

Introduzione

L'applicazione di software dedicati ad alta risoluzione spaziale e di contrasto e la possibilità di eseguire strati sottili di 1 mm di spessore permettono di ottenere, in tomografia computerizzata, acquisizioni di immagini del parenchima polmonare che possono essere paragonate ad un esame macroscopico su reperto autoptico.

La metodica consente, infatti, l'identificazione dei lobuli secondari (vale a dire le più piccole porzioni di parenchima delimitate da setti connettivali) e la caratterizzazione delle alterazioni morfologiche intralobulari ed interlobulari indotte da varie patologie.

L'associazione di tali programmi alle acquisizioni volumetriche ottenibili con i più nuovi apparecchi di TC spirale ha migliorato notevolmente lo studio del polmone, poiché dalla scansione rapida e continua dell'intero torace e dalla possibilità di ricostruire a posteriori sezioni passanti per qualunque piano derivano una riduzione degli artefatti da movimento, un aumento della capacità di individuare e caratterizzare lesioni focali e una più agevole esecuzione dell'esame su pazienti non collaboranti (bambini, anziani, politraumatizzati).

Lo scopo del presente lavoro consiste nel descrivere le caratteristiche tecniche della TC spirale con programmi di alta risoluzione, e nel valutare le possibilità diagnostiche della metodica e la semeiotica dei quadri polmonari patologici.

TC spirale ad alta risoluzione

Principi fisici

La tomografia computerizzata è una metodica di misura della densità dei volumi elementari costituenti una sezione corporea. La visualizzazione delle strutture anatomiche è prodotta dall'attenuazione che subisce un fascio collimato di radiazioni X inviato su proiezioni molteplici attraverso una sezione corporea.

Nella TC convenzionale il *gantry* esegue rotazioni singole, ad intervalli costanti lungo l'asse longitudinale; questo comporta la produzione di scansioni non contigue, da cui deriva una discontinuità nello studio delle strutture anatomiche.

Nella TC spirale, il ricorso a contatti striscianti per l'alimentazione del tubo radiogeno permette al gantry di effettuare più rotazioni attorno al paziente senza soluzione di continuità, inoltre l'utilizzo di un tubo radiogeno ad alta dispersione di calore consente di eseguire un elevato numero di rotazioni consecutive.

La contemporanea traslazione longitudinale del lettino portapaziente conferisce al fascio radiogeno una traiettoria spirale e

consente l'acquisizione continua di dati relativi ad un volume corporeo più o meno ampio (fig. 1, A)³³.

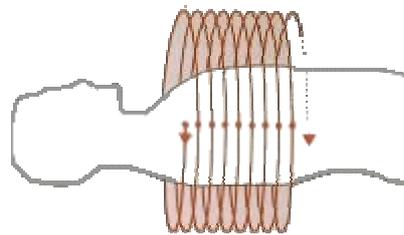


Fig. 1, A.

La più avanzata espressione della tecnica spirale è attualmente la **TC multidetettore o multistrato**, caratterizzata da detettori di piccole dimensioni che si sovrappongono in strati contigui così da ottenere più scansioni ad ogni rotazione del gantry. Gli strati di detettori sono associabili secondo schemi predefiniti, in modo che l'operatore possa scegliere – entro i limiti imposti dalla macchina – lo spessore delle scansioni ed il numero di strati per rotazione (fig.1, B)¹⁸.

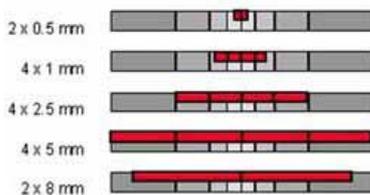


Fig.1, B: le corone di detettori possono essere riarrangiate in modo da ottenere un numero ed uno spessore degli strati variabili

Grazie a questa proprietà possiamo ottenere scansioni spirali a collimazione stretta (1-1,5 mm) che consentono di applicare agevolmente la **metodica ad alta risoluzione**, realizzando così la HRCT volumetrica.

I vantaggi apportati dalla TC spirale sono diversi.

L'acquisizione volumetrica migliora notevolmente la capacità di individuare lesioni focali, spesso di natura neoplastica (vedi oltre).

Il breve tempo di scansione consente di analizzare un volume corporeo nel corso di una singola apnea del paziente, e ciò determina una riduzione degli artefatti da movimento.

E' possibile realizzare ricostruzioni multiplanari (piane o curve) e tridimensionali grazie al post-processing dei dati grezzi; tali ricostruzioni trovano applicazione nella localizzazione precisa di lesioni focali e nella quantificazione di alterazioni parenchimali.

Con l'HRCT – attraverso l'applicazione di software dedicati e l'ottimizzazione dei parametri tecnici – si ottiene una risoluzione spaziale di 0,2-0,3 mm che consente lo studio dell'interstizio polmonare⁶⁸.

Per quanto riguarda la dose di radiazioni assorbita dal paziente durante l'esecuzione dell'esame, a causa degli alti livelli di voltaggio ed amperaggio necessari a contrastare il rumore di fondo dovuto alla collimazione sottile, l'HRCT volumetrica determina un assorbimento

di radiazioni decisamente superiore all'HRCT convenzionale (vedi tab.I-1)^{22,39,61}.

Tabella I-1.Dose effettiva assorbita in tomografia computerizzata

<i>TC convenzionale</i>	<i>6,5 mGy</i>
<i>HRCT convenzionale</i>	<i>0,98 mGy</i>
<i>HRCT volumetrica</i>	<i>3 – 5,5 mGy</i>

Dettagli tecnici

L'esecuzione di un esame con l'HRCT volumetrica richiede l'impostazione di vari parametri tecnici. La conoscenza di come questi parametri influiscano sull'immagine finale è di fondamentale importanza per ottenere risultati che soddisfino i quesiti diagnostici.

Dal momento che il tubo radiogeno esegue una traiettoria spirale, per ricostruire immagini bidimensionali a partire da un set di dati grezzi è necessario ricorrere all'interpolazione, procedimento matematico con cui si integrano i dati mancanti su determinate proiezioni combinando i dati reali delle spire precedente e successiva. L'unico svantaggio derivante da questo procedimento consiste nella produzione di dati fittizi, da cui deriva la possibilità che piccole lesioni sfuggano all'osservazione.

Il parametro che indica il grado d'interpolazione è il **pitch**, che consiste nel rapporto table feed/collimazione (o table feed/spessore di strato x nr. strati, nella TC multidetettore) ed esprime il passo della spirale. Nello studio ad alta risoluzione utilizziamo un pitch compreso tra 1 e 1,6²¹.

L'acquisizione continua dei dati comporta la necessità di stabilire ogni quanti millimetri si debbano ricostruire le sezioni.

Nasce così un altro parametro specifico della TC spirale, l'**intervallo di ricostruzione**.

L'intervallo può essere impostato su un valore inferiore allo spessore di strato, in modo che la lieve sovrapposizione delle immagini faciliti lo studio delle lesioni sul piano equatoriale, a qualunque livello esse siano localizzate. Da questo parametro, inoltre, dipende in maniera critica la risoluzione delle immagini sull'asse longitudinale z.

In genere si ricorre ad un intervallo pari a 2/3 dello spessore di strato, in modo da sfruttare i vantaggi della sovrapposizione senza produrre un numero eccessivo d'immagini.

Esaminiamo gli altri parametri tecnici, ricordando che essi devono essere ottimizzati per conseguire un'elevata risoluzione spaziale.

La **collimazione** consiste nello spessore del fascio radiante. Nella TC convenzionale e spirale a strato singolo la collimazione è l'unico parametro a determinare lo spessore delle scansioni, che è sempre lievemente superiore alla collimazione stessa. Nella TC spirale esso aumenta – a parità di collimazione – con l'incremento del pitch.

Nella TC spirale multistrato la collimazione deve corrispondere, invece, allo spessore totale degli strati selezionati.

Nello studio ad alta risoluzione del parenchima polmonare dobbiamo ottenere sezioni di spessore pari ad 1 mm, al fine di impedire che l'effetto volume comprometta il dettaglio delle immagini²¹.

Utilizzando un apparecchio *single-slice*, quindi, bisogna selezionare una collimazione di 1 mm; se si lavora con un apparecchio *multi-slice* e detettori organizzati secondo uno schema 4 x 1 mm, la collimazione deve essere di 4 mm.

Il **table feed** è l'avanzamento del lettino espresso in mm/rotazione a 360° del gantry. In genere il tempo di rotazione completa è di 1 sec, pertanto questo parametro può essere espresso in mm/sec (ossia come velocità d'avanzamento).

I dati d'esposizione – ossia il voltaggio, l'amperaggio ed il tempo di scansione – sono scelti tenendo conto di due esigenze. La prima è quella di somministrare al paziente la più bassa dose possibile, la seconda è quella di evitare che il rumore di fondo, che aumenta al ridursi dei valori di voltaggio e amperaggio, produca artefatti.

Il **tempo di scansione**, essendo in genere la velocità di rotazione del gantry di 1 rotazione/sec, indica il numero di rotazioni effettuate durante l'esame; moltiplicando questo valore per il table feed otteniamo l'estensione longitudinale della scansione volumetrica, che quindi può essere stabilita prima dell'esame. A parità di voltaggio ed amperaggio, ad un incremento del tempo di scansione corrisponde un aumento della dose assorbita dal paziente.

Il **voltaggio** è generalmente di 140kV, mentre l'**amperaggio** può raggiungere i 300 e oltre mAs, valori necessari per contenere il rumore di fondo (esaltato dall'utilizzo di collimazioni sottili). E' possibile ricorrere ad un amperaggio molto basso – 20 mAs – soltanto per esami di follow-up, in pazienti che abbiano già effettuato esami a dosaggio pieno.

Il **campo di vista** (o ‘field of view’, FOV) – che indica l’ampiezza della sezione corporea investita dal fascio radiante – comprende di norma entrambi i polmoni, per avere una visione d’insieme e per confrontare eventuali reperti sospetti espressi in un solo polmone con il quadro normale controlaterale.

La **matrice d’acquisizione dei dati** indica il numero dei pixels che costituiscono l’immagine finale. Per ottenere un’alta risoluzione spaziale è necessario applicare una matrice di 512 x 512; valori più alti non migliorano il dettaglio delle immagini.

L’**algoritmo di ricostruzione** è un software che elabora i dati grezzi acquisiti e ne consente l’interpretazione sotto forma di immagini. Lo studio del parenchima polmonare con HRCT presuppone l’utilizzo di algoritmi normalmente impiegati nello studio del tessuto osseo (definiti ‘filtri per osso’), che permettono di conseguire un’elevata risoluzione spaziale⁶⁸.