

# Protocolli di studio e considerazioni dosimetriche

Andrea Laghi, Pasquale Paolantonio, Paola Lucchesi

## Introduzione

La colonscopia virtuale (CV) è un esame diagnostico per il quale è necessaria una TC spirale in grado di effettuare una scansione dell'addome e della pelvi in una singola apnea respiratoria [1]. Sebbene agli inizi della CV si utilizzassero apparecchiature a singolo strato (TC-SS), lo sviluppo tecnologico rende oggi praticamente obbligatorio l'uso di TC spirali multistrato (TC-MS) [2].

Il rapido progresso delle TC-MS, caratterizzato principalmente dall'aumento del numero dei banchi di detettori (passati dai 4 del 1998 ai 256 del 2008) ha reso necessaria l'ottimizzazione di protocolli di studio dedicati, che tengano conto sia dell'apparecchiatura utilizzata, sia delle indicazioni cliniche all'esame, sia dell'esposizione del paziente alle radiazioni ionizzanti [3]. Nonostante l'iniziale confusione causata dalla molteplicità delle tecniche di studio, si è oggi finalmente arrivati a una standardizzazione dell'esame, almeno sui parametri essenziali della scansione. Nell'espone questi concetti, faremo riferimento alle Linee guida proposte dal Consensus Statement on CT Colonography messo a punto dagli esperti del settore sotto gli auspici della Società Europea di Radiologia Addominale e Gastrointestinale (ESGAR, European Society of Gastrointestinal and Abdominal Radiology) [2].

## La tecnologia spirale singolo strato (TC-SS)

Agli albori della metodica, allorché fu per la prima volta presentata da Vining al convegno annuale dell'American Roentgen Ray Society (ARRS) nel 1994 [1], la CV era basata su una scansione spirale ottenuta con una TC-SS, la sola apparecchiatura disponibile a quel tempo.

I maggiori sforzi dei ricercatori nell'ottimizzazione dei protocolli di studio per la CV avevano come principale parametro di riferimento la copertura anatomica concessa dalle apparecchiature, posta in relazione con la durata dell'apnea del paziente. Le ridotte capacità di raffreddamento del tubo radiogeno, infatti, rendevano necessario il frazionamento dell'acquisizione dell'intero colon in tre o quattro apnee consecutive [4]. È stato possibile solo successivamente, con i progressi nella tecnologia dei tubi radiogeni, acquisire un'unica scansione dell'intero addome e della pelvi in una singola apnea di circa 40 secondi [5]. L'acquisizione dell'intero volume durante una singola apnea del paziente è indispensabile per ottenere un esame di elevata capacità diagnostica, nel quale siano eliminati gli artefatti da errata co-registrazione dei dati che impediscono di ottenere riformattazioni multiplanari coronali e sagittali e una navigazione endoscopica di buona qualità (Fig. 5.1); inoltre, vi è sempre il rischio di un'errata diagnosi per la perdita dei dati dovuta all'irregolarità delle successive apnee del paziente [6].

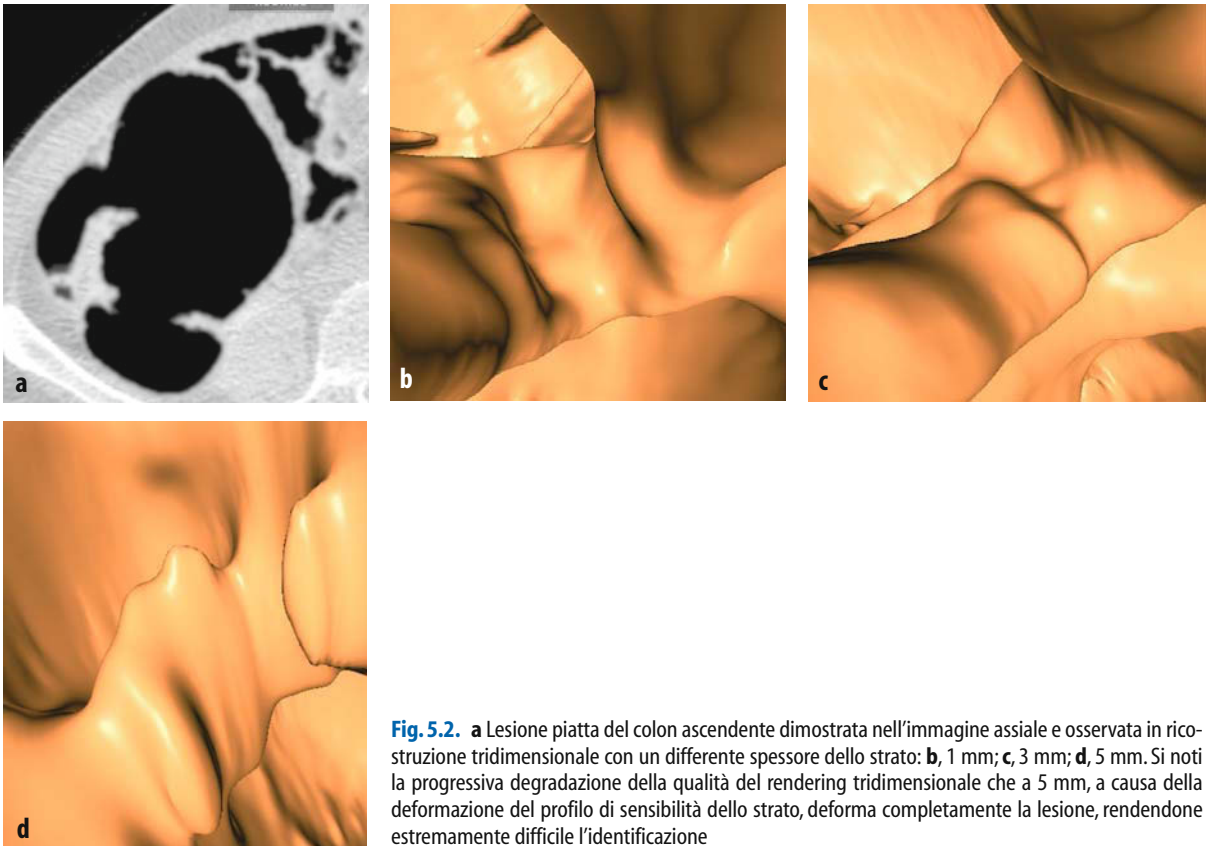
Un'altra importante limitazione delle apparecchiature TC-SS era rappresentata dallo spessore della collimazione (di solito variabile tra 3 e 5 mm). Una collimazione relativamente spessa era necessaria, nonostante l'utilizzo di valori di pitch elevati (anche fino a 2), per ottenere un'acquisizione durante una singola apnea [7]. Si riusciva, pertanto, ad ottenere un singolo volume di dati, ma con una deformazione del profilo della sensibilità dello



**Fig. 5.1.** Immagine endoscopica virtuale della flessura epatica acquisita con apparecchiatura TC-SS. La qualità del rendering è discreta pur osservandosi i tipici artefatti spirali dovuti sia allo spessore della collimazione sia al pitch elevato

strato che limitava la qualità della ricostruzione delle immagini e riduceva nettamente la sensibilità della metodica per l'identificazione di polipi piccoli e intermedi (Fig. 5.2) [8]. A ciò si deve aggiungere che, se pure era vero che il volume veniva acquisito durante una singola apnea, questa poteva durare dai 40 ai 50 secondi, rendendo lo studio piuttosto difficoltoso e gravato da artefatti da movimento nei pazienti anziani o scarsamente collaboranti [9].

Per tali motivi, la CV con TC-SS non è più consigliata dagli esperti, a meno che l'obiettivo dell'esame non sia la sola identificazione di un carcinoma coloretale (CCR) o di un polipo di grandi dimensioni ( $\geq 10$  mm). Ai fini del protocollo di studio, una tavola rotonda di esperti internazionali di CV ha stabilito nel 2005 le Linee guida per l'esecuzione dell'esame di CV con TC-SS [6], precisando che è necessaria una collimazione che non superi i 5 mm con successiva retro-ricostruzione delle immagini con spessore più sottile e discreta sovrapposizione (in genere 3 mm) (vedi Tabella 5.1).



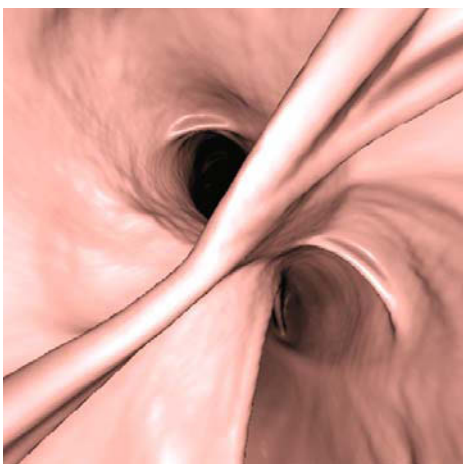
**Fig. 5.2.** a Lesione piatta del colon ascendente dimostrata nell'immagine assiale e osservata in ricostruzione tridimensionale con un differente spessore dello strato: b, 1 mm; c, 3 mm; d, 5 mm. Si noti la progressiva degradazione della qualità del rendering tridimensionale che a 5 mm, a causa della deformazione del profilo di sensibilità dello strato, deforma completamente la lesione, rendendone estremamente difficile l'identificazione

**Tabella 5.1** Principali parametri di scansione nelle diverse tipologie di apparecchiature (i dati sono indicativi)

	Singolo strato	4 strati	> 4 strati	64	Note
kVp	120	120	120	120	140 nei soggetti obesi
mAs prona	≤ 50	≤ 50	≤ 50	≤ 50	
supina	≤ 100	≤ 100	≤ 100	≤ 100	
supina mdc	100-200	100-200	100-200	100-200	
Collimazione (mm)	3-5	≤ 3	1-1,5	0,5-1,2	
Spessore ricostruzione (mm)	1-3	1	1	0,8-1	
Pitch	< 2	1-1,5	1-1,5	1-1,5	

## La tecnologia spirale multistrato (TC-MS)

L'introduzione della tecnologia TC spirale multistrato (TC-MS) alla fine del 1998 ha consentito un rapido sviluppo della CV [10]. L'utilizzo di più file di detectori lungo l'asse z porta, infatti, sostanziali benefici in termini di copertura anatomica, tempi di scansione e risoluzione spaziale longitudinale rispetto alla TC-SS [11-13]. Infatti, utilizzando gli stessi parametri di scansione di un'apparecchiatura TC-SS, una TC-MS permette di acquisire volumi più ampi in tempi più brevi. Inoltre, la TC-MS consente l'utilizzo di valori di collimazione sub-millimetrici con l'acquisizione di voxel isotropici, che si traduce in una migliore qualità delle riformattazioni multiplanari e delle ricostruzioni tridimensionali (Fig. 5.3) [14].



**Fig. 5.3.** Immagine endoscopica virtuale ottenuta mediante algoritmo di rendering volumetrico, su dati acquisiti con apparecchiatura TC-MS a 64 strati, utilizzando una collimazione di 1,25 mm e uno spessore dello strato di 1 mm. Si confronti questa immagine della flessura epatica con la Fig. 5.1 per comprendere gli enormi progressi in termini di qualità dell'immagine ottenuti in questi ultimi anni

A fronte di un netto miglioramento nella qualità delle immagini si ha, però, un potenziale incremento della dose di radiazioni ionizzanti erogata al paziente [15]: un problema, questo, particolarmente importante nel caso della CV in considerazione dell'utilizzo routinario della doppia scansione, con paziente in posizione prona e supina [16]. Inoltre, la tendenza diffusa all'utilizzo di collimazioni sempre più sottili con le apparecchiature TC-MS porta conseguentemente ad un incremento dell'intensità di corrente del tubo, al fine di ridurre il rumore nelle immagini, e quindi ad un incremento della dose erogata al paziente.

Un'ulteriore variabilità nei protocolli di CV per TC-MS è stata rappresentata, all'inizio, dalle sostanziali differenze tecnologiche delle apparecchiature a 4 strati. Infatti, nello sviluppo delle TC-MS a 4 strati, le aziende costruttrici avevano intrapreso due strade differenti nel disegno della configurazione delle piastre di detectori: da una parte erano state sviluppate le cosiddette "matrici simmetriche", nelle quali le diverse file di detectori erano costituite da elementi tutti della stessa dimensione (es. 4 × 1,25 mm); dall'altra le cosiddette "matrici asimmetriche" o "adattative", nelle quali erano presenti detectori di differente spessore, con al centro i più sottili (1 mm) e nelle porzioni periferiche i più spessi (5 mm) [17]. Al di là delle dispute sull'approccio tecnologico migliore, la differenza nella configurazione dei detectori creava una certa confusione nella standardizzazione dei protocolli di studio [18]. Con l'avvento delle successive generazioni di TC (16 strati e oltre) la tecnologia si è piuttosto uniformata, con le diverse apparecchiature che presentano configurazioni simili. Come conseguenza, si sono anche nettamente ridotte le differenze nei protocolli di studio [19].

Analizzeremo, di seguito, i principali parametri da ottimizzare per acquisire uno studio di CV con TC-MS.

## Parametri di scansione

I parametri di scansione da considerare quando s'intenda ottimizzare uno studio di CV sono: la collimazione, lo spessore della ricostruzione delle immagini, il pitch, i kVp e i mAs. Di questi ultimi tre (pitch, kVp e mAs) ci occuperemo in seguito, quando si tratterà del problema dosimetrico.

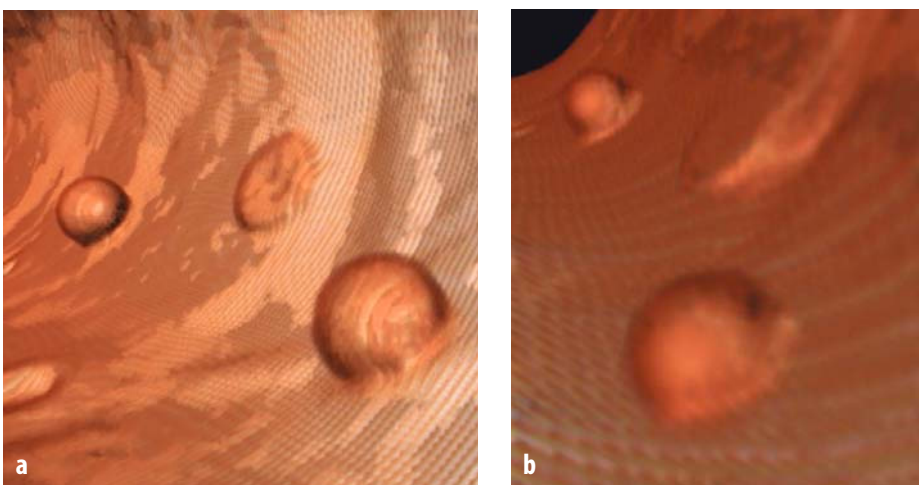
## Collimazione e spessore di ricostruzione delle immagini

La collimazione è il parametro di acquisizione che più di altri ha subito modificazioni con lo sviluppo della TC-MS ed è uno dei maggiori benefici della TC-MS rispetto alla TC-SS. Teoricamente, l'utilizzo di collimazioni "sottili" è obbligatorio in CV perché la grandezza delle lesioni rilevabili con la metodica dipende essenzialmente dal valore di collimazione utilizzato. Infatti, a causa degli artefatti da volume parziale, non è possibile individuare una lesione che sia di dimensioni inferiori alla collimazione [20]. Pertanto, il problema non è solo scegliere la collimazione più sottile, ma anche definire le dimensioni della lesione target. Se s'intende identificare lesioni di 5 mm o superiori, una collimazione di 3 mm è più che sufficiente; nel caso in cui il target sia una lesione inferiore a 5 mm, allora è necessario usare collimazioni più sottili.

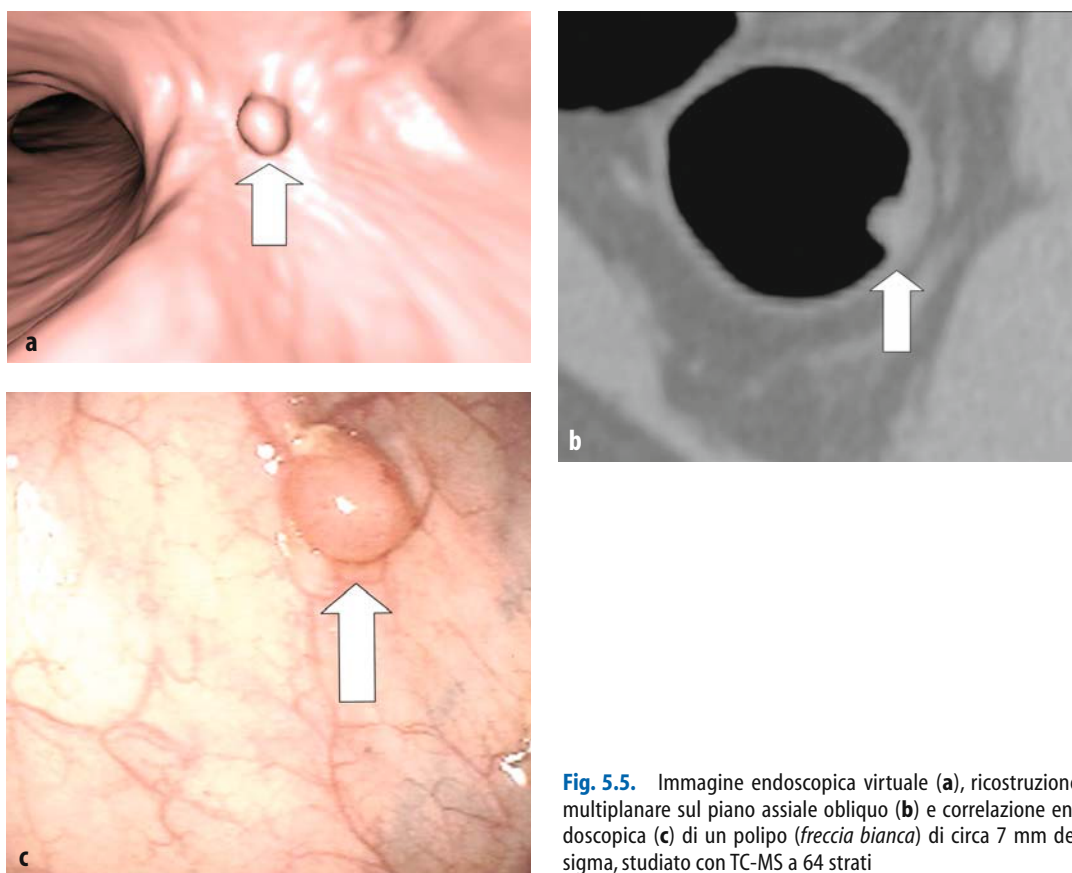
Con l'introduzione delle apparecchiature TC-

MS, il problema della decisione della collimazione da utilizzare si è posto solo con le TC-MS a 4 strati, con le quali era ancora necessario un compromesso tra un esame a collimazione sottile (1 mm), ma con tempo di acquisizione relativamente lungo (circa 40-50 secondi), e quindi potenzialmente incompatibile con un'apnea di un paziente anziano o scarsamente collaborante, e un esame rapido, condotto in 20 secondi, ma con una collimazione di 2,5 mm [21-23]. Diversi studi, soprattutto *in vitro* [24, 25], avevano dimostrato come non vi fossero differenze significative nell'identificazione di lesioni polipoidi con dimensioni uguali o superiori a 1 cm tra i vari protocolli, mentre queste differenze erano evidenti per le lesioni piccole (al di sotto di 5 mm) (Fig. 5.4). In particolare, per le lesioni molto piccole (tra 3 mm e 5 mm) incrementare lo spessore dello strato da 1 mm a 5 mm significava ridurre la sensibilità dal 96% al 74% [20]. Inoltre, una collimazione sottile produce benefici in termini di specificità della metodica, consentendo una più efficace differenziazione tra polipi e residui fecali, grazie all'evidenziazione, in questi ultimi, di minute bolle aeree che ne consentono la caratterizzazione [5].

Gli ulteriori sviluppi della tecnologia multi-strato hanno reso obsoleta questa discussione, dal momento che con le TC a 16, 32 o 64 strati è possibile usare routinariamente collimazioni sub-millimetriche (0,5 mm, 0,625 mm e 0,75 mm) [26-29]. Con queste apparecchiature il problema è esat-



**Fig. 5.4.** Studio con TC-MS a 4 strati su un fantoccio contenente elementi che simulano polipi di differenti dimensioni e lesioni piatte. Nell'immagine **a**, in cui è stato utilizzato uno spessore di ricostruzione della sezione di 1 mm, sono bene identificati sia i polipi grande (circa 12 mm) e piccolo (circa 3,5 mm), sia la lesione piatta; tutti mostrano margini netti e ben definiti. Nell'immagine **b**, nella quale lo spessore della ricostruzione è di 5 mm, si noti la deformazione dei margini delle lesioni polipoidi, che risultano comunque ben visibili; la lesione piatta, però, è difficilmente riconoscibile.



**Fig. 5.5.** Immagine endoscopica virtuale (a), ricostruzione multiplanare sul piano assiale obliquo (b) e correlazione endoscopica (c) di un polipo (freccia bianca) di circa 7 mm del sigma, studiato con TC-MS a 64 strati

tamente opposto, ovvero sia cercare di utilizzare collimazioni più spesse (sommando i detettori contigui; es.  $0,625\text{ mm} + 0,625\text{ mm} = 1,25\text{ mm}$ ) al fine di ridurre il numero di immagini prodotte. In ogni caso, indipendentemente dalla collimazione utilizzata, lo spessore dello strato può essere impostato a 1 mm, consentendo questo valore un'ottimale identificazione anche di lesioni polipoidi di piccole dimensioni (Fig. 5.5) (vedi Tabella 5.1). L'uso di 1 mm di spessore dello strato permette anche di limitare il numero di immagini prodotte, generalmente variabile in funzione delle dimensioni del soggetto, da 400 a 500 per scansione.

## Il problema dosimetrico

Una delle principali critiche mosse alla CV, in particolare se s'intende utilizzarla in ambito di screening del CCR, è rappresentata dall'esposizione del paziente a una dose di radiazioni ionizzanti potenzialmente elevata. Esistono alcune ragioni per questo: innanzitutto la doppia scansione, a pazien-

te prono e supino, che è ottenuta routinariamente e non può essere evitata per ragioni tecniche già discusse (vedi Capitolo 4) e che ovviamente raddoppia la dose erogata al paziente [16]; inoltre, e ciò è vero in particolare per gli apparecchi a 4 e 8 strati, piuttosto che per i più recenti 32 e 64 strati, l'efficienza geometrica dei detettori è ridotta rispetto a un apparecchio TC-SS e, di conseguenza, la dose erogata al paziente, a parità di parametri di scansione, è più alta [17, 30]; infine, l'uso di collimazioni sottili, in genere le più sottili offerte dalle diverse tipologie di apparecchiature (oggi addirittura sub-millimetriche,  $0,5\text{ mm}/0,6\text{ mm}$ ), anche se offre chiari vantaggi in termini di risoluzione spaziale, allo stesso tempo rende necessario l'incremento dei valori di mA al fine di contenere l'entità del rumore nelle immagini, determinando, quindi, un incremento della dose effettiva [29].

Il problema della dose è stato molto sentito, sin dagli albori della CV, al punto che già con le apparecchiature TC-SS diversi autori avevano suggerito l'uso di protocolli di scansione a bassa esposizione alle radiazioni [4].

### Il razionale per un protocollo a bassa dose di radiazioni

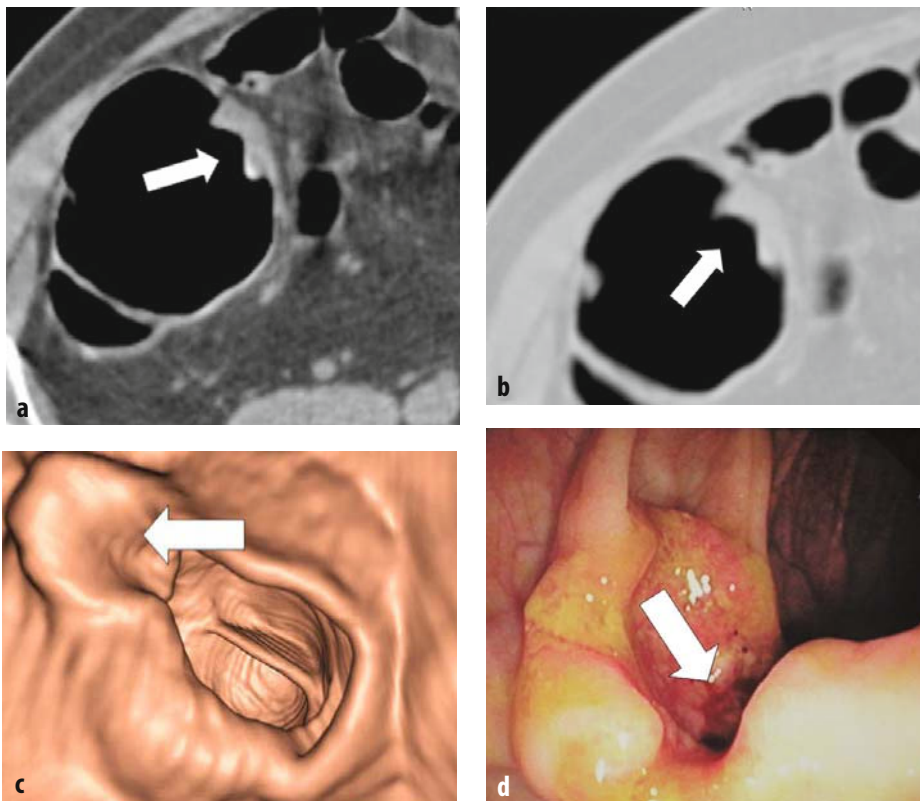
La CV offre una buona opportunità per l'ottimizzazione di protocolli a bassa dose, rappresentata dal fatto che, analogamente allo studio del polmone, si tratta di un esame ad alto contrasto intrinseco: ovverosia, un esame nel quale la struttura da esaminare, e cioè la parete del colon oppure un polipo o un cancro, ha una densità dei tessuti molli (30-50 UH) nettamente differente dal contenuto del lume (aria ambiente o CO<sub>2</sub>), che ha una densità molto più bassa (-500 UH e oltre). Ciò consente di diminuire la dose in maniera significativa, incrementando conseguentemente il rumore intrinseco nelle immagini, ma senza perdere sensibilità nell'identificazione delle lesioni (Fig. 5.6) [31-34].

Se per il colon, quindi, è possibile lavorare con protocolli a bassa dose, lo stesso non può dirsi per gli organi extra-colici e in particolare per i parenchi-

mi. Infatti, uno studio a bassa dose non consente affatto la caratterizzazione di lesioni epatiche o renali (finanche le cisti possono avere una densità alterata dal rumore intrinseco dell'immagine) [35] e dev'essere pertanto considerato quale indagine esclusiva del colon (Fig. 5.7) [32, 33]. È quindi chiaro che, qualora l'esame venga condotto durante la somministrazione endovenosa di un mezzo di contrasto iodato non ionico, è necessario utilizzare un protocollo di acquisizione analogo a quello utilizzato per una TC dell'addome e della pelvi di routine.

### L'ottimizzazione di un protocollo a bassa dose

L'ottimizzazione di un protocollo di studio a bassa dose per la CV prevede una modificazione dei parametri della scansione ed eventualmente anche l'uso di sistemi di modulazione automatica della dose.



**Fig. 5.6.** Protocollo di studio a dose ultrabassa (10 mAs effettivi) ottenuto con apparecchiatura TC-MS a 4 strati. Nonostante il rumore intrinseco dell'immagine, dovuto al basso valore di mAs e ben evidente se si analizza la scansione con una finestra ristretta per l'addome (ampiezza 400 UH; livello 10 UH) (a), il cancro (*freccia*) del colon ascendente è chiaramente identificato. L'uso di una finestra ampia (b) quale quella per l'analisi della CV (ampiezza 1500 UH; livello -200 UH) consente un'ottimale valutazione della lesione (*freccia*) senza significativo riconoscimento del rumore. Anche l'immagine endoscopica (c) non è particolarmente inficiata dal rumore intrinseco. L'immagine di endoscopia convenzionale (d) della lesione (*freccia*) mostra la precisa correlazione tra l'imaging radiologico e quello endoscopico

## I parametri della scansione

I principali parametri di una scansione TC in relazione alla dose di radiazione somministrata durante l'esame sono: i milliampere/secondo (mAs), i kilovolt picco (kVp) e il pitch.

Il fattore determinante ai fini dell'ottimizzazione di un protocollo di scansione a bassa dose sono i valori di mAs, che, com'è noto, hanno una dipendenza lineare inversa con il rumore: una riduzione dei mAs determina un conseguente incremento del rumore nell'immagine. Il problema fondamentale della ricerca, in questi anni, è stato quello di capire quanto si potessero abbassare i mAs senza inficiare la sensibilità della metodica per l'identificazione delle piccole lesioni polipoidi.

Molti sono stati gli studi condotti sull'argomento che hanno condotto alle seguenti conclusioni: 1) la progressiva riduzione dei mAs si associa ad una degradazione della qualità delle immagini, dovuta al rumore, che si traduce in un netto peggioramento anche della qualità delle ricostruzioni tridimensionali endoscopiche [31]; 2) studi con simulazioni dell'incremento del rumore, così come casistiche reali ottenute con apparecchi TC-MS, hanno dimostrato che si può arrivare a valori anche di 10 mAs o minori, senza aver alcun peggioramento della sensibilità della metodica per l'identificazione di polipi > 5 mm (Fig. 5.7) [4, 32-34, 37-38]; 3) l'uso di protocolli a dose bassa o ultra-bassa (< 50 mAs) non consentono un'adeguata valutazione degli organi extra-colicci e soffrono, comunque, di gravi limitazioni in pazienti obesi (nei quali conviene innalzare i valori di mAs) [39].



**Fig. 5.7.** Protocollo di studio a dose ultra-bassa (10 mAs effettivi) ottenuto con apparecchiatura TC-MS a 4 strati. La valutazione del parenchima epatico, così come degli altri parenchimi, a causa della rumorosità delle immagini, è fortemente impedita, rendendo impossibile l'identificazione di eventuali lesioni focali e difficile persino la visualizzazione della colecisti

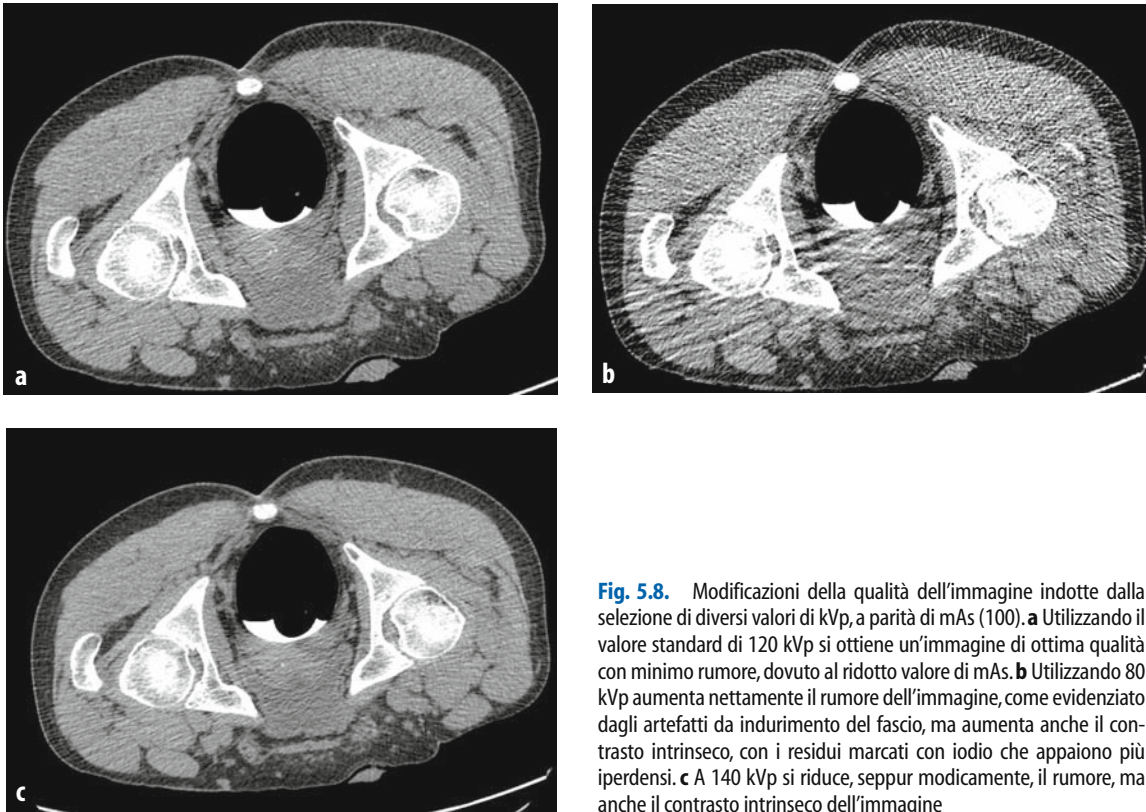
Dal punto di vista della dose di esposizione alle radiazioni ionizzanti, i protocolli a bassa dose che utilizzano valori compresi tra 30 e 80 mAs sono associati ad un'esposizione variabile complessiva della scansione prona e supina tra circa 2,5 mSv per gli uomini e circa 2,9 mSv per le donne, a 30 mAs; circa 5,7 mSv per gli uomini e circa 6,4 mSv per le donne, a 80 mAs [29].

I protocolli a dose ultra-bassa, che utilizzano valori di circa 10 mAs somministrano una dose di circa 1,8 mSv per gli uomini e di circa 2,4 mSv per le donne [32-34]. Questi valori sono sostanzialmente inferiori a quelli riportati nelle precedenti pubblicazioni, non solo per le TC-SS e le TC-SM, ma anche per il clisma opaco (5-7 mSv) [40].

Un altro parametro tecnico che influenza la distribuzione della dose è la differenza di potenziale del tubo espresso in picco di kVp. Variazioni del kVp portano a modificazioni dell'energia del fascio di fotoni espressa in kiloelettronvolt (keV). All'aumentare del potenziale del tubo, il fascio di fotoni diviene più penetrante con il risultato di elevare il flusso di energia che giunge ai detectori. Tali modifiche influenzano la rumorosità delle immagini, la risoluzione di contrasto e la dose somministrata al paziente. L'effetto più importante è rappresentato dall'aumento dell'esposizione alle radiazioni per i pazienti, che con i valori di kVp ha una dipendenza esponenziale ( $\approx kVp^2$ ) e non lineare. L'aumento dei valori del potenziale del tubo diminuisce la rumorosità delle immagini, ma anche i valori densitometrici delle differenti strutture a causa del maggiore afflusso di energia ai detectori: ciò significa che l'aumento del potenziale del tubo conduce ad una riduzione della risoluzione di contrasto per le strutture ad alta densità (es. bario, iodio) (Fig. 5.8) [39]. Quindi, a causa della profonda influenza sulle quote di radiazione assorbite dai pazienti e sulla qualità del fascio radiogeno che determina una modificazione del contrasto intrinseco dell'immagine, l'aumento dei valori di kVp allo scopo di ridurre la rumorosità delle immagini non dovrebbe essere utilizzato. Nella pratica clinica, per gli esami di CV si utilizza un valore fisso di 120 kVp, da innalzare a 140 kVp nel caso di pazienti obesi [2].

## Pitch

L'uso del pitch per minimizzare l'impatto dell'esposizione alle radiazioni è ben noto negli studi condotti con apparecchiature TC-SS [14]. In quei casi, l'aumento del pitch corrispondeva ad una riduzione direttamente proporzionale della dose erogata, a prezzo di una degradazione della qualità dell'imma-



**Fig. 5.8.** Modificazioni della qualità dell'immagine indotte dalla selezione di diversi valori di kVp, a parità di mAs (100). **a** Utilizzando il valore standard di 120 kVp si ottiene un'immagine di ottima qualità con minimo rumore, dovuto al ridotto valore di mAs. **b** Utilizzando 80 kVp aumenta nettamente il rumore dell'immagine, come evidenziato dagli artefatti da indurimento del fascio, ma aumenta anche il contrasto intrinseco, con i residui marcati con iodio che appaiono più iperdensi. **c** A 140 kVp si riduce, seppur modicamente, il rumore, ma anche il contrasto intrinseco dell'immagine

gine [8]. Più complessa è la situazione con le TC-MS, ove un incremento del pitch non necessariamente corrisponde a una riduzione della dose. Su alcune apparecchiature, nelle quali è implementata una funzione di adattamento automatico dei mAs, un incremento del pitch può avere un effetto paradossale, ovvero un aumento, seppur ridotto, della dose, ma certamente non una riduzione [41].

Comunque, in linea generale, si ritiene opportuno evitare di usare valori di pitch < 1, che non sono comunque giustificati da alcuna necessità nella qualità delle immagini (come, ad esempio, nella TC delle coronarie) e si consiglia di selezionare valori di pitch variabili tra 1 e 1,5, per ridurre l'impatto della dose di radiazioni erogata al paziente [24-29]. Il valore preciso del pitch dipende ovviamente dall'apparecchiatura a disposizione.

### I sistemi di modulazione automatica della dose

I sistemi di modulazione automatica della dose sono strumenti in grado di modificare la corrente del tubo (mA) durante la scansione in funzione del-

l'anatomia da studiare, cercando di avere la più bassa dose possibile, ma con una qualità dell'immagine identica o addirittura migliore, un rumore più omogeneo e minori artefatti da attenuazione del fascio radiante [42].

Non si tratta di una novità tecnologica, in quanto presenti da diversi anni anche sulle TC-SS [43], anche se più di recente sono stati implementati sistemi che non tengono conto solo del piano  $x, y$ , ma anche dell'asse  $z$ . Ciò significa che questi sistemi permettono di ridurre la dose somministrata modificando direttamente l'emissione del tubo in accordo con la conformazione geometrica assunta dal paziente durante ogni singola rotazione e traslazione longitudinale [44].

Negli studi TC-SS e TC-MS dell'addome e del torace si è dimostrata una riduzione dell'emissione delle radiazioni rispetto al medesimo protocollo senza sistema di modulazione della dose variabile tra il 19% e il 27% [45].

Per quanto riguarda la CV, esiste un solo studio circa questo argomento [46], condotto con una TC-MS a 16 strati e che dimostra una riduzione della dose di circa il 35% nella scansione supina e



del 33% nella scansione prona, utilizzando un sistema di modulazione sui tre assi ( $x$ ,  $y$ ,  $z$ ) rispetto ad uno convenzionale.

Bisogna far notare, comunque, che tali sistemi riducono la dose rispetto ad una scansione che non li utilizza, ma che se s'intende abbattere l'esposizione di più del 20-25% è necessario, in ogni caso, agire sui mAs in uscita.

## Alcune considerazioni

Il problema dosimetrico in TC, in particolare oggi con la diffusione delle apparecchiature e della tecnologia multistrato, è molto sentito dagli addetti ai lavori, dall'opinione pubblica e anche dai media. Allarmanti conclusioni circa il possibile numero di tumori indotti dagli esami TC-MS giungono da studi teorici privi di alcun dato oggettivo su popolazioni reali e frutto di estrapolazioni matematiche [47]. E questo perché mentre gli effetti cancerogeni delle radiazioni a dose alta e intermedia ( $> 100$  mSv) sono ben noti [48], non altrettanto chiara è la relazione con l'esposizione a basse dosi, quali quelle utilizzate nella diagnostica radiologica [49]. Ciò non significa, comunque, che il problema non debba essere posto, in particolare per un esame come la CV, che è attualmente considerato un metodo di screening della popolazione per il CCR [50].

I dati oggettivi disponibili sono rappresentati da un sondaggio [32] condotto nel 2002 tra i centri europei che utilizzavano una TC-MS a 4 strati per la CV. Da tale studio era emerso che la dose effettiva media assorbita per un esame di CV era di circa 8,8 mSv, un valore di dose teoricamente correlato, in una popolazione al di sopra dei 50 anni di età (ovvero la maggioranza dei soggetti per i quali è consigliato lo screening per il CCR), con un potenziale rischio di neoplasia nell'arco della vita dello 0,02%. In un altro studio [50] condotto prendendo come dose effettiva media assorbita un valore tra 7,6 mSv e 13,2 mSv, variabile in funzione dell'apparecchiatura, a parità di parametri di scansione, il potenziale rischio di neoplasia nell'arco della vita è risultato essere dello 0,14% in un soggetto di 50 anni e dello 0,07% in uno di 70.

Questo rischio può essere comunque drasticamente ridotto di un fattore 5 o anche 10 [50], implementando ordinariamente dei protocolli di acquisizione a dose bassa o ultra-bassa. Nonostante gli sforzi effettuati per cercare di ottimizzare protocolli a bassa dose, in un altro recentissimo studio (M.H. Liedenbaum, dati non pubblicati), effettuato sia sul-

la letteratura esistente sia inviando un questionario alle istituzioni di ricerca che si occupano di CV, ha dimostrato che dal 2004 a oggi non si è avuta globalmente una riduzione di dose statisticamente significativa. Infatti, pur lavorando con apparecchiature a 64 strati (circa il 60% dei centri valutati) e con sistemi di modulazione della dose (circa il 50% degli stessi centri) la dose media è stata di circa 9,1 mSv per gli esami effettuati nella pratica clinica e di circa 5,7 mSv per gli esami di screening. Se per le CV effettuate nella pratica clinica (potenzialmente in sintomatici, spesso affetti da cancro) il problema dosimetrico può essere meno rilevante, in quanto nella maggior parte dei casi si tratta di pazienti che in ogni modo sarebbero stati sottoposti a una TC convenzionale a dose piena, per i soggetti studiati in ambito di screening il problema merita alcune considerazioni.

La prima considerazione riguarda la probabilità di tumore radio-indotto estrapolabile dal valore di dose efficace somministrata, come stabilito dall'International Commission on Radiological Protection (ICRP) [51]. Secondo tale approccio, il rischio di sviluppare un cancro per effetto delle radiazioni ionizzanti in un soggetto di 50 anni (età d'inizio dello screening del CCR nei soggetti a rischio medio) è di circa 2,5%/Sv, che si dimezza per i soggetti di età superiore a 70 anni. Questi dati derivano dagli studi epidemiologici condotti sulle popolazioni di sopravvissuti alla bomba atomica, nel cui intervallo di esposizione la correlazione dose-risposta è lineare [48]. Per le esposizioni alle basse dosi, come nel caso delle indagini radiologiche, esistono attualmente diverse teorie circa il potenziale rischio di cancro indotto dalle radiazioni. Il più accreditato è il modello di estrapolazione lineare senza soglia (modello LNT, Linear-Non-Threshold), che prevede una semplice estrapolazione matematica, senza riconoscere alcun valore soglia al di sotto del quale le radiazioni non abbiano effetto [52]. È proprio applicando tale modello che si estrapola il dato dell'ipotetico rischio pari a 0,02% per una dose di esposizione di circa 8,8 mSv in un soggetto di 50 anni. Esistono, comunque, altri modelli che ritengono questi dati sovrastimati (Adaptive response) oppure sottostimati (Bystander Effect Sensitive Sub-population); ed altri ancora che ipotizzano la presenza di un valore soglia (variabile tra 3 mSv e 10 mSv) al di sotto del quale la dose non aumenta la probabilità d'insorgenza di tumori [53].

La seconda considerazione riguarda la quantità di radiazioni alla quale ciascun individuo è sottoposto durante la propria vita (vedi Tabella 5.2). Esiste, infatti, un fondo naturale di radiazioni che è

Tabella 5.2 Esempi di esposizione alle radiazioni ionizzanti e relativa dose efficace

	mSv
Dose di radiazione naturale annua	2,4 [54]
CV ( $\leq 10$ mAs)	1,4-1,8 $\sigma$ ; 2,0-2,4 $\phi$ [31-34, 38]
CV (30-80 mAs)	30 mAs: 2,5 $\sigma$ ; 2,9 $\phi$ [4, 36, 37] 80 mAs: 5,7 $\sigma$ ; 6,4 $\phi$ [4, 36, 37]
Clisma opaco	5-7 [40]
Viaggio aereo Tokyo-New York (a.r.)	0,22 [55]
Viaggio aereo Roma-Tokyo (a.r.)	0,17 [55]
Esposizione annua equipaggi compagnie aeree	2-5 [56, 57]
Esposizione cumulativa vita lavorativa per piloti di aereo	$\sim 80$ [56, 57]

di circa 2,4 mSv/anno [54]. A questa dose assorbita, naturalmente, si deve aggiungere l'influenza di altri fattori, quali ad esempio i viaggi aerei, una delle principali fonti di ulteriore esposizione alle radiazioni. A titolo d'esempio, per un volo aereo intercontinentale Roma-Tokyo e ritorno si ricevono in media 0,17 mSv [55]. E questo è un problema che pesa sia sui grandi viaggiatori sia, in particolare, sul personale di bordo delle compagnie aeree. E, infatti, in questi ultimi anni, sono stati effettuati diversi studi sugli equipaggi degli aerei, che hanno dimostrato un'esposizione media alle radiazioni cosmiche variabile tra i 2 e i 5 mSv/anno per individuo e un'esposizione cumulativa nell'arco della vita lavorativa di un pilota che non supera generalmente gli 80 mSv. Ebbene, in studi epidemiologici condotti su diverse centinaia di migliaia di individui si è dimostrato come i fattori di rischio occupazionali abbiano un'influenza limitata riguardo alla mortalità indotta dal cancro [56, 57]. Se confrontiamo questi dati con l'esposizione alle radiazioni dovuta a un esame di CV, che se effettuata con un protocollo a bassa dose (circa 5-6 mSv) è pari a circa 2 anni di vita sulla Terra e con protocollo a dose ultra-bassa (1,5-2,5 mSv) a circa 1 anno, si comprende indirettamente come il problema dosimetrico, per un esame cui tra l'altro ci si deve sottoporre non ogni anno bensì ogni 5 anni, sia realmente non significativo.

Infine, bisogna anche tener presente che, tra le metodiche di screening del CCR consigliate dalle maggiori società scientifiche internazionali [58, 59], trova posto il clisma a doppio contrasto, nonostante la dose di radiazioni erogata per esame al paziente sia nettamente superiore rispetto a quella di una CV [40]; inoltre, la stima della radiazione di un clisma a doppio contrasto è valutabile con estrema difficoltà in quanto esistono numerose variabili difficilmente standardizzabili (es. tempo della fluoroscopia, numero di radiogrammi).

L'ultima considerazione riguarda i protocolli a dose ultra-bassa discussi in precedenza [32-34, 36-38]. Attualmente, la tecnologia TC-MS ci consente di abbattere l'esposizione delle radiazioni al di sotto della dose naturale annua. Il problema è, però, l'identificazione delle lesioni extra-coliche. Pertanto, il dilemma è se aumentare leggermente la dose e poter identificare e caratterizzare i reperti extra-coliche oppure effettuare un'analisi esclusiva del colon. Questo problema potrebbe essere risolto stratificando i soggetti in studio e riservando un protocollo a dose ultra-bassa solo a coloro i quali, per età o per assenza di qualsivoglia patologia concomitante, hanno una probabilità estremamente bassa di avere un reperto extra-colicco, ed effettuando uno studio a dose aumentata in soggetti più anziani e con maggiore prevalenza di reperti extra-coliche. Il dibattito, su questo punto, è ancora aperto e necessita di ulteriori studi.

## Bibliografia

- Vining DJ, Gelfand DW, Bechtold RE et al (1994) Technical feasibility of colon imaging with helical CT and virtual reality. *AJR Am J Roentgenol* 62 Suppl:104
- Taylor SA, Laghi A, Lefere P et al (2007) European Society of Gastrointestinal and Abdominal Radiology (ESGAR): consensus statement on CT colonography. *Eur Radiol* 17:575-579
- Saini S (2004) Multi-detector row CT: principles and practice for abdominal applications. *Radiology* 233:323-327
- Hara AK, Johnson CD, Reed JE et al (1997) Reducing data size and radiation dose for CT colonography. *AJR Am J Roentgenol* 168:1181-1184
- Taylor SA, Halligan S, Bartram I et al (2003) Multi-detector row CT colonography: effect of collimation, pitch, and orientation on polyp detection in a human colectomy specimen radiology 229:109-118
- Barish MA, Soto AJ, Ferrucci JT (2005) Consensus on current clinical practice of virtual colonoscopy. *AJR Am J Roentgenol* 184:786-792
- McFarland EG, Brink JA (1999) Helical CT colonography (virtual colonoscopy): the challenge that exists between advancing technology and generalizability. *AJR Am J Roentgenol* 173:549-558
- Whiting BR, McFarland EG, Brink JA et al (2000) Influence of image acquisition parameters on CT artefacts and polyp depiction in spiral CT colonography: in vitro evaluation. *Radiology* 217:165-172
- Beaulieu CF, Napel S, Daniel BL et al (1998) Detection of colonic polyps in a phantom model: implications for virtual colonoscopy data acquisition. *J Comput Assist Tomogr* 22:656-663
- Berland LL, Smith JK (1998) Multidetector-array CT: once again, technology creates new opportunities. *Radiology* 209:327-329
- Hu H (1999) Multi-slice helical CT: scan and reconstruction. *Med Phys* 26:5-18
- Hu H, He Hd, Foley WD et al (2000) Four multidetector-row helical CT: image quality and volume coverage speed. *Radiology* 215:55-62
- Flohr TG, Schaller S, Stierstorfer K et al (2005) Multi-detector row CT systems and image-reconstruction techniques. *Radiology* 235:756-773
- Hara AK, Johnson CD, MacCarty RL et al (2001) CT colonography: single- versus multi-detector row imaging. *Radiology* 219:461-465
- Hamberg LM, Rhea JT, Hunter GJ, Thrall JH (2003) Multi-detector row CT: radiation dose characteristics. *Radiology* 226:762-772
- Chen SC, Lu DSK, Hecht JR et al (1999) CT colonography: value of scanning in both the supine and prone positions. *AJR Am J Roentgenol* 172:595-599
- Cody DD, Mahesh M (2007) Technologic advances in multi-detector CT with a focus on cardiac imaging. *Radiographics* 27:1829-1837
- Laghi A, Iannaccone R, Panebianco V et al (2001) Multislice CT colonography: technical developments. *Semin Ultrasound CT MR* 22:425-431
- Mang T, Graser A, Schima W, Maier A (2007) CT colonography: techniques, indications, findings. *Eur J Radiol* 61:388-399
- Rogalla P, Meiri N (2001) CT colonography: data acquisition and patient preparation techniques. *Semin Ultrasound CT MR* 22:405-412
- Mc Collough CH (2002) Optimization of multidetector array CT acquisition parameters for CT colonography. *Abdom Imaging* 27:253-259
- Fletcher JG, Johnson CD, Welch TJ et al (2000) Optimization of CT colonography technique: prospective trial in 180 patients. *Radiology* 216:704-711
- Power NP, Pryor AM (2002) Optimization of scanning parameters for CT colonography. *The British Journal of Radiology* 75:401-408
- Laghi A, Iannaccone R, Mangiapane F et al (2003) Experimental colonic phantom for the evaluation of the optimal scanning technique for CT colonography using a multidetector spiral CT equipment. *Eur Radiol* 13:459-466
- Wessling J, Fischbach R, Meier N et al (2003) CT colonography: protocol optimization with multi detector row CT- Study in an Anthropomorphic Colon Phantom *Radiology* 228:753-759
- Rottgen R, Schroder RJ, Lorenz M et al (2003) CT colonography with the 16-slice CT for the diagnostic evaluation of colorectal neoplasms and inflammatory colon diseases. *Rofo* 175:1384-1391
- Luz O, Schaefer J, Heuschmid M et al (2004) Evaluation of different 16-row CT colonography protocols using a porcine model. *Rofo* 176:1493-1500
- Tolan DJ, Armstrong EM, Burling D, Taylor SA (2007) Optimization of CT colonography technique: a practical guide. *Clin Radiol* 62:819-827
- Luz O, Buchgeister M, Klabunde M et al (2007) Evaluation of dose exposure in 64-slice CT colonography. *Eur Radiology* 17:2616-2621
- Giacomuzzi SM, Torbica P, Rieger M et al (2001) Radiation exposure in single slice and multi-slice spiral CT (a phantom study). *Rofo* 173:643-649
- Van Gelder RE, Venema HW, Serlie IW et al (2002) CT colonography at different radiation dose levels: feasibility of dose reduction. *Radiology* 224:25-33
- Iannaccone R, Laghi A, Catalano C et al (2003) Performance of lower dose multi-detector row helical CT colonography compared with conventional colonoscopy in the detection of colorectal lesions. *Radiology* 229:775-781
- Iannaccone R, Catalano C, Mangiapane F et al (2005) Colorectal polyps: detection with low-dose multi-detector row helical CT colonography versus two sequential colonoscopies. *Radiology* 237:927-937

34. Cohnen M, Vogt C, Beck A et al (2004) Feasibility of MDCT colonography in ultra-low-dose technique in the detection of colorectal lesions: comparison with high-resolution video colonoscopy. *AJR Am J Roentgenol* 183:1355-1359
35. Kalra MK, Prasad S, Saini S et al (2002) Clinical comparison of standard-dose and 50% reduced-dose adominal CT: effect on image quality. *AJR Am J Roentgenol* 179:1101-1106
36. Macari MI, Bini EJ, Xue X et al (2002) Colorectal neoplasms: prospective comparison of thin-section low-dose multi-detector row CT colonography and conventional colonoscopy for detection. *Radiology* 224:383-392
37. Florie J, van Gelder RE, Schutter MP et al (2007) Feasibility study of computed tomography colonography using limited bowel preparation at normal and low-dose levels study. *Eur Radiol* 17:3112-3122
38. Van Gelder RE, Venema HW, Florie J et al (2004) CT colonography: feasibility of substantial dose reduction-comparison of medium to very low doses in identical patients. *Radiology* 232:611-620
39. Huda W, Scalzetti EM, Galina L et al (2000) Technique factors and image quality as functions of patient weight at abdominal CT. *Radiology* 217:430-435
40. Kemerink GJ, Bortslap AC, Frantzen MJ et al (2001) Patients and occupational dosimetry in double contrast barium enema examinations. *Br J Radiol* 74:420-428
41. Theocharopoulos N, Perisinakis K, Damilakis J et al (2006) Dosimetric characteristics of a 16-slice computed tomography scanner. *Eur Radiol* 16:2575-2585
42. McCollough CH, Bruesewitz MR, Kofler JM (2006) CT dose reduction and dose management tools: overview of available options. *Radiographics* 26:503-512
43. Kalender WA, Wolf H, Suess C et al (1999) Dose reduction in CT by on-line tube current control: principles and validation on phantoms and cadavers. *Eur Radiol* 9:323-328
44. Mastora I, Remy-Jardin M, Suess C et al (2001) Dose reduction in spiral CT angiography of thoracic outlet syndrome by anatomically adapted tube current modulation. *Eur Radiol* 11:590-596
45. Tack D, De Maertelaer V, Gevenois PA (2003) Dose reduction in multidetector CT using attenuation-based online tube current modulation. *AJR Am J Roentgenol* 181:331-334
46. Graser A, Wintersperger BJ, Suess C et al (2006) Dose reduction and image quality in MDCT colonography using tube current modulation. *AJR Am J Roentgenol* 187:695-701
47. Brenner DJ, Hall EJ (2007) Computed tomography – An increasing source of radiation exposure. *N Engl J Med* 357:2277-2284
48. Preston DL, Shimizu Y, Pierce DA et al (2003) Studies of mortality of atomic bomb survivors. Report 13: solid cancer and non-cancer disease mortality: 1950-1997. *Radiat Res* 160:381-407
49. Brenner DJ, Doll R, Goodhead DT et al (2003) Cancer risks attributable to low doses of ionizing radiation: assessing what we really know. *Proc Natl Acad Sci USA* 100:13761-13766
50. Brenner DJ, Georgsson MA (2005) Mass screening with CT colonography: should the radiation exposure be of concern? *Gastroenterology* 129:328-337
51. International Commission on Radiological Protection (ICRP) (1991). Recommendation of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60, Pergamon Press, Oxford
52. NCRP (2001) Evaluation of the linear-non-threshold dose-response model for ionizing radiation, Report No. 136. National Council on Radiation Protection and Measurements. Bethesda, MD:NCRP
53. Huang L, Kim PM, Nickoloff JA, Morgan WF (2007) Targeted and non-targeted effects of low-dose ionizing radiation on delayed genomic instability in human cells. *Cancer Res* 67:1099-1104
54. Thorne MC (2003) Background radiation: natural and man-made. *J Radiol Prot* 23:29-42
55. Bottollier-Depois JF, Blanchard P, Clairand I et al (2007) An operational approach for aircraft crew dosimetry: the Sievert system. *Radiat Prot Dosimetry*, DOI:10.1093/rpd/ncl555
56. Gundestrup M, Storm HH (1999) Radiation-induced acute myeloid leukemia and other cancers in commercial jet cockpit crew: a population-based cohort study. *Lancet* 354:2029-2031
57. Zeeb H, Blettner M, Langner I et al (2003) Mortality from cancer and other causes among airline cabin attendants in Europe: a collaborative cohort study in eight countries. *Am J Epidemiol* 158:35-46
58. Winawer S, Fletcher R, Rex D et al (2003) Colorectal cancer screening and surveillance: clinical guidelines and rationale – Update based on new evidence. *Gastroenterology* 124:544-560
59. Pignone M, Rich M, Teutsch SM et al (2002) Screening for colorectal cancer in adults at average risk: a summary of the evidence for the U.S. Preventive Services Task Force. *Ann Intern Med* 137:132-141