

Corso di laurea in

Tecniche di radiologia medica per immagine e radioterapia

TC multi-slice



Storia

La Tomografia Assiale Computerizzata è il primo esempio di tecnica radiologica digitale che converte le informazioni di tipo analogico in dati numerici trattabili da elaboratori.

Da un punto di vista teorico le basi della TAC furono introdotte dal matematico J. Radon nel 1917. Questi stabilì che una qualsiasi sezione di un oggetto solido poteva venire ricostruita univocamente da un insieme infinito di proiezioni dello stesso. Solo negli anni 50'-60' alcuni studiosi, fra i quali il fisico Comack, misero a punto gli algoritmi per ricostruire immagini di sezioni di un corpo mediante un numero finito di proiezioni. Nel periodo 1967/1971 l'ingegnere Newbold Hunsfield realizzò, mediante un massiccio utilizzo della crescente tecnologia dei minicomputer, la prima apparecchiatura per tomografia assiale computerizzata. Questo, che riceverà il premio Nobel per la medicina nel 1979, decise di far ruotare una sorgente attorno ad un oggetto di interesse. Il primo apparecchio tomografico fu sperimentato clinicamente in Gran Bretagna a partire dal 1971 e da allora sono stati notevolmente ridotti sia i tempi di acquisizione che i tempi di ricostruzione delle immagini. Inizialmente l'acquisizione dei dati richiedeva circa 5 minuti e la successiva elaborazione circa 20 minuti. Oggi sono comuni tempi di acquisizione e di ricostruzione di circa 3 secondi.

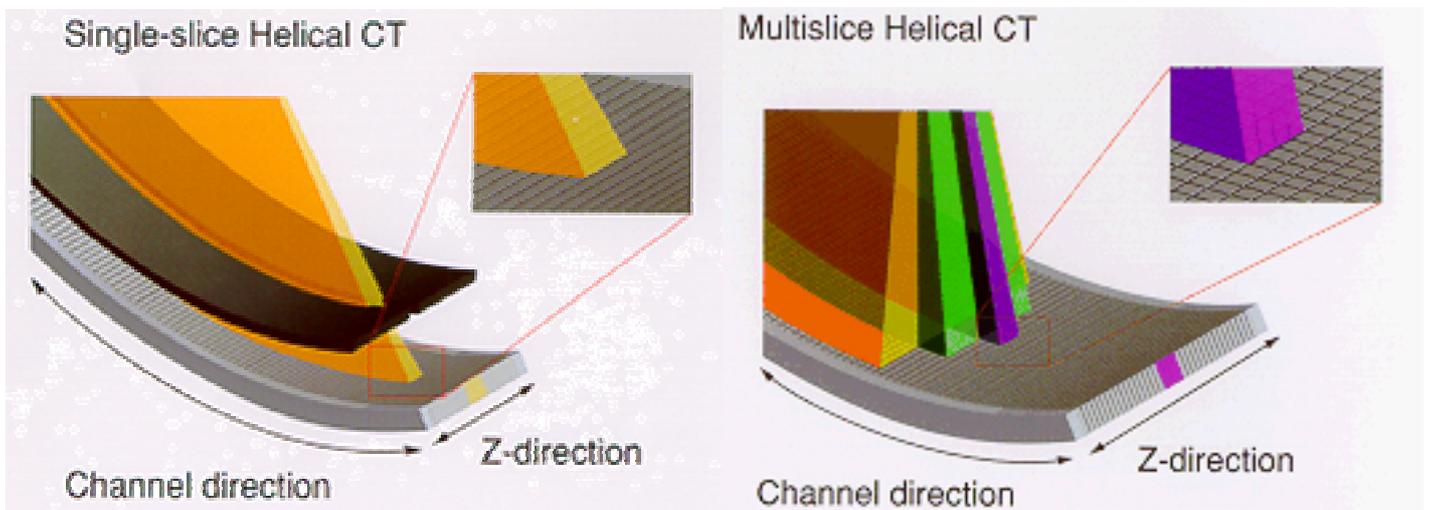
Dalla TAC alla TC

La T.A.C. ha avuto un incredibile sviluppo negli ultimi anni, il quale ha determinato anche la modifica della sua definizione, passando da "Tomografia Assiale Computerizzata" (TAC) a "Tomografia Computerizzata" (TC). A prima vista la differenza sembra banale, ma andando ad analizzare la frase dal punto di vista tecnico ci si accorge che eliminando la parola "Assiale", noi siamo in grado di abbinare la "Tomografia" a qualsiasi piano dello spazio (assiale ; coronale ; sagittale),

con il vantaggio di avere un enorme numero di informazioni in più. Questo è il motivo che induce molte aziende a sostituire la tecnologia “T.A.C. single-slice” con la più attuale “T.C. multi-slice”, in grado di fornire un numero maggiore di informazioni ed un servizio di più alta qualità all’utente.

Valutazione Tecnica comparata della T.C.Multi/Single-Slice

La differenza tra le due apparecchiature è rappresentata sostanzialmente dal numero dei detettori, i quali nella T.A.C. single-slice sono rappresentati da un’unica fila, mentre nella T.C. multi-slice sono montati parallelamente a costituire una serie di file adiacenti tra loro.



Si utilizzano solo i raggi X nella direzione del canale, mentre si perdono i raggi X nella direzione Z, oltre lo spessore della slice

Si utilizzano i raggi X sia nella direzione del canale che nella direzione Z. questo migliora notevolmente la loro utilizzazione e riduce il riscaldamento del tubo a raggi X.

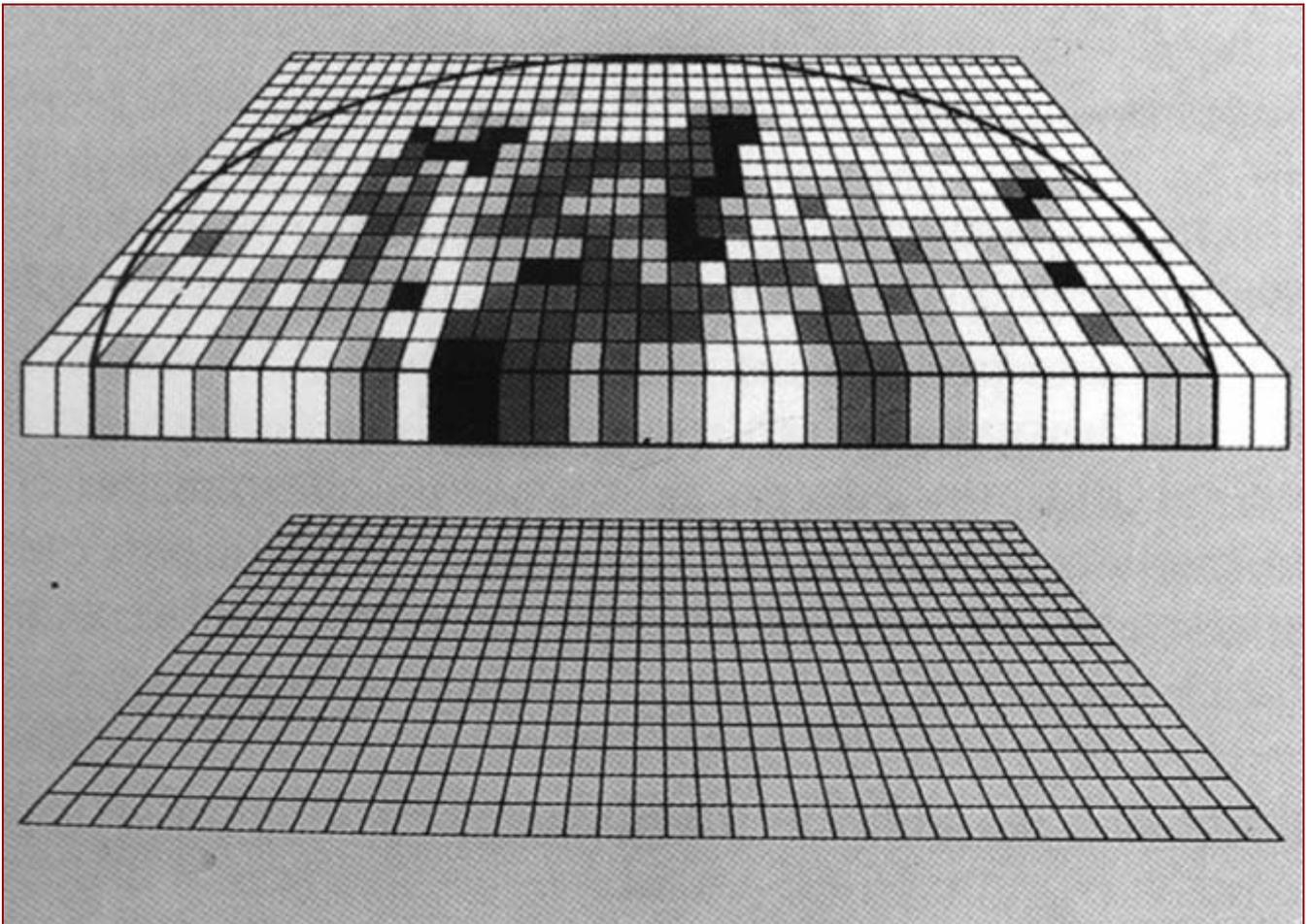
Cos'è e come funziona la TC

La Tomografia Computerizzata (TC) è un procedimento radiografico-digitalizzato leggermente invasivo che permette di rappresentare sezioni assiali o parassiali di spessore finito del corpo umano tramite immagini esenti da sovrapposizioni e da cancellazioni, caratterizzate da un'elevatissima risoluzione contrastografica.

Tomografia: immagine analitica che riproduce uno strato corporeo.
Computerizzata: si avvale di computer per il procedimento di acquisizione e ricostruzione delle immagini.

Nell'immagine TC è rappresentata una sottile sezione trasversale del corpo ottenuta mediante la rotazione attorno ad esso di un fascio di raggi X. Le radiazioni trasmesse vengono misurate da un sistema di rilevazione (detettori) ad ogni piccolo grado di rotazione in modo da ottenere una serie di profili di attenuazione di raggi X del soggetto esaminato a differenti angoli. I dati ottenuti vengono successivamente elaborati da un computer mediante uno speciale algoritmo matematico e trasformati in immagine. L'immagine TC ricostruita dell'oggetto esaminato viene rappresentata in una mappa numerica distribuita su una superficie quadrettata detta matrice. A ciascun quadratino della matrice, detto Pixel, viene assegnato un valore numerico che è in rapporto al coefficiente di attenuazione lineare della corrispondente porzione di tessuto nella sezione assiale esaminata. Dal momento che la sezione ha un determinato spessore ad ogni pixel, corrisponde in realtà ad un volume di tessuto, detto Voxel, il cui contenuto può essere determinato moltiplicando l'area del pixel per lo spessore dello spessore. Quindi ogni immagine rappresenta una sottile fetta corporea dello spessore di 1-10 mm, visto che il fascio radiogeno è strettamente collimato; ovviamente per esaminare un intero segmento corporeo bisogna esaminare una serie di fette. Come per la radiologia tradizionale anche per la TC, alla base della formazione dell'immagine sono le differenti proprietà dei vari tessuti nell'attenuare le radiazioni X.

È indicata in tutte le situazioni di emergenza (traumi cranici, diagnosi di emorragie, ischemie, tumori, diagnosi nei casi di coma per causa sconosciuta) in cui un esame di risonanza magnetica (RM) non è accessibile o praticabile. La TC può essere eseguita senza o con iniezione endovenosa di un mezzo di contrasto, che facilita la visualizzazione di processi infiammatori e di tessuti molto vascolarizzati, come ad es. nel caso di tumori. (angio-TC)



STRUTTURA DI UN SISTEMA TC

E' costituita da:

- Unità di scansione
- Unità di visualizzazione, elaborazione, documentazione ed archiviazione delle immagini.

L'unità di scansione è costituita dal Gantry e il lettino porta paziente. Il gantry è un unità che contiene il tubo radiogeno (cioè la sorgente delle radiazioni, che è sottoposto ad un enorme carico di lavoro) il detettore (che rilevano e misurano l'intensità dei fotoni trasmessi) i collimatori (che consentono di ridurre le radiazioni diffuse aumentando la risoluzione di contrasto attraverso un filtro adattato al fascio che riduce le radiazioni che attraversano la parte periferica del soggetto) e dal DAS (sistema acquisizione dati, cioè l'insieme dei componenti elettronici che raccoglie i segnali dai detettori, lo amplifica e lo converte in dati numerici attraverso un

convertitore analogico-digitale –sono dati grezzi); al suo interno vi è un'apertura circolare dove viene fatto avanzare il lettino ed il paziente.

L'unità di visualizzazione, elaborazione, documentazione ed archiviazione delle immagini è costituita da una console dell'operatore in cui si impostano i parametri dell'esame, da un computer che analizza i dati grezzi e ricostruisce le immagini, un sistema di visualizzazione e un sistema a nastro magnetico e disco ottico per l'archiviazione.

Parametri tecnici della TC

I parametri tecnici della TC possono essere suddivisi in:

- Parametri di scansione
- Parametri di ricostruzione
- Parametri di visualizzazione

1) Parametri di scansione

Questi determinano la modalità di scansione ed hanno effetto sulla qualità dell'immagine, sulla dose assorbita dal paziente e sulla durata dell'indagine. In base alla loro funzione possono essere suddivisi:

- parametri di esposizione
- parametri geometrici

I **Parametri di Esposizione** determinano la modalità di emissione dei fotoni da parte del tubo radiogeno. I parametri di esposizione comprendono i KV (kilovolt), i mA (milliamper) e il tempo di scansione.

a) **KILOVOLT(KV)** : negli apparecchi di tomografia computerizzata la possibilità di variare i kv è estremamente limitata ; alcuni apparecchi consentono di utilizzare un solo valore (120 –130 Kv), altri consentono di utilizzare due o più valori compresi tra gli 80 e 140 kv. Vi possono essere infatti, delle situazioni in cui è necessario poter avere la possibilità di variare i kv questo sia per migliorare la qualità delle immagini che per la TC quantitativa.

b)**MILLIAMPERE(mA)**: è un parametro molto importante in quanto influenza sia la qualità dell'immagine che la dose del paziente. Aumentando i mA, e mantenendo inalterati gli altri parametri, aumenta il numero dei fotoni emessi dal tubo radiogeno e quindi il numero rilevato dai detettori e perciò diminuisce la rumorosità dell'immagine. L'aumento della dose, che si verifica aumentando i mA o il tempo di scansione, influenza la qualità dell'immagine e in particolare la risoluzione di contrasto, presentando tuttavia anche problematiche di tipo protezionistico per il paziente; infatti se si vuole ridurre il rumore è necessario quadruplicare la dose ma è altrettanto opportuno operare in modo da contenere l'esposizione del paziente.

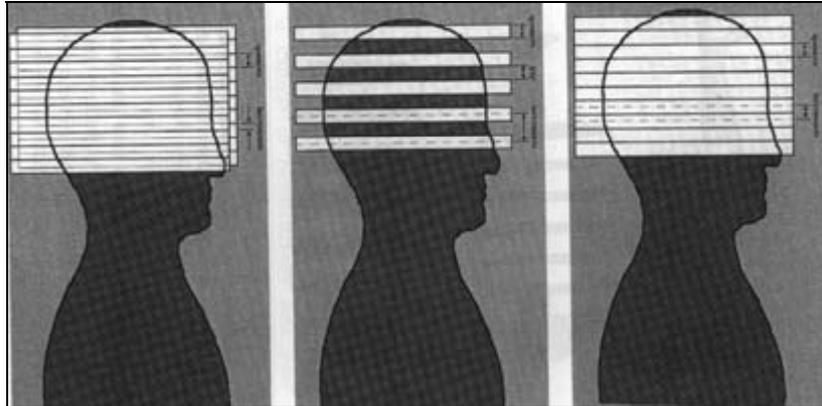
c)**TEMPO DI SCANSIONE**: il tempo impiegato dal tubo radiogeno o dal sistema tubo radiogeno-detettori per completare una rotazione di 360°. La riduzione del tempo di scansione permette di ridurre l'incidenza degli artefatti da movimento e la durata dell'indagine, ma determina, mantenendo costanti gli altri parametri, la riduzione dei fotoni emessi dal tubo radiogeno e quindi del numero dei fotoni rilevati dai detettori, con conseguente aumento di rumorosità dell'immagine

I **Parametri Geometrici** sono invece connessi alla modalità di acquisizione tomografica dell'immagine. Essi comprendono il campo di scansione, lo spessore dello strato, l'incremento degli strati, il pitch factor e l'inclinazione dello strato.

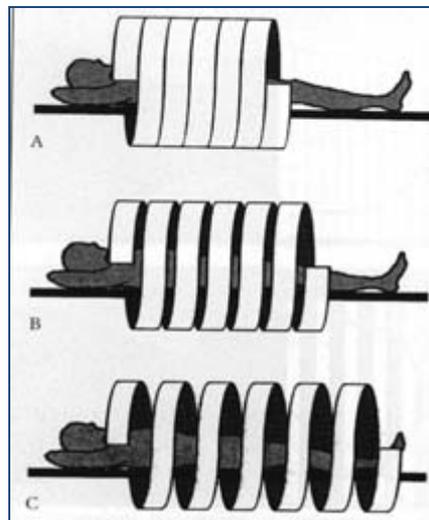
a)**CAMPO DI SCANSIONE (FOV)**: corrisponde al diametro della superficie circolare acquisita durante la scansione. Ogni apparecchio consente di scegliere tra diversi campi di scansione, in funzione dell'area anatomica sede dell'indagine e delle dimensioni fisiche del paziente. Il campo di scansione scelto dall'operatore deve essere il più piccolo possibile tra quelli disponibili, in grado di contenere tutta la struttura anatomica del paziente.

b)**SPESSORE DELLO STRATO**: questo parametro di scansione ha effetto sia sulla qualità dell'immagine che sulla dose del paziente. E' opportuno un' uso corretto di questo parametro in quanto può, in alcune situazioni, modificare in modo sensibile la qualità dell'immagine TC. La scelta dello spessore dello strato è di solito dettata dall'estensione in senso verticale della struttura anatomica che deve essere esaminata; pertanto lo spessore più grosso(7-10mm)si usa quando viene esaminato l'encefalo, il torace, l'addome. La variazione dello spessore determina una variazione nel rumore dell'immagine TC.

c) **INCREMENTO DEGLI STRATI**: detto anche 'passo' o 'intervallo di scansione' corrisponde allo spostamento del lettino porta-paziente tra due scansioni successive e alla distanza tra il centro di uno strato e il centro dello strato successivo.



d) **PITCH FACTOR**: negli apparecchi TC con modalità di acquisizione spirale, caratterizzati da rotazione continua del tubo radiogeno associata allo scorrimento continuo del tavolo portapaziente è presente un'ulteriore parametro, chiamato 'pitch factor' che esprime il rapporto tra spostamento del tavolo nel corso di una rotazione di 360° e spessore dello stato acquisito.



e) **INCLINAZIONE DELLO STRATO (gantry tilt)**: l'acquisizione degli strati può essere verticale o inclinata, mediante inclinazione del gantry in modo d'acquisire certe strutture anatomiche secondo il loro asse o per escludere dal piano di scansione strutture ad elevata densità in grado di generare artefatti o per evitare che strutture metalliche che possono generare artefatti. L'inclinazione ottimale viene valutata sulla scout view. L'inclinazione massima dello stato varia da apparecchio ad apparecchio ed è generalmente compresa tra 20° e 30° .

2) Parametri di ricostruzione

I parametri di ricostruzione (matrice, campo di ricostruzione, filtro di ricostruzione) possono modificare il modo nel quale i dati raccolti durante la scansione definiti 'dati grezzi', vengono elaborati dall'algoritmo di ricostruzione per generare l'immagine. Questi parametri vengono impostati sulla consolle assieme ai parametri di scansione prima che inizi il processo di acquisizione dei dati; tuttavia i dati grezzi rimangono disponibili per un certo periodo di tempo e possono essere successivamente utilizzati per ottenere nuove ricostruzioni dello stesso strato, variando i valori dei parametri di ricostruzione. I tempi di ricostruzione variano da apparecchio ad apparecchio in base al numero di passaggi richiesti dall'algoritmo e dalla velocità di elaborazione del calcolatore; in genere sono compresi tra 0 (tempo reale) e 30 secondi per strato.

3) Parametri di visualizzazione

L'immagine, completato il processo di ricostruzione, appare sul monitor della consolle. Essa può essere ancora manipolata da altri parametri, detti "di visualizzazione", in grado di modificare il contrasto e la percezione dell'immagine. Ad ogni pixel dell'immagine TC presente nella memoria del calcolatore, è associato un numero, detto "numero TC" che è correlato matematicamente al coefficiente di attenuazione lineare del tessuto contenuto nel voxel corrispondente. I numeri TC sono comunemente espressi in Unità Hounsfield .

Vantaggi della multi-slice

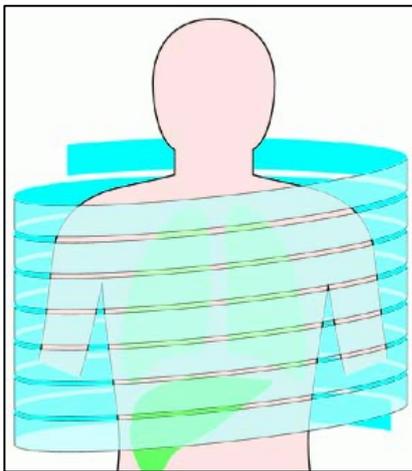
I vantaggi possono essere suddivisi in due gruppi, e cioè :

1. quelli che riguardano l'esecuzione diretta dell'esame, che determinano un maggior comfort e sicurezza per il paziente ;
2. quelli che riguardano l'esecuzione tecnica dell'esame ed il post processing, che vengono sfruttati sia dal T.S.R.M. che dal radiologo.

Vantaggi per il paziente

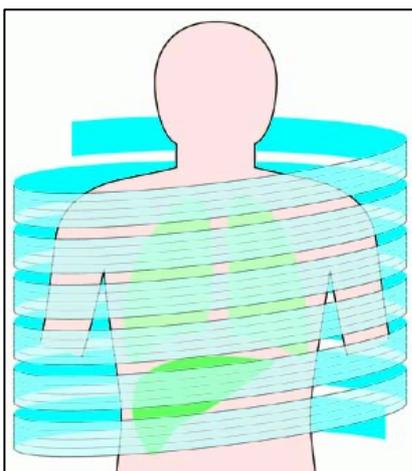
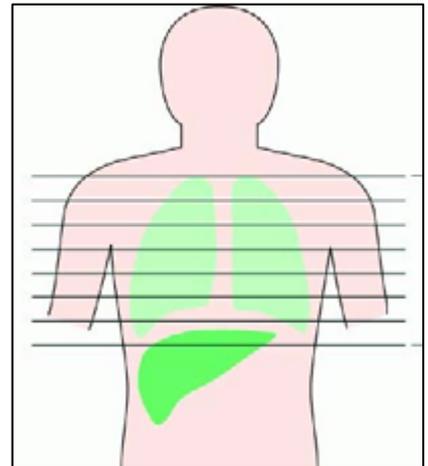
➤ tempi di esecuzione dell'esame :

Questa nuova macchina ha il vantaggio di averli ridotti estremamente, sfruttando la notevole velocità di rotazione del tubo radiogeno all'interno del gantry (1 rotazione ogni 0.5 s ; o 1R ogni 0,4s a seconda dei programmi), un'elevata dispersione termica, e la capacità di acquisire per ogni rotazione spessori variabili, per un massimo di 32 mm. Uno dei sostanziali vantaggi della velocità di esecuzione è la possibilità di eseguire esami in una singola apnea (torace ; addome). Basti considerare che una T.C. del torace in multi-slice si esegue in soli 4 secondi, all'incirca lo stesso tempo impiegato per eseguire una radiografia RX tradizionale. Questo è vantaggioso in pazienti pediatrici, anziani, con dispnea, insufficienza respiratoria, i quali non riescono a mantenere una lunga apnea.



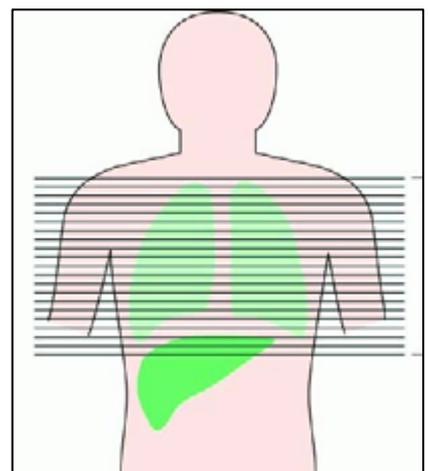
Acquisizione elicoidale a singola slice

- 10 mm a slice
- 30 cm
- 30 sec



Acquisizione elicoidale Multi-Slice

- 2 mm slice
- 30 cm
- 4.65 sec circa



L'eventualità di perdere o sovrapporre strati corporei con questa nuova T.C. è esclusa.

➤ Riduzione della dose :

Un esame T.C. espone il paziente ad una elevata dose di radiazioni se paragonato con un esame di radiologia tradizionale. In funzione degli effetti stocastici (probabilistici) e cioè di quegli effetti che non hanno una soglia ma che la loro insorgenza è su base statistica e che aumenta con l'aumentare della dose, ridurre la dose efficace significa ridurre la probabilità che il paziente in futuro sviluppi un tumore letale correlato all'esposizione. Tutte le dosi dovute a esposizioni mediche per scopi radiologici, ad eccezione delle procedure radioterapeutiche, devono essere mantenute al livello più basso ragionevolmente ottenibile e compatibile con il raggiungimento dell'informazione diagnostica richiesta. Inoltre i filtri di correzione del contorno (gestione del F.O.V.) permettono una ulteriore riduzione della dose al paziente. Questa caratteristica è utile in special modo per l'imaging diagnostico in pazienti pediatrici.

➤ Riduzione del Mezzo di Contrasto e Ricostruzione Simultanea

Altra caratteristica della Multi-Slice è rappresentata dalla possibilità di effettuare la ricostruzione delle immagini in tempo reale e la sincronizzazione dei boli di mezzo di contrasto. Si può terminare la procedura quando necessario, mantenendo quanta più bassa possibile la dose di esposizione del paziente. Nella Single-Slice generalmente il processore non è così veloce e spesso dopo una scansione elicoidale bisogna attendere anche alcuni minuti (tempo di ricostruzione) per visualizzare l'intero pacchetto di immagini.

Il SureStart™ risparmia dose e mezzo di contrasto monitorando con precisione l'incremento del M.D.C. nei vasi. La scansione elicoidale parte automaticamente dopo il raggiungimento di un valore Hounsfield predefinito in una regione d'interesse (ROI). Con una dose minima (partendo da 5 mAs) sono misurate in tempo reale alla velocità di 8 immagini/s 3 ROI selezionate. E' anche possibile comandare la scansione manualmente controllando visivamente l'afflusso del M.D.C. Un'ulteriore riduzione della dose si può realizzare utilizzando l'intervallo di routine. Un'infusione ridotta di M.D.C., oltre a portare benefici per quei pazienti con insufficienza renale e quindi con problemi correlati allo smaltimento dello stesso, o con allergie conclamate o presunte verso lo iodio o altro tipo di farmaco, porta anche ad un sostanziale decremento della spesa.

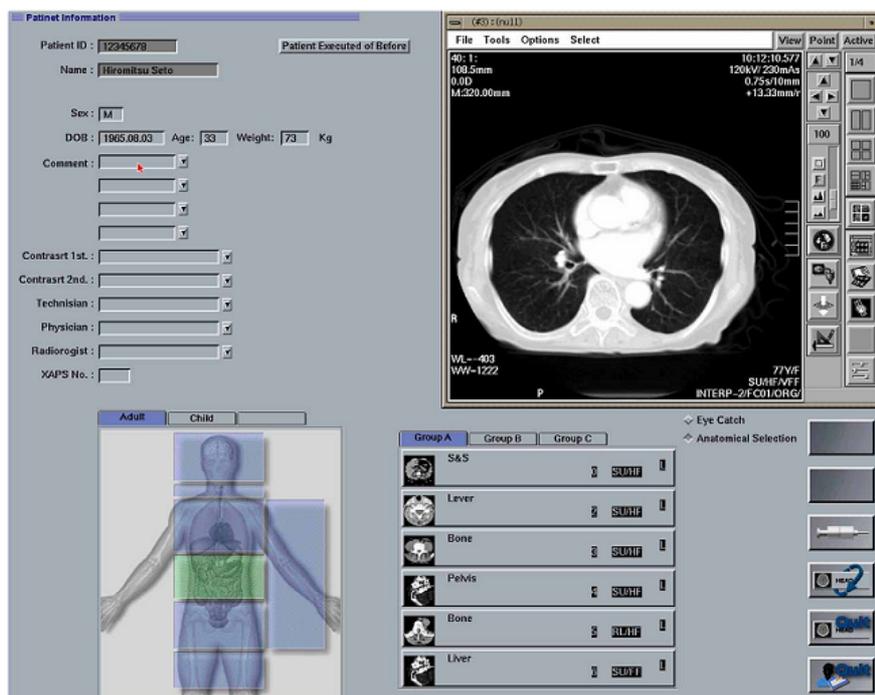
Vantaggi sfruttati dal T.S.R.M. e dal radiologo

➤ *Maggior numero di immagini e minore spessore dello strato :*

Questi due parametri sono correlati da una relazione inversamente proporzionale. In una T.C. multi-slice le immagini sono molto più numerose di quelle di una T.A.C. single-slice. Le immagini aumentano grazie al maggior numero di detettori presenti sull'asse Z (longitudinale), i quali permettono di ottenere sezioni corporee molto sottili. Anche se la sezione della slice è regolabile, e quindi è possibile decidere preventivamente il suo spessore, generalmente si tende sempre ad usare la misura più sottile, per avere il maggior numero di informazioni possibili. La sua massima espressione tecnologica permette di ottenere ad ogni rotazione 16 sezioni corporee da 0,5 mm ciascuna. (8mm : 16 slice). La T.C. multi-slice 16 canali è l'unico sistema con 40 righe di detettori parallele distribuite su una larghezza totale di 32 mm in relazione all'isocentro

➤ *G.U.I. (interfaccia grafica utente) :*

Altro particolare di non poco conto è rappresentato dall'interfaccia "user-friendly" per operare velocemente e semplicemente, riducendo la possibilità di errore nell'impostazione dell'esame, grazie ad una semplice ed intuitiva interfaccia utente tipo Windows con comandi a mouse. Nelle T.A.C. single-slice, i comandi sono impostati da tastiera, mediante la pressione di tasti che corrispondono a comandi.



Dalla consolle sono selezionabili anche parecchi algoritmi per la riduzione degli artefatti nei vari distretti anatomici, in modo singolo o combinato. Mediante questi filtri si possono evitare o ridurre artefatti migliorando drasticamente la qualità delle immagini.

➤ Ricostruzioni 3D :

L'acquisizione in Voxel ha permesso di eseguire quello che con la single-slice sarebbe impensabile, e cioè la ricostruzione tridimensionale dell'immagine.

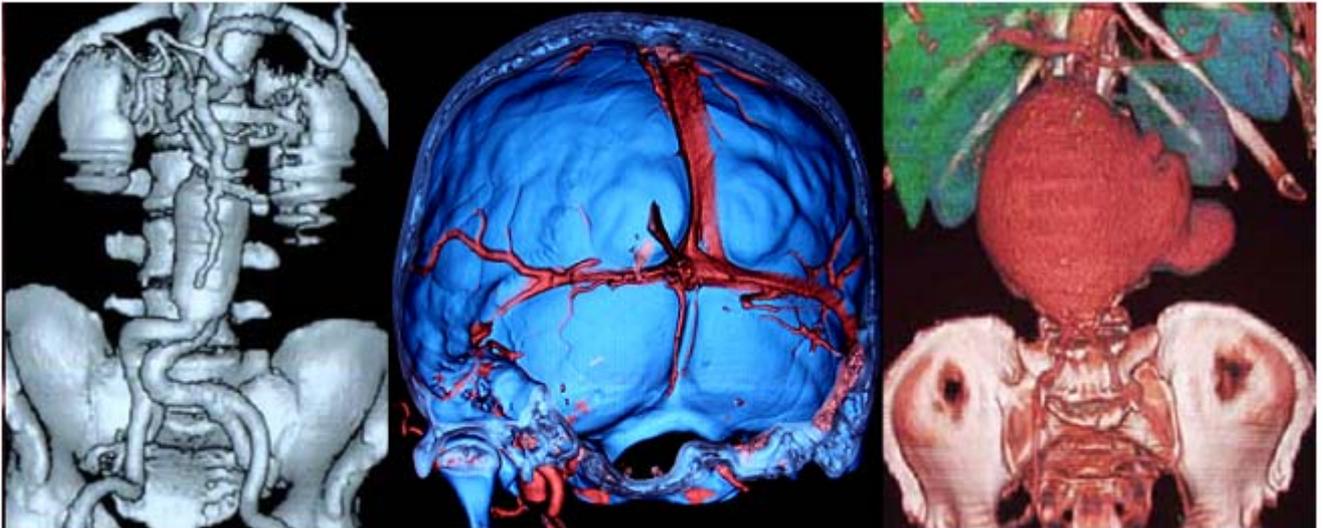


anatomico nella sua reale distribuzione spaziale da qualunque angolatura, facilitando in molti casi il lavoro dei chirurghi, i quali sapranno preventivamente cosa troveranno durante l'intervento.

➤ Angio T.C.:

Come detto precedentemente, le ricostruzioni 3D non riguardano solo le ossa, ma qualunque distretto corporeo, compresi i vasi. Ciò è reso possibile dall'alta sensibilità dei detettori, i quali riescono ad offrire un'alta risoluzione di contrasto anche con una bassa percentuale di M.D.C.





Disformismi, stenosi, aneurismi, sono valutabili con l'Angio-TC, fornendo al neuro-radiologo o all'angiografista una rappresentazione tridimensionale della zona d'interesse.

Conclusioni

Le prestazioni di questa nuova apparecchiatura permettono di rendere dinamico lo studio radiologico, allargando il campo d'applicazione ai più svariati utilizzi, passando da uno studio classico dell'osso, del parenchima o dei tessuti molli, ai meno convenzionali studi cardiaci e vascolari. I vantaggi che una nuova tecnologia può portare devono quindi essere valutati in chiave globale. Questo è il motivo per cui, una Multi-Slice all'interno dell'azienda può portare ulteriori guadagni (o risparmi), andando ad incidere sul bilancio di altri reparti, come ad esempio la neuro-angiografia. Come anticipato nella parte tecnica, la capacità di acquisire spessori da 0,5mm, accoppiata ad una alta sensibilità, fa sì che la T.C. Multi-Slice possa essere utilizzata anche nella valutazione dei vasi, fornendo delle ricostruzioni in 3D più che realistiche.