

Software di visualizzazione

Riccardo Ferrari, Damiano Caruso, Andrea Laghi

Introduzione

Gli strumenti di visualizzazione dei dati volumetrici ottenuti da un esame di colonscopia virtuale (CV) sono determinanti ai fini di una corretta analisi delle immagini. Infatti, la variabilità dei risultati ottenuti dagli studi di confronto tra CV e colonscopia ottica può essere spiegata non solo dalla diversa esperienza dei lettori, dai parametri tecnici utilizzati e dalla preparazione del paziente (incluso l'utilizzo di tecniche di marcatura dei residui fluidi e fecali), ma anche dalla variabilità delle metodologie di visualizzazione e dei software utilizzati [1, 2, 3].

Un altro fattore determinante la variabilità dei risultati è l'enorme quantità di dati che un radiologo è chiamato a esaminare prima di trovare una singola lesione. A titolo di esempio, ipotizzando che ogni dataset di CV sia costituito da circa 700 immagini e che la prevalenza dei polipi in una popolazione di screening sia di circa il 5%, è facile calcolare come sia necessaria l'analisi di almeno 14.000 immagini prima d'individuare un singolo polipo di 10 mm [4]. Ed è stato altresì dimostrato come la maggior parte degli errori diagnostici sia di percezione [5], ovvero dovuti a un problema umano.

Con queste premesse, risulta chiaro come la classica visualizzazione bidimensionale sul piano assiale necessiti di strumenti di supporto che aiutino ad aumentare il numero di polipi individuati, riducendo la fatica del radiologo e gli errori di percezione.

Accanto alle classiche modalità di visualizzazione bi e tridimensionali sono stati, pertanto, sviluppati nuovi algoritmi in grado di facilitare l'approccio diagnostico.

Modalità di visualizzazioni tradizionali

Riformattazioni multiplanari

La classica visualizzazione bidimensionale sul piano assiale, ottenuta con ricostruzioni a vari spessori secondo le esigenze di refertazione, rimane un punto fondamentale nell'approccio diagnostico. Con l'avvento delle apparecchiature multidetettore e con la conseguente acquisizione di voxel isotropici, si è ottenuta la possibilità di creare immagini bidimensionali non assiali, le riformattazioni multiplanari (MPR), con risoluzione sul piano longitudinale pressoché identica a quella sul piano assiale [6]. Tali riformattazioni possono essere eseguite sui piani coronale, sagittale, obliquo o curvo (Fig. 8.1), quest'ultimo particolarmente utile in strutture anatomiche a decorso tortuoso quali il colon, al fine di ottenere la visualizzazione dell'intero viscere su una sola immagine (Fig. 8.2). In tal modo è possibile calcolare con estrema precisione la lunghezza del segmento colico coinvolto da patologia, sia essa infiammatoria o neoplastica.

Visualizzazione endoscopica

La visualizzazione endoscopica rappresenta il cardine dell'approccio primario tridimensionale all'analisi dei dati della CV. Si tratta di una ricostruzione prospettica della superficie interna del colon,

con l'osservatore posto dietro una telecamera virtuale che si muove seguendo un percorso lungo la linea centrale del lume (Fig. 8.3). Tale visualizzazione può essere ottenuta con diversi algoritmi di ricostruzione, tra i quali i più utilizzati sono lo Shaded Surface Display (SSD) e il Volume Rendering (VR) [7].

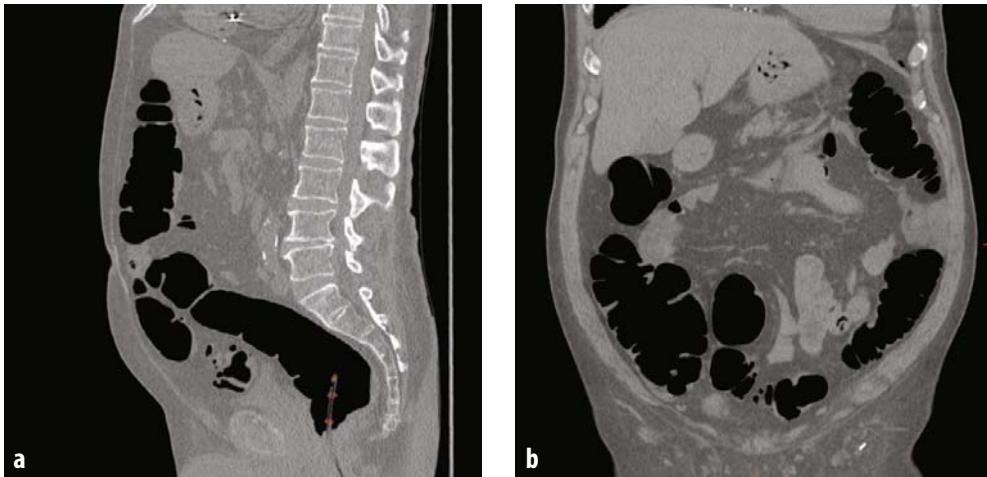


Fig. 8.1. Ricostruzioni multiplanari del colon sui piani sagittale (a) e coronale (b)



Fig. 8.2. Ricostruzione multiplanare curva lungo l'asse longitudinale del colon

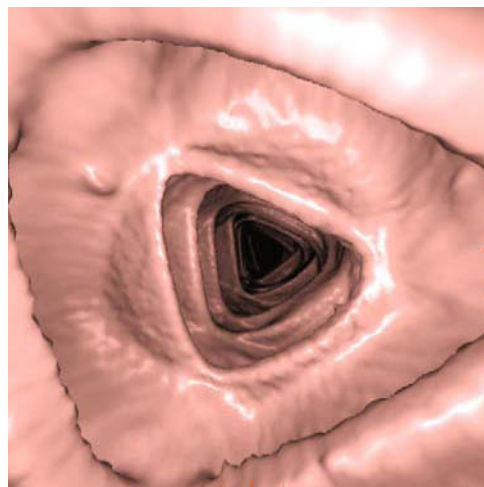


Fig. 8.3. Ricostruzione tridimensionale endoluminale: si noti come il punto di vista sia simile alla telecamera a fibre ottiche dell'endoscopista

Shaded Surface Display (SSD)

L'algoritmo SSD, altrimenti detto "rendering di superficie", è nato per offrire una visualizzazione tridimensionale della superficie di qualunque oggetto. La superficie dell'oggetto in esame dev'essere preliminarmente separata dalle restanti strutture mediante un processo definito "segmentazione". Mentre per elementi ad alta densità, quale l'osso, tale processo può risultare semplice e si ottiene con la selezione di un valore soglia, scelto in modo da escludere tutti i restanti tessuti a densità bassa o intermedia (Fig. 8.4), per la parete colica, di densità dei tessuti molli, il processo è complesso e, se la scelta non è corretta, può portare alla creazione di false immagini e artefatti. Effettuata la segmentazione, viene messa in atto una procedura per ricodificare i dati ottenuti in un'immagine di superficie in scala di grigi. L'effetto tridimensionale è successivamente prodotto dall'utilizzo di una fonte di luce virtuale e dalla riproduzione delle riflessioni e delle ombre che tale fonte crea sulla superficie dell'oggetto. Questa procedura si ottiene simulando che le superfici disposte perpendicolarmente al raggio di luce presentino i più alti livelli d'illuminazione, mentre le stesse appaiono in ombra quanto più sono angolate rispetto alla fonte di luce virtuale. Tale procedimento è simile a quello che si utilizza per creare una superficie topografica scannerizzando con gli ultrasuoni il terreno: più la riflessione è perpendicolare più la superficie sarà piatta, meno intensa la riflessione più ripido il terreno. La combinazione di luce diretta e soffusa crea un gradiente di gradazioni di grigi che determina l'effetto tridimensionale.

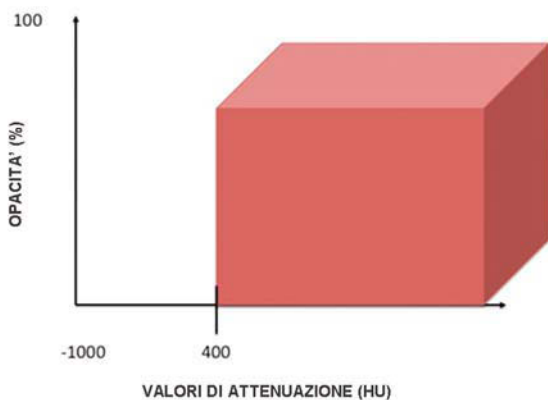


Fig. 8.4. Metodo di selezione della soglia nell'algoritmo SSD. In questo specifico esempio tutti i tessuti che presentano valori di unità Hounsfield superiori a 400 vengono selezionati per la ricostruzione, mentre vengono eliminati i dati dei tessuti che presentano valori inferiori

In questo procedimento di rendering tridimensionale, l'algoritmo SSD elimina permanentemente tutti i dati che non sono necessari alla ricostruzione della superficie, usando pertanto meno del 10% delle informazioni inizialmente rilevate. Ciò può essere anche considerato un vantaggio, poiché la minore quantità di dati utilizzati consente di usare hardware meno performanti e quindi a basso costo [6, 7].

Algoritmo Volume Rendering (VR)

L'algoritmo VR rende possibili molte delle applicazioni di imaging avanzato. Tale tecnologia, originariamente creata per l'industria cinematografica, richiede l'utilizzo di tutti i voxel contenuti nel volume di dati in esame; di conseguenza non comporta una perdita d'informazioni così come, invece, accade nelle altre tecniche di rappresentazione tridimensionale. Praticamente, a ciascuna unità di volume corporeo vengono assegnati un colore ed uno specifico grado di opacità, sulla base di una qualunque delle sue caratteristiche, quali ad esempio la densità o l'ampiezza del gradiente spaziale. Generalmente, il parametro di riferimento usato è la densità: il colore e il grado di opacità del voxel vengono ricavati riportandone il valore (che nelle acquisizioni TC spirale viene espresso in unità Hounsfield) sul relativo istogramma. La modificazione delle opacità relative delle diverse strutture contenute nel piano di ricostruzione è ottenuta modulando la cosiddetta "curva di opacità".

Tale curva mette in relazione il grado di opacità

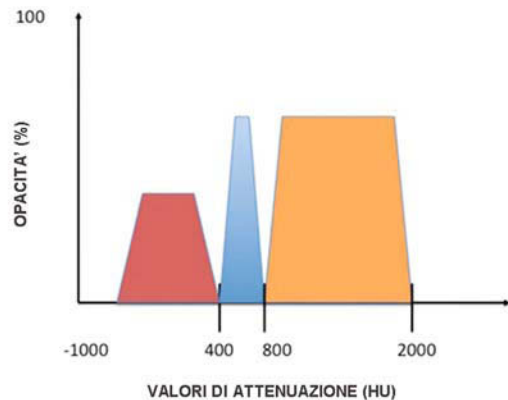


Fig. 8.5. Metodo di selezione delle diverse soglie nell'algoritmo VR. In questo caso specifico vengono selezionate tre soglie: al di sotto dei 400 HU, tra i 400 e gli 800 HU e tra gli 800 e i 2000 HU. A ogni gruppo si possono assegnare diversi valori di opacità e colorazioni, così da rendere i corrispettivi tessuti più o meno visibili

di una struttura con la densità dei voxel. La forma della curva consente pertanto di escludere alcuni valori, rendendoli trasparenti, e di visualizzarne altri con differenti gradi di opacità (Fig. 8.5). A questo punto l'applicazione di una scala di colori rende la vista dell'oggetto più vicina alla percezione dell'occhio umano, in modo da differenziare al meglio le strutture anatomiche. Il colore utilizzato nella rappresentazione dei diversi tessuti è una "finzione elettronica", che tende a generare un'immagine più realistica possibile, permettendo comunque la distinzione tra strutture contigue. È opportuno evitare brusche variazioni di colore o di opacità tra voxel contigui, perché possono determinare la comparsa di artefatti simili a quelli che si osservano nelle rappresentazioni mediante tecniche con valori soglia.

Come nell'SSD, anche per il rendering di volume viene poi creata una fonte di luce virtuale e si simula la presenza di luci ed ombre virtuali sulla superficie per ottenere il miglior risultato tridimensionale.

Un'altra innovazione che il VR ha introdotto è la possibilità di avere diversi metodi di rappresentazione della visuale: in particolare, si distingue un punto di vista ortografico ed un punto di vista prospettico. La visualizzazione ortografica è la più comune e simula la visualizzazione esterna di oggetti che siano localizzati ad una distanza infinita; in questo modo si assume che i raggi di luce siano paralleli al punto di vista dell'osservatore così come quando guardiamo una statua e ci giriamo intorno. Tale procedimento non distorce le strutture in base alla prossimità del punto di vista. La visualizzazione prospettica, viceversa, pone come punto di vista un valore finito, generalmente all'interno di un oggetto, e si usa nel nostro caso per simulare la visualizzazione delle fibre ottiche di un endoscopio. I raggi di luce convergono su un punto di vista, con un procedimento simile a quello che i raggi solari compiono nell'occhio umano, dove convergono verso la retina. Il risultato prevede la distorsione dell'oggetto così da facilitare la percezione degli oggetti vicini e di quelli lontani: gli oggetti vicini appariranno di maggiori dimensioni mentre quelli lontani di dimensioni minori [7].

La visualizzazione tridimensionale endoluminale è completata con l'utilizzo di fonti di luce virtuale ed effetti che rendono la mucosa colica translucida.

Strumenti associati alla visualizzazione endoscopica

Se da un lato la visualizzazione primaria endoluminale di un dataset di CV sembra offrire vantaggi diagnostici [8, 9, 10], in particolare al lettore

meno esperto, e una più agevole curva di apprendimento, dall'altro soffre di alcune limitazioni, alle quali i vari software cercano di dare una risposta.

La prima limitazione è rappresentata dalla possibilità di non vedere una lesione situata lateralmente o dietro un'haustra, e quindi fuori dell'angolo di vista della telecamera virtuale. I moderni software consentono di scegliere angoli di visualizzazione differenti, anche molto ampi, in modo da superare questo problema. L'impossibilità di guardare dietro un'haustra è un'altra importante limitazione, risolta mediante una navigazione anterograda e retrograda, oppure attraverso l'uso di una visione retrograda simultanea alla progressione della telecamera virtuale. Infatti, è stato dimostrato come una navigazione solo anterograda permetta la visualizzazione di circa il 73% della mucosa colica, mentre la visualizzazione anterograda e retrograda permette la visualizzazione di circa il 93,8% della mucosa colica [11].

Nonostante la doppia navigazione, però, alcune aree della superficie colica potrebbero non essere completamente analizzate. Al fine di ridurre gli errori di percezione per mancata analisi della mucosa, alcuni software forniscono al lettore la possibilità di valutare quali aree della mucosa non siano state visualizzate dalla telecamera virtuale colorandole, e lasciando senza colore quelle non analizzate; alla fine della navigazione il software fornisce inoltre un elenco delle aree non analizzate, che possono essere rivalutate successivamente (Fig. 8.6).

Lo sviluppo delle tecniche di marcatura delle feci con mezzi di contrasto positivi, somministrati

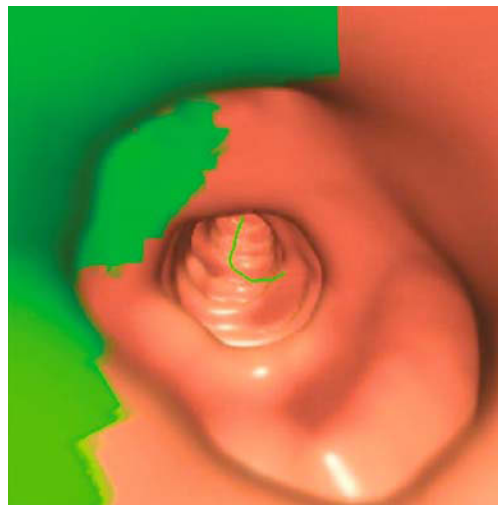


Fig. 8.6. Immagine endoluminale del colon discendente in cui la superficie colica analizzata viene evidenziata dal software mediante una colorazione differente; in particolare, in questo esempio, la superficie studiata è colorata in verde

per via orale, apre nuove sfide anche in ambito software. Infatti, se si utilizza un approccio primario 3D è necessaria la disponibilità di un metodo di rimozione elettronica automatica dei fluidi marcati, i quali potrebbero, in 3D, nascondere alcune lesioni sommerse (Fig. 8.7). Questo strumento consiste di alcuni filtri che rimuovono i fluidi marcati con mezzi di contrasto positivi, grazie ai loro alti valori di unità Hounsfield; le prime versioni di questo strumento producevano alcuni artefatti all'interno della mucosa colica, risolti nelle versioni attuali di tali software con perfetta marcatura ed eliminazione dei residui fluidi intracolici. La rimozione elettronica dei fluidi consente la successiva applicazione di sistemi di diagnosi assistita dal computer (CAD) per l'identificazione delle lesioni.

L'uso di tecniche di marcatura delle feci pone, all'analisi endoluminale, un'altra problematica, rappresentata dalla differenziazione tra un residuo marcato e un piccolo polipo. Una diagnosi differenziale

è possibile solo mediante la valutazione delle immagini assiali bidimensionali. Al fine di ridurre il dispendio di tempo dovuto al passaggio da una visione tridimensionale all'analisi delle immagini assiali, esiste uno strumento che non è altro che un analizzatore di densità. Si tratta di una piccola area d'interesse che viene posizionata dal lettore sulla lesione in questione e che fornisce una mappa colorimetrica in trasparenza della lesione stessa, basata sui valori di densità. Questo strumento assegna una scala di colori basata sui diversi valori di attenuazione (dal meno denso al più denso: blu, verde, rosso e bianco) all'immagine TC endoluminale. Tale patina di colore aggiunto permette in trasparenza di riconoscere le strutture sottostanti; l'immagine risultante, quindi, rappresenta una combinazione di trasparenza con colori dipendenti dai valori di attenuazione.

L'assegnazione dei colori permette di ottimizzare la distinzione tra polipi veri e falsi. L'efficacia

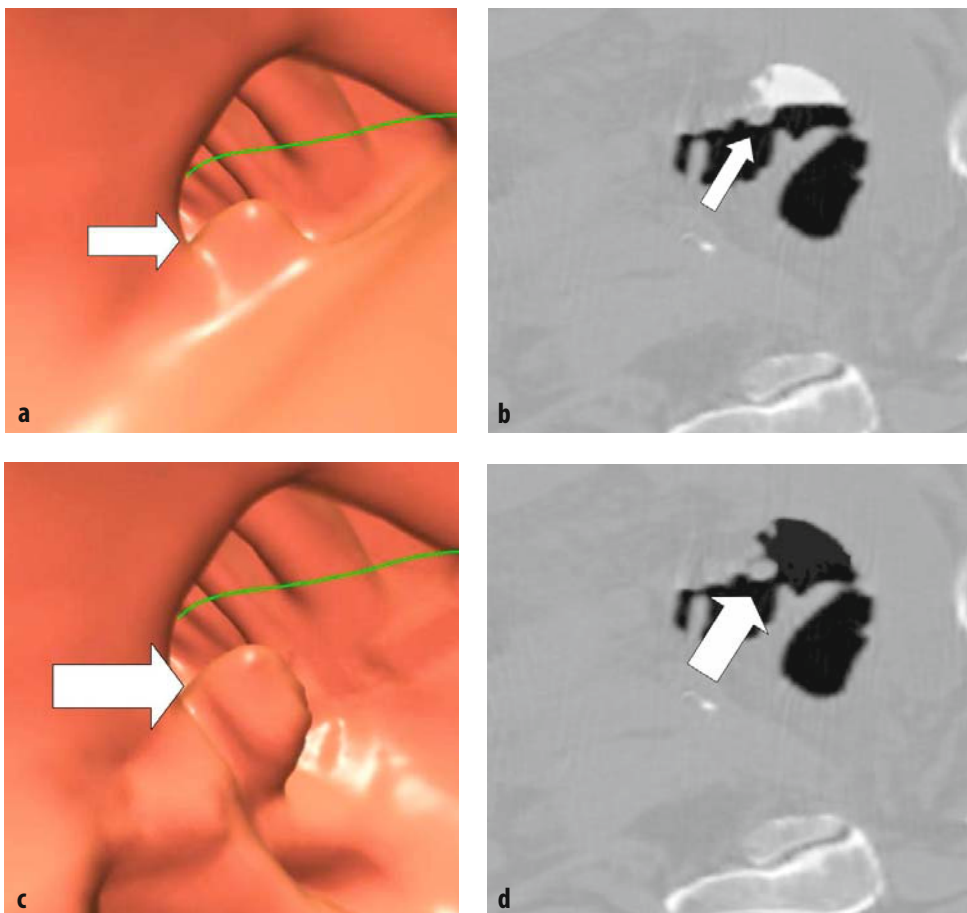


Fig. 8.7. Visualizzazione endoluminale (a) e assiale (b) di una formazione polipoida (freccia) del colon ascendente, immersa in residui fluidi marcati; tali residui impediscono la precisa ricostruzione tridimensionale del lume colico e delle sue strutture. Visualizzazione endoluminale (c) ed assiale (d) della stessa formazione polipoida (freccia) dopo rimozione elettronica dei fluidi marcati

di questo strumento aumenta in pazienti in cui i residui fecali appaiono marcati da sostanze ad alta densità (Fig. 8.8) [12].

Altre modalità di visualizzazione

Il tumultuoso sviluppo tecnologico in ambito software e le richieste da parte degli operatori spingono le aziende a un continuo miglioramento dei sistemi di visualizzazione, verso una maggiore praticità, versatilità e facilità d'uso.

Rendering tridimensionale mirato (o "point of interest box")

Si tratta della possibilità fornita da alcune workstation di ricostruire tridimensionalmente solo i voxel attorno ad un punto prestabilito, così da avere la ricostruzione di un piccolo volume intorno alla regione d'interesse. Il volume mirato è editabile dall'operatore (Fig. 8.9).

"Cubo aperto" (o "unfolded cube")

Si tratta di una modalità di visualizzazione in cui un ipotetico cubo rappresentante il lume colico è aperto, e in ciascuna delle sei facce si visualizza una parte della mucosa colica, con viste alternate di 90°. Questo metodo permette un notevole incremento dell'angolo di vista, senza significativa distorsione delle strutture (Fig. 8.10). È stato dimostrato che

l'utilizzo di questa modalità di visualizzazione consente un'analisi di circa il 99,5% della mucosa colica [11], limitando al minimo i problemi creati dai polipi nascosti dietro le pliche. L'immagine tridimensionale endoscopica è, inoltre, più facilmente e rapidamente interpretabile, senza necessità di un lungo tempo di apprendimento.

Dissezione virtuale ("virtual dissection" o "filet view")

La dissezione virtuale consiste in un algoritmo in grado di aprire e svolgere virtualmente, mediante procedura elettronica, la mucosa colica (Fig. 8.11). In pratica, il colon è reso come una superficie piatta tridimensionale, analizzata come fosse un preparato anatomico macroscopico. Potenzialmente, la dissezione ha il vantaggio di abbreviare il tempo di analisi dei dati rispetto alla classica navigazione endoscopica retrograda e anterograda; migliora l'accuratezza della metodica diminuendo i punti ciechi alla visualizzazione endoluminale; infine riduce la fatica del lettore. Il problema fondamentale è rappresentato dagli artefatti dovuti alla distorsione delle strutture anatomiche e patologiche; ciò perché con la dissezione virtuale si distende la superficie concava del lume colico, determinandone una distorsione nell'aspetto morfologico e in particolare nelle haustre e nelle eventuali lesioni. È necessario, quindi, familiarizzare con la morfologia di ogni struttura anatomica e patologica sottoposta a questi fenomeni di distorsione. Poche semplici regole definiscono l'anatomia topografica della mucosa colica, osservata con

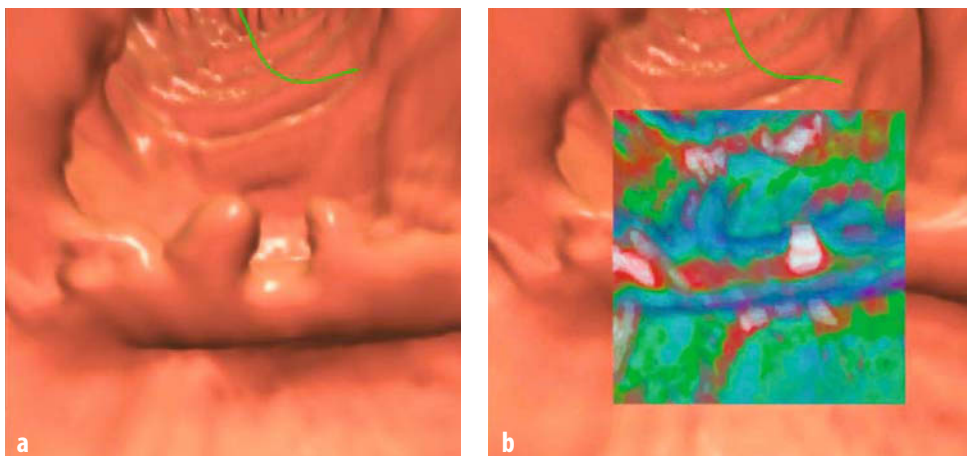


Fig. 8.8. Immagine senza (a) e con (b) applicazione dell'analizzatore di densità, che colora in bianco le strutture con alti valori di unità Hounsfield (feci marcate sulla destra) e in rosso quelle con densità dei tessuti molli (piccola lesione polipoide sulla sinistra)

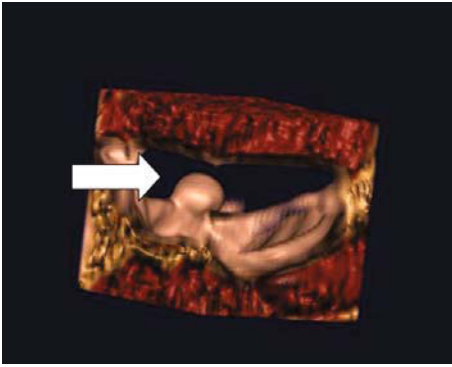


Fig. 8.9. Ricostruzione con rendering tridimensionale mirato (POI-point of interest box) che mostra un polipo sessile (*freccia*)

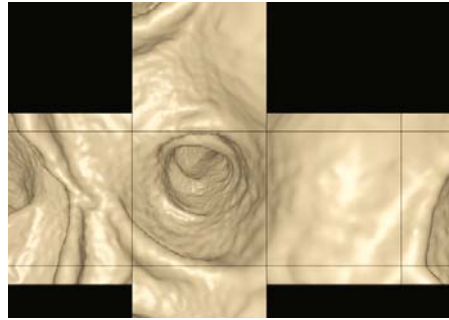


Fig. 8.10. Visualizzazione della schermata della ricostruzione tipo "cubo aperto" ("unfolded cube") (per gentile concessione della dott.ssa Liedenbaum, Dipartimento di Radiologia, AMC, Università di Amsterdam, dir. prof. J. Stoker, Olanda)

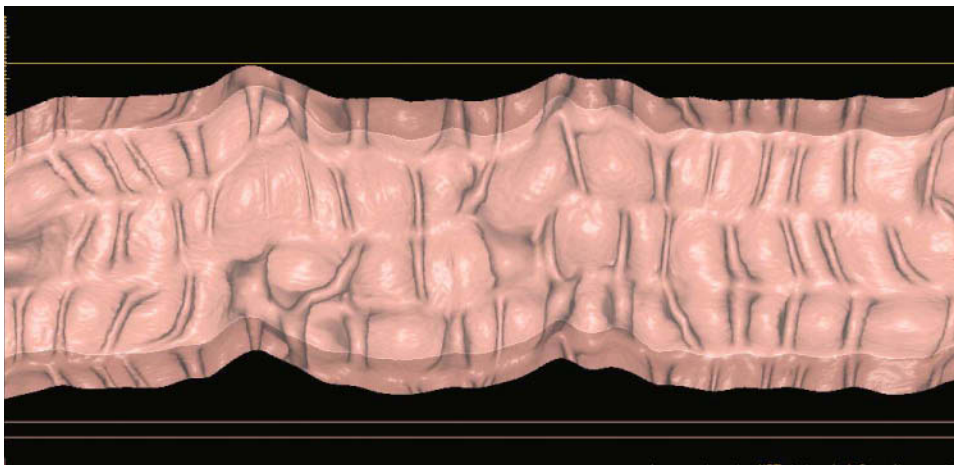


Fig. 8.11. Software di dissezione virtuale in cui il colon viene aperto e analizzato come un pezzo anatomico



Fig. 8.12. Ricostruzione tridimensionale di dissezione virtuale con svolgimento del colon: visualizzazione di una lesione polipoide (*freccia*) a livello del sigma

dissezione virtuale: tutte le strutture che presentano la loro maggiore estensione lungo l'asse verticale sono generalmente normali hausturate; i polipi e i tumori si sviluppano viceversa prevalentemente lungo l'asse orizzontale (Fig. 8.12); la valvola ileo-ciecale si sviluppa anch'essa sull'asse orizzontale, ma presenta sue peculiari caratteristiche morfologiche [13] (Fig. 8.13). Tale approccio ha anche alcune limitazioni, in primo luogo se il colon non è adeguatamente disteso e pulito.

In letteratura è stato dimostrato che l'utilizzo di tale metodo di ricostruzione presenta valori di sensibilità diagnostica paragonabili a quelli della visualizzazione bidimensionale, con una sostanziale riduzione del tempo di refertazione [14].

Una variante della dissezione virtuale è la possi-

bilità di visualizzare la superficie colica sezionando a metà il viscere, senza svolgimento della mucosa. L'interno del colon è visto come due semilune concave senza distorsioni della mucosa.

Visualizzazione tipo clisma a doppio contrasto virtuale

La visualizzazione tipo clisma a doppio contrasto virtuale è basata sull'utilizzo di un algoritmo definito Tissue Transition Projection (TTP). Questa tecnica usa differenze di valori di unità Hounsfield, che vengono ottenute proiettando un raggio di luce virtuale, e prevede una prima segmentazione dei dati in modo da eliminare i tessuti esterni al

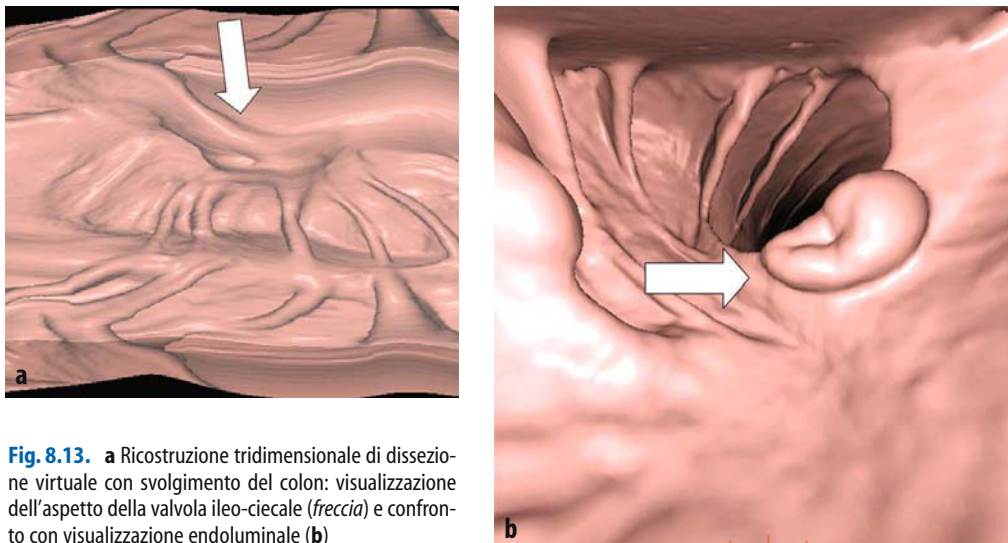


Fig. 8.13. a Ricostruzione tridimensionale di dissezione virtuale con svolgimento del colon: visualizzazione dell'aspetto della valvola ileo-ciecale (*freccia*) e confronto con visualizzazione endoluminale (*b*)

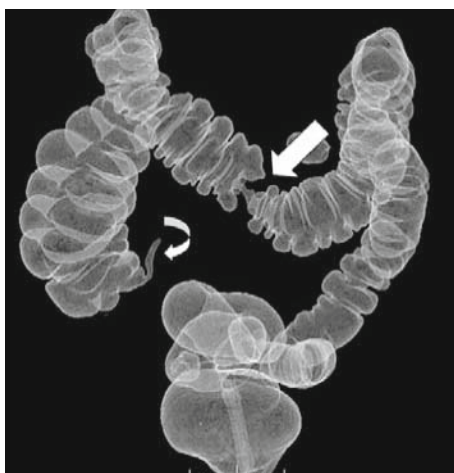


Fig. 8.14. Ricostruzione simil doppio contrasto del colon in cui si nota la presenza di una lesione a manicotto del colon trasverso (*freccia*) e l'appendice ileo-ciecale (*freccia curva*)

colon. In seguito, sono campionati i valori di unità Hounsfield lungo un raggio virtuale e viene assegnata una scala di opacità e trasparenza non in base ai valori massimi o minimi campionati lungo quel raggio, ma in base a quelli del gradiente di differenza dei valori di unità Hounsfield campionati. In pratica, sono visibili i voxel dove la differenza di valori di unità Hounsfield è maggiore e sono invisibili le strutture omogenee. Questo procedimento permette una perfetta ricostruzione della mucosa colica in trasparenza così da simulare un clisma del colon a doppio contrasto, proprio

perché la differenza di valori di unità Hounsfield, all'interfaccia tra mucosa e lume colico ripieno d'aria, è elevata (Fig. 8.14) [15]. Tale visualizzazione appare molto utile per ottenere un'immagine panoramica del colon, in modo da valutarne la lunghezza e il decorso, per dimostrare l'estensione e l'entità di una stenosi, e per fornire una mappa della malattia diverticolare. È inoltre indubbio come tale modalità di visualizzazione, molto simile alle immagini di radiologia tradizionale, possa aiutare nello scambio d'informazioni con i colleghi clinici.

Bibliografia

1. Cotton PB, Durkalski VL, Pineau BC et al (2004) Computed tomographic colonography (virtual colonoscopy): a multicenter comparison with standard colonoscopy for detection of colorectal neoplasia. *JAMA* 291:1713-1719
2. Johnson CD, Harmsen WS, Wilson LA et al (2003) Prospective blinded evaluation of computed tomographic colonography for screen detection of colorectal polyps. *Gastroenterology* 125:311-319
3. Glick SW (2007) 3D virtual dissection display proves to be the display format for reviewing CT colonography examinations? *Radiology* 244:629-630
4. Johnson KT, Johnson CD, Fletcher JGet al (2006) CT colonography using 360-degree virtual dissection: a feasibility study. *AJR Am J Roentgenol* 186:90-95
5. Doshi T, Rusinak D, Halvorsen RA et al (2007) CT colonography: false-negative interpretations. *Radiology* 244:165-173
6. Dalrymple NC, Prasad SR, Freckleton MWet al (2005) Introduction to the language of three-dimensional imaging with multidetector CT. *RadioGraphics* 25:1409-1428
7. Calhoun PS, Kuszyk BS, Heath DG et al (1999) Three-dimensional volume rendering of spiral CT data: theory and method. *RadioGraphics* 19:745-764
8. Pickhardt PJ, Lee AD, Taylor AJ et al (2007) Primary 2D versus primary 3D polyp detection at screening CT colonography. *AJR Am J Roentgenol* 189:1451-1456
9. Beaulieu CF, Jeffrey RB, Karadi C et al (1999) Display modes for CT colonography. II. Blinded comparison of axial CT and virtual endoscopic and panoramic endoscopic volume-rendered studies. *Radiology* 212:203-212
10. McFarland E, Brink J, Pilgram T et al (2001) Spiral CT colonography: reader agreement and diagnostic performance with two- and three-dimensional image-display techniques. *Radiology* 218:375-383
11. Vos FM, van Gelder RE, Serlie IW et al (2003) Three-dimensional display modes for CT colonography: conventional 3D virtual colonoscopy versus unfolded cube projection. *Radiology* 228:878-885
12. Pickhardt PJ (2004) Translucency rendering in 3D endoluminal CT colonography: a useful tool for increasing polyp specificity and decreasing interpretation time. *AJR Am J Roentgenol* 183:429-436
13. Silva AC, Wellnitz CV, Hara AK (2006) Three-dimensional virtual dissection at CT Colonography: Unraveling the colon to search for lesions. *Radiographics* 26:1669-1686
14. Kim SH, Lee JM, Eun HW et al (2007) Two- versus three-dimensional colon evaluation with recently developed virtual dissection software for CT colonography. *Radiology* 244:852-64
15. Rogalla P, Bender A, Bick U et al (2000) Tissue transition projection (TTP) of the intestines. *Eur Radiol* 10:806-810