidere ugualmente di procedere con la scansione qualora ritenga che il superamento del LDR sia motivato e giustificato. Un secondo livello di controllo della dose è invece rappresentato dall'*alert value* (sempre espresso in termini di CTDIv e DLP), ovvero un valore di dose particolarmente elevato che non dovrebbe essere mai superato. Qualora l'operatore ritenga che sussista una valida giustificazione per superare anche questo secondo livello di controllo, il sistema richiede l'inserimento di una login e di una password di un utente autorizzato e il giustificativo per cui si decide di eseguire l'esame a una dose superiore di quella consentita (Fig. 5.8).

Dose Check Setup

Images	CTDIvol mGy	DLP mGy-cm	NV	
			CTDIvol	DLP
1-685	40.64	1925.78	N	N

Est. max Z location CTDIvol: 40.64 mGy
 Projected series DLP: 1925.78 mGy-cm
 Accumulated exam DLP: 0.00 mGy-cm

DOSE ALERT

A dose alert value will be exceeded!

The prescribed scan parameters result in a projected exam dose exceeding the user configured Alert Value. Select Cancel to go back to Viewedit and adjust scan parameters if clinically appropriate to set below the Alert Value. An authorized user name and password must be entered to select Confirm. Selecting Confirm will proceed to scan and log user confirmation of scan parameters exceeding the Alert Value.

	AV	Projected/Accumulated	Start	End
CTDIvol (mGy)	1000	1792.56	12.5	537.5

Logon Name:

Password:

Diagnostic Reason:

Fig. 5.8 Illustrazione del dispositivo *Dose Check*. Finestra per l'inserimento dei valori del *notification value* (a sinistra) e visualizzazione dell'*alert value*. Per gentile concessione di *General Electric*

L'introduzione del *dose check* si è resa necessaria in seguito a gravi casi di sovrirradiazione, avvenuti soprattutto negli Stati Uniti, che hanno avuto particolare risalto attraverso i vari mass media e hanno prodotto vere e proprie *class actions* da parte di pazienti. In tutti i casi verificatisi, le indagini svolte dalle autorità competenti hanno dimostrato che l'eccesso di dose veniva prodotto non da un malfunzionamento delle strumentazioni, ma da un uso non corretto di esse, causato da una scarsa e non idonea formazione del personale operante in una diagnostica di tomografia computerizzata.

Bibliografia

1. Gottlieb RH, La TC, Erturk EN et al (2002) CT in detecting urinary tract calculi: influence on patient imaging and clinical outcomes. *Radiology* 225:441–449
2. Ost D, Khanna D, Shah R et al (2004) Impact of spiral computed tomography on the diagnosis of pulmonary embolism in a community hospital setting. *Respiration* 71:450–457
3. Lauer MS (2009) Elements of danger – The case of medical imaging. *New Eng J Med* 361:841–843
4. Mettler FA, Huda W, Yoshizumi TT, Mahesh M (2008) Effective doses in radiology and diagnostic nuclear medicine. *Radiology* 248:254–263
5. Smith-Bindman R (2010) Is computed tomography safe? *New Eng J Med* 363:1–4
6. Berrington de Gonzalez A, Mahesh M, Kim KP et al (2009) Projected cancer risks from computed tomography scans performed in the United States in 2007. *Arch Intern Med* 22:2071–2077
7. Gunn MLD, Kohr JR (2010) State of the art: technologies for computed radiography dose reduction. *Emerg Radiol* 17:209–218
8. Dougeni E, Faulkner K, Panayiotakis G (2012) A review of patient dose and optimization methods in adult and pediatric CT scanning. *Eur J Radiol* 81:e685–683
9. Kalender WA, Buchenau S, Deak P et al (2008) Technical approaches to the optimization of CT. *Phys Med* 24:71–79
10. Furlow B (2010) Radiation dose in computed tomography. *Radiol Technol* 81:437–450
11. Lee TY, Chhem RK (2010) Impact of new technologies on dose reduction in CT. *Eur J Radiol* 76:28–35
12. McCollough CH, Bruesewitz MR, Kofler JM (2006) CT dose reduction and management tools: overview of available options. *Radiographics* 26:503–512
13. Habibzadeh MA, Ay MR, Asl AR et al (2011) Impact of miscentering on patient dose and image noise in x-ray CT imaging: phantom and clinical studies. *Phys Med* doi 10.1016/j.ejmp. 2011.06.002
14. Toth TL, Ge Z, Daly MP (2007) The influence on patient centering on CT dose and image noise. *Med Phys* 34:3093–3191
15. Kalender WA (2006) *Computed tomography: fundamentals, systems technology, image quality, Applications*. Ed Publics MCD, Munich
16. Van der Molen AJ, Geleijns J (2007) Overranging in multisection CT: Quantification and relative contribution to dose – Comparison of four 16-Section CT Scanners. *Radiology* 242:208–216
17. Mazonakis M, Tzedakis A, Damilakis J, Gourtsoyiannis N (2007) Thyroid dose from common head and neck CT examinations in children: is there an excess risk for thyroid cancer induction? *Eur Radiol* 17:1352–1357
18. Christner JA, Zavaletta VA, Eusemann CD et al (2010) Dose reduction in helical CT: dynamically adjustable z-axis X-ray beam collimation. *Am J Roentgenol* 194:W49–55
19. Groat G, Huda W, Lavallee R, Ogden K (2006) Do lead aprons reduce patient CT doses? *Med Phys* 33:2004–2006
20. Kennedy EV, Iball GR, Brettle DS (2007) Investigation into the effects of lead shielding for fetal dose reduction in CT pulmonary angiography. *Br J Radiol* 80:631–638
21. McLaughlin DJ, Mooney RB (2004) Dose reduction to radiosensitive tissue in CT. Do commercially available shields meet the users' needs? *Clin Radiol* 59:446–450

22. Hurwitz LM, Yoshizumi TT, Goodman PC et al (2009) Radiation dose savings for adult pulmonary embolus 64-MDCT using bismuth breast shields, lower peak kilovoltage, and automatic tube current modulation. *AJR* 192:244–253
23. Vollmar SV, Kalender WA (2008) Reduction of dose to the female breast in thoracic CT: a comparison of standard-protocol, bismuth shielded, partial and tube-current-modulated CT examinations. *Eur Radiol* 18:1674–1682
24. Silva AC, Lawder HJ, Hara A et al (2010) Innovations in CT dose reduction strategy: application of the adaptive statistical iterative reconstruction algorithm. *AJR* 194:191–199
25. Sodickson A, Baeyens PF, Andriole KP et al (2009) Recurrent CT, cumulative radiation exposure, and associated radiation-induced cancer risks from CT of adults. *Radiology* 251:175–184
26. NEMA XR 25 Computed tomography dose check. Association of electrical and medical imaging equipment manufacturers. <http://www.nema.org/stds/xr25.cfm>. Ultimo accesso 7 aprile 2012