

La colografia virtuale con TC multistrato (CTC)

Principi e indicazioni cliniche

Andrea Caprotti

La colografia virtuale con TC multistrato (CTC)

Principi e indicazioni cliniche

Presentazione a cura di
Ermanno Leo

Con la collaborazione di

Filiberto Belli
Roberto Cavestri
Claudio Clemente
Marco Dal Fante
Maria Rosa Di Fazio
Anna Maria Ferrari
Simona Valeria Ferrero
Jacques Mégevand
Paolo Montanaro
Alberto Raina
Simone Terrani

 Springer

Dr. ANDREA CAPROTTI
Specialista in Radiologia
Aiuto Servizio di Radiologia
Casa di Cura S. Pio X
Via F. Nava, 31
20159 Milano
e-mail: *acaprotti@libero.it*

ISBN 88-470-0301-6

Quest'opera è protetta dalla legge sul diritto d'autore. Tutti i diritti, in particolare quelli relativi alla traduzione, alla ristampa, all'utilizzo di illustrazioni e tabelle, alla citazione orale, alla trasmissione radiofonica o televisiva, alla registrazione su microfilm o in database, o alla riproduzione in qualsiasi altra forma (stampata o elettronica) rimangono riservati anche nel caso di utilizzo parziale. La riproduzione di quest'opera, anche se parziale, è ammessa solo ed esclusivamente nei limiti stabiliti dalla legge sul diritto d'autore ed è soggetta all'autorizzazione dell'editore. La violazione delle norme comporta le sanzioni previste dalla legge.

Springer fa parte di Springer Science+Business Media
springer.it
© Springer-Verlag Italia 2005
Stampato in Italia

L'utilizzo in questa pubblicazione di denominazioni generiche, nomi commerciali, marchi registrati, ecc. anche se non specificamente identificati, non implica che tali denominazioni o marchi non siano protetti dalle relative leggi e regolamenti.
Responsabilità legale per i prodotti: l'editore non può garantire l'esattezza delle indicazioni sui dosaggi e l'impiego dei prodotti menzionati nella presente opera. Il lettore dovrà di volta in volta verificarne l'esattezza consultando la bibliografia di pertinenza.

Layout di copertina: Simona Colombo, Milano
Impaginazione: Graficando snc, Milano
Stampa: Arti Grafiche Nidasio, Assago (MI)

Presentazione

In quest'ultimo decennio la patologia del colon-retto ha beneficiato di una grande evoluzione, sia nell'approccio diagnostico sia nella strategia terapeutica.

In particolare la diagnosi precoce ha permesso approcci chirurgici non più demolitivi ma sempre più rispettosi della qualità di vita dei pazienti come pure i trattamenti adiuvanti e neo-adiuvanti di radio e chemioterapia hanno contribuito al raggiungimento di tali obiettivi pur in presenza di malattia allo stadio avanzato.

Tuttavia la vera difficoltà che da sempre ha accompagnato la diagnosi delle patologie del colon-retto è stata ed è la mancanza di mezzi diagnostici non invasivi e allo stesso tempo attendibili.

Lo sforzo compiuto dal Dr. Caprotti nel proporre all'attenzione dei colleghi questo testo scientifico che descrive e propone la metodica della CTC come una svolta nella diagnostica delle patologie colo-rettali, permetterà sicuramente, nelle forme occludenti delle neoplasie colon-rettali, di poter indagare i tratti a monte dell'ostruzione e di identificare lesioni sincrone con gli ovvi vantaggi per la scelta del trattamento più adeguato.

Un mio personale grazie al Dr. Caprotti per il lavoro che sta portando avanti con tale metodica e l'intento di trasmettere i suoi risultati alla comunità medica.

Molto apprezzabile infine l'aver voluto dare spazio in questo testo agli specialisti clinici che si occupano di tale patologia per offrire un quadro sinottico dello stato dell'arte.

Milano, Ottobre 2004

Dr. Ermanno Leo
*Direttore Struttura Complessa
Apparato Digerente Colon-retto
Istituto Nazionale Tumori*

Prefazione

Il rapido diffondersi, negli ultimi anni, delle apparecchiature di Tomografia Computerizzata (TC) Multidetettore e di sofisticati sistemi di ricostruzione tridimensionali dedicati ha consentito l'applicazione su larga scala di nuove, affascinanti prospettive diagnostiche.

Nel settore gastroenterologico l'evoluzione diagnostica di maggiore impatto è rappresentata dalla rielaborazione delle immagini con possibilità di "estrapolare" da un esame TC l'intero volume del grosso intestino e "navigare" al suo interno, in ogni direzione. L'impostazione di adeguati valori soglia tramite l'eliminazione dei voxel al di sotto di $-800/-900$ unità Hounsfield e l'applicazione di algoritmi matematici si traduce nella visualizzazione cromatica dell'interfaccia lume colico-parete intestinale con differenti ombreggiature di superficie tali da fornirne una plausibile rappresentazione visiva simil-endoscopica. La conseguente, credibile similitudine con la visione pancolonoscopica ottica ed il fascino iconografico di queste risultanti non può e non deve tuttavia prescindere, a scopi diagnostici, dal supporto di tutte le immagini ottenute, assiali dirette e ricostruite.

Per colografia virtuale si intende la risultante di acquisizioni TC spirale di tutto il volume addominale comprendente il grosso intestino, preliminarmente disteso da aria, e di ricostruzioni 2D MPR, 3D Volume Rendering e Endo 3D in grado di fornire la visualizzazione endoscopica del colon.

Il presente lavoro, che costituisce il risultato di un anno di esperienza con l'indispensabile condizione di una costante e costruttiva collaborazione con il nostro servizio di endoscopia, si rivolge solo in prima istanza ai radiologi che si avvicinano a questa nuova tecnica diagnostica ed è stato concepito allo scopo di proporre un iniziale supporto tecnico e metodologico integrato da immagini rappresentative di aspetti normali e patologici, spesso associate a corrispettivi endoscopici ed anatomo-patologici, essenziali nel familiarizzare con la nuova realtà radiologica endoluminale virtuale.

La metodica può tuttavia costituire un motivo di interesse anche per i medici di base e per le branche specialistiche coinvolte nell'iter diagnostico e terapeutico della patologia colo-rettale (con particolare riferimento ai medici endoscopisti e chirurghi).

Risalgono a più di dieci anni fa i primi tentativi di navigazione endocolica con TC ma solo le proprietà tecnologiche degli scanner multidetettore hanno consentito, grazie alla maggiore velocità di esecuzione ed alla migliore risoluzione spaziale, di affinare questa metodica sino a proporsi come rapida, attendibile e ben tollerata alternativa alle consolidate indagini di riferimento nella diagnosi della patologia neoplastica colo-rettale.

Nel febbraio 1994, all'annual meeting della Society of Gastrointestinal Radiologist di Maui (Hawaii), veniva presentata da Vining e Gelfand la prima navigazione endoscopica virtuale con TC; risale al novembre 1995 la presentazione a Chicago della prima versione commerciale di colonscopia virtuale con il programma "Navigator" (GE Medical System, Milwaukee) all'annual meeting della Radiologic Society of North America.

Da allora questa metodica si è lentamente diffusa e, grazie al progressivo affinamento delle sue potenzialità, si propone oggi come attendibile metodica diagnostica nel campo della patologia del grosso intestino.

Presso la Casa di Cura S. Pio X di Milano sono stati a tutt'oggi esaminati 95 pazienti in 12 mesi, con analogo tecnica. Tutti i pazienti sono stati valutati mediante TC spirale multistrato di ultima generazione (Mx8000 IDT 16, Philips Medical Systems, Best, NL).

Gli studi sono stati integrati in fase di post-elaborazione con tecnica Endoscopica Virtuale (Voyager, Philips Medical Systems).

In accordo con il Servizio di endoscopia, ogni reperto sospetto in senso produttivo, rilevato a una preliminare valutazione con CTC, è stato sottoposto a valutazione colonscopica tradizionale in un tempo variabile da 1 a 3 ore dall'esecuzione dell'esame e, analogamente, ogni colonscopia risultata incompleta o fonte di riscontri meritevoli di approfondimenti diagnostici è stata completata, nella stessa tempistica, con CTC.

Ritengo doveroso ringraziare oltre a tutti i collaboratori, senza l'impegno e la disponibilità dei quali, l'opera non sarebbe stata possibile, anche la Direzione della Casa di Cura S. Pio X, sempre pronta a soddisfare ogni esigenza di carattere professionale.

Grazie anche alle aziende Bracco e Philips, per la fattiva collaborazione e la qualità dei loro prodotti, costantemente all'avanguardia nella scienza dell'imaging. In particolare ringrazio la Dott. Silvia Riboni (Bracco) per aver creduto sin dall'inizio in questa iniziativa e gli Ing. Valeria Nardella e Sebastiano Arrigoni (Philips) per il prezioso contributo tecnico.

Un sentito ringraziamento, infine, anche ai Dr. Cesare Ottonelli, Leonardo Lenisa, Andrea Rusconi e Cesare Rodino per l'apprezzato supporto professionale.

Milano, Ottobre 2004

Andrea Caprotti

Indice

1 La TC Multidetettore	1
Simone Terrani	
2 CTC: indicazioni cliniche e vantaggi	17
Andrea Caprotti	
3 Esecuzione dell'esame	31
Andrea Caprotti	
4 Visualizzazione delle immagini	35
Andrea Caprotti	
5 Problematiche interpretative e artefatti	39
Andrea Caprotti	
6 Aspetti anatomici normali e patologici con CTC	47
Andrea Caprotti	
7 Il carcinoma colo-rettale (CCR):	79
aspetti epidemiologici e prevenzione	
Roberto Cavestri, Simona Valeria Ferrero	
8 Cenni di anatomia patologica	87
Anna Maria Ferrari, Claudio Clemente	
9 Il parere del chirurgo	99
Filiberto Belli	
10 Chirurgia laparoscopica del colon-retto	105
Jacques Mégevand	
11 Terapia medica e radiante dei carcinomi del colon-retto	111
Alberto Raina, Paolo Montanaro, Maria Rosa Di Fazio	
12 Il parere dell'endoscopista: colon TC vs colonscopia	117
Marco Dal Fante	

La TC Multidetettore

Simone Terrani

*Clinical Applications Specialist CT,
Philips Medical Systems, Monza (MI)*

Principi

L'applicazione di tecniche di ricostruzione tridimensionale di dati volumetrici provenienti da sottili scansioni assiali ha iniziato a interessare la comunità medica quasi in concomitanza con l'esordio della tomografia computerizzata (TC) nel 1979.

La possibilità di collocare strutture anatomiche nello spazio tridimensionale era di forte interesse per chirurghi e ortopedici. Purtroppo le limitazioni erano tante: tempi di acquisizioni lunghi che comportavano artefatti dovuti a movimento del paziente, scarsi risultati in termini di risoluzione spaziale e di contrasto, tempi di elaborazione dei dati 3D elevati, algoritmi di elaborazione dati inadeguati.

L'evoluzione tecnologica dei sistemi TC in termini di velocità di acquisizione e ricostruzione, e contemporaneamente, la disponibilità di sistemi di elaborazione sempre più veloci, uniti a nuove tecniche per la post-elaborazione hanno consentito una diffusione capillare dei programmi 3D. Oggi molti sistemi TC spirale e multislice sono equipaggiati con programmi di ricostruzione bi- e tridimensionali, tra cui l'endoscopia virtuale.

L'idea della TC multislice nasce nel 1992 per opera della Elscint che per prima pensò a un sistema in grado di generare due immagini in una singola rotazione del complesso radiogeno (Fig. 1).

Nei sistemi tradizionali, l'emissione del fascio radiante è in parte bloccato dalla collimazione necessaria per determinare lo spessore di strato. Nella tecnologia multislice la collimazione è allargata affinché con la stessa emissione di raggi X utilizzata in single-slice vengano esposte tutte le corone dei detettori.

Verso la fine del 1998, molte aziende produttrici lanciarono la generazione successiva di TC multislice. Queste unità hanno quattro sistemi di acquisizione dati connessi ad

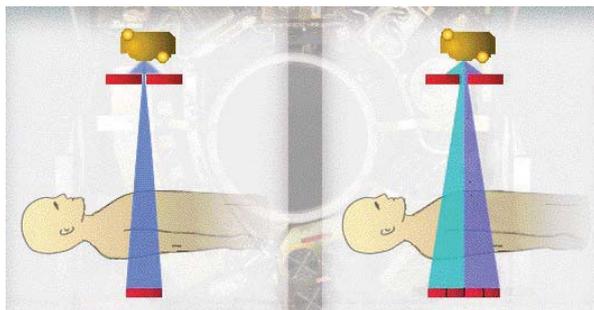


Fig. 1. Tecnologia multislice: realizzata mediante l'affiancamento lungo l'asse Z (l'asse longitudinale del paziente) di più corone di detectori

un array di rivelatori, in grado di fornire una scansione quad-section, ovvero a quattro sezioni per rotazione, incrementando la velocità di raccolta dei dati di un fattore quattro rispetto ai sistemi TC spirale a singola elica. Alcune di queste apparecchiature dispongono di velocità di rotazione massima di due rivoluzioni al secondo, due volte più veloce della maggior parte dei sistemi TC spirale a singola elica, rispetto ai quali la velocità di scansione risulta superiore di un fattore otto.

I benefici di un TC quad-section rispetto a un sistema TC spirale a singolo strato sono significativi:

- Migliore risoluzione temporale a parità di volume esplorato.

L'acquisizione di più strati contemporanei consente una scansione più veloce del volume in esame, riducendo i tempi di apnea del paziente e conseguentemente gli artefatti dovuti a movimento sia volontario sia involontario (per esempio peristalsi intestinale, respirazione).

- Migliore risoluzione spaziale lungo l'asse z a parità di volume esplorato.

La possibilità di acquisire sezioni più sottili consente un incremento della risoluzione longitudinale lungo l'asse z, riducendo gli artefatti da volume parziale garantendo l'accuratezza diagnostica. La Figura 2 dimostra il beneficio in risoluzione spaziale lungo l'asse z a parità di tempo di acquisizione.

- Maggiore copertura anatomica a parità di tempo di acquisizione e di spessore di strato nominale (Fig. 3).

L'acquisizione di più strati contemporanei consente di coprire volumi più estesi mantenendo inalterata la risoluzione spaziale.

- Uso efficiente del tubo.

A parità di volume esplorato, tempo di scansione e spessore di strato nominale, è possibile aumentare il numero di informazioni (mAs) senza maggiorazioni di carico per il tubo radiogeno, ottenendo così una migliore risoluzione di contrasto.

Il mezzo di contrasto endovenoso può inoltre essere iniettato a un rate più elevato, consentendo l'aumento dell'enhancement di contrasto nelle immagini.

Questi fattori portano ad aumentare contemporaneamente le risoluzioni spaziale, temporale e di contrasto nelle immagini, accrescendo significativamente l'accuratezza diagnostica dell'esame. La tecnologia multislice ha quindi superato quel limite rappresentato dall'obbligato compromesso tra qualità di immagine e volume/velocità di acquisizione che la TC spirale single-slice aveva conservato.

Il rapido sviluppo ha visto successivamente l'introduzione di sistemi a 8, 10 e 16 strati, già da tempo presenti sul mercato, e la presentazione di tomografi in grado di acquisire fino a 32-40-64 strati contemporanei per rotazione.

L'incremento del numero di canali di acquisizione va di pari passo con la progressiva riduzione dello spessore degli strati acquisibili contemporaneamente (attualmente intorno a 0,8 mm di spessore effettivo per sistemi a 16 canali). Il risultato dell'utilizzo di spessori così sottili è la disponibilità del voxel isotropico, cioè un elemento di volume che ha la medesima dimensione lungo i tre assi x, y, z, pertanto è possibile utilizzare vantaggiosamente la tecnica di ricostruzione multipla-

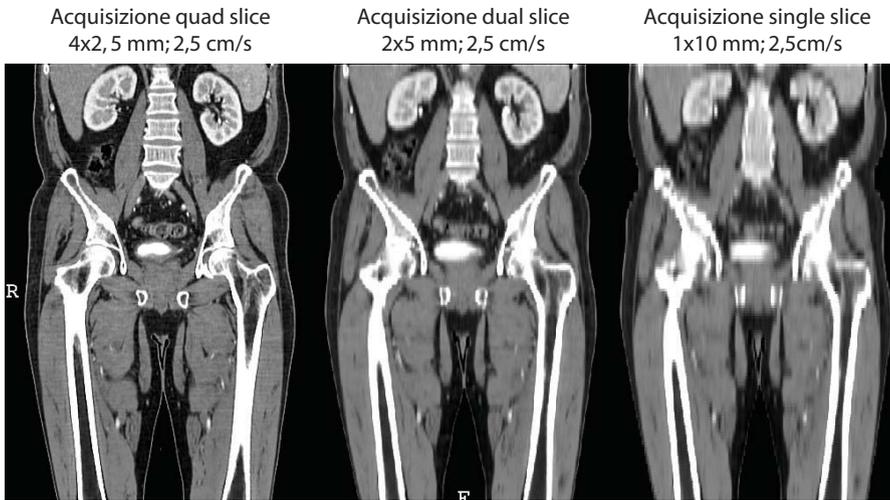


Fig. 2. Aumento della risoluzione a parità di tempo di acquisizione; 72 cm copertura; tempo acquisizione totale 28 sec; 120 kV/130 mAs

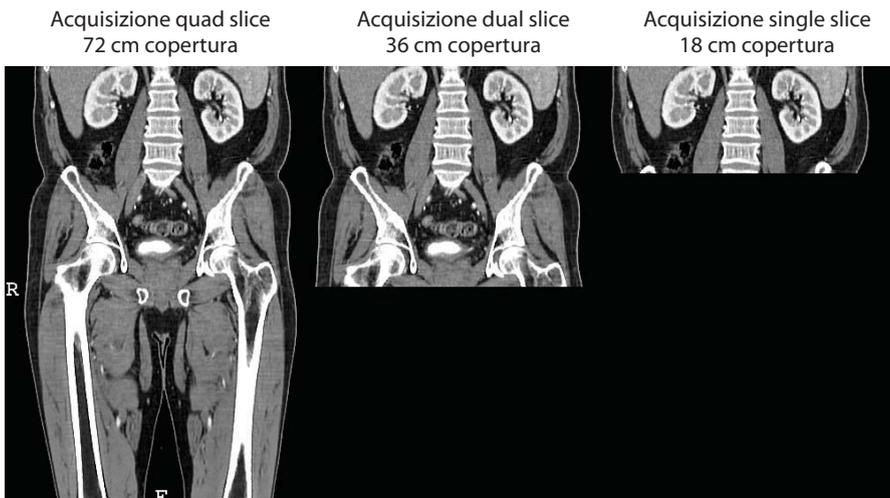


Fig. 3. Aumento della copertura anatomica a parità di risoluzione; spessore strato effettivo 3,2 mm; tempo acquisizione totale 28 sec; 120 kV/130 mAs

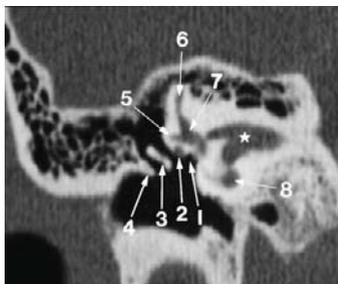


Fig. 4. Visualizzazione isotropica. Ricostruzione coronale dell'osso temporale destro, a partire da un'acquisizione con TC multistrato in spirale (0,5 mm di spessore e 0,2 intervallo di ricostruzione longitudinale)

nare (MPR), ampiamente già in uso da diversi anni, rendendo non più necessaria l'acquisizione diretta di sezioni nella direzione di visualizzazione (Fig. 4).

Come noto, i fattori importanti per la buona riuscita di un esame per Endoscopia Virtuale sono:

- assenza di artefatti da movimento;
- elevata risoluzione spaziale lungo i tre assi per ridurre effetti di volume parziale.

I sistemi TC multislice sono in grado di soddisfare entrambe le esigenze garantendo:

- qualità di immagine, grazie alla possibilità di utilizzare spessori di strato sottili senza compromettere la durata dell'esame;
- maggior comfort al paziente, che dovrà mantenere l'apnea per un tempo limitato.

Ricostruzioni conebeam

L'incremento della dimensione del detettore lungo l'asse longitudinale ha come conseguenza l'allargamento del fascio radiogeno nella stessa direzione in modo che sia in grado di investire completamente la superficie di detezione. Gli algoritmi di ricostruzione 2-D fanbeam convenzionali assumono che ogni corona di detettori venga irradiata da una sorgente radiogena separata disposta perpendicolarmente ad essa. Questo provoca una registrazione dei dettagli anatomici su piani di immagine diversi da quello reale (Fig. 5).

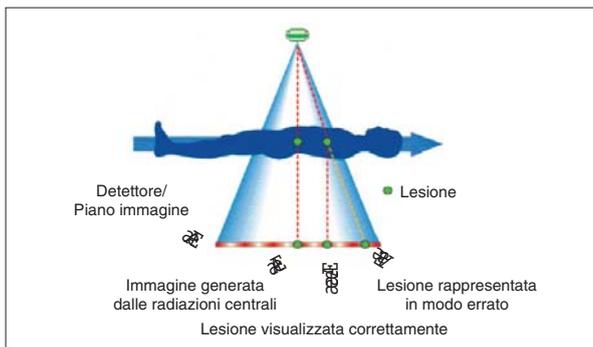


Fig. 5. Disallineamento nella registrazione di un dettaglio diagnostico causato dall'allargamento del fascio radiogeno

Gli artefatti che ne derivano sono tanto più rilevanti quanto maggiore è la distanza dei detettori dall'asse centrale.

I moderni algoritmi di ricostruzione 3-D conebeam sono in grado di retro-proiettare i dati nell'esatta direzione di irradiazione della sorgente assicurando un corretto allineamento dei piani immagine (Fig. 6).

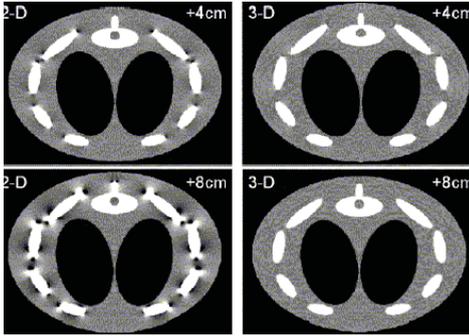


Fig. 6. Sezioni di un fantoccio acquisite con TC a 16 strati e ricostruite con algoritmo 2-D fanbeam (sinistra) e 3-D conebeam. La distanza del piano di ricostruzione dal centro dell'array di detettori è di 4 cm (in alto) e 8 cm (in basso)

Ricostruzioni 3D, SSD e Volume Rendering

Principi tecnici di 3D Surface shading e Volume Rendering

I moderni sistemi TC e RM producono un set di immagini di sezioni. Quando questi strati individuali sono combinati insieme viene creato un set di dati volumetrici in scala di grigi di cui i voxel ne costituiscono gli elementi base. Le tecniche di visualizzazione di volume mostrano l'intero volume di dati producendo una singola immagine proiettata.

Il volume di dati può essere visto come un campionamento discreto di un campo continuo di densità, che può essere ricostruito attraverso funzioni di interpolazione. Selezionando solo uno specifico valore di densità è possibile definire un'isosuperficie. Questo è il criterio base utilizzato per selezionare i dati visibili del volume.

In determinate condizioni, un'isosuperficie potrebbe non essere sufficiente per la visualizzazione delle strutture desiderate che potrebbero essere oscurate dalla presenza di altre strutture nella stessa direzione di visualizzazione. In queste situazioni, la selezione delle isosuperfici può essere limitata alle strutture di interesse rendendo invisibili quelle che originalmente ostruivano la visione. Questo è possibile attraverso un processo chiamato "segmentazione" ed è utilizzato nella tecnica di Surface shading, dove vengono ricostruiti soltanto i primi voxel, quelli di superficie, incontrati (Fig. 7).

Lo svantaggio di questa tecnica è che sia la definizione della soglia sia la modifica della stessa (editing) dipendono in massima parte dall'utente. Le dimensioni delle strutture dipendono in gran parte dai valori di soglia selezionati per l'estrazione della superficie, e dall'algoritmo di definizione del contorno utilizzato.

La tecnica Volume Rendering permette di selezionare un punto di vista e di inviare raggi immaginari attraverso il data set (ray-tracing). In questo caso vengono

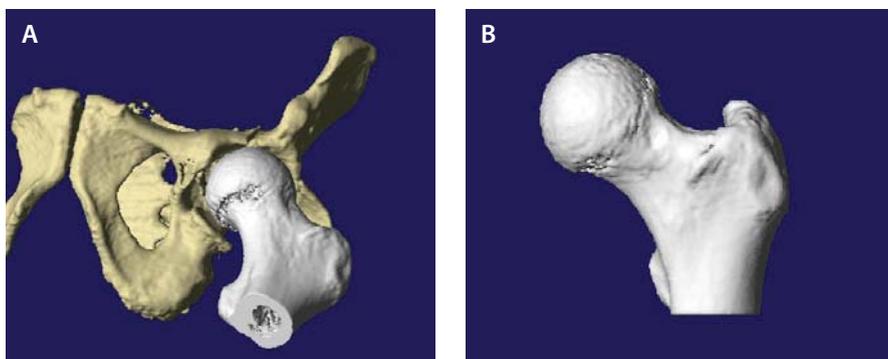


Fig. 7. A 3D Surface shading con segmentazione multitestituale. B Stesso paziente, disarticolazione di un solo tessuto

tenuti in considerazione tutti i voxel costituenti l'intero volume, rendendo l'elaborazione più complessa dal punto di vista computazionale e di conseguenza più lenta rispetto alla tecnica di Surface shading.

Il fattore di pesatura dei differenti valori di densità determina l'aspetto della proiezione. Ai voxel che appartengono parzialmente a diversi tessuti possono essere assegnati fattori di pesatura intermedia basandosi sui valori di intensità nel volume. Il rendering di volume, inoltre, rende possibile la scelta dell'opacità del tessuto, il metodo di ray-tracing tiene in considerazione non solo la luce assorbita, ma anche quella riflessa, con un'eccellente qualità di immagine risultante, comprendendo anche la formazione di "ombre" che contribuisce a rendere realistico l'aspetto dell'immagine ricostruita (Fig. 8).

L'endoscopia virtuale

L'endoscopia virtuale visualizza superfici interne di strutture presenti in dati volumetrici come immagini tridimensionali. Per simulare l'endoscopia convenzio-



Fig. 8. Esempio di ricostruzione 3D Volume Rendering con effetto trasparenza