

Valutazione di un sistema TC multistrato: il numero di strati non fa la TCMS.

Introduzione

La tecnologia di un sistema TC multistrato (TCMS) è notevolmente complessa, sicuramente non inferiore ai sistemi RM; anzi, la presenza di una importante componente meccanica rende forse la realizzazione di un sistema TCMS più problematica di quella di un sistema RM.

Lo scopo di queste brevi note di tecnica TC è quello di indicare a tutti gli iscritti alla sezione quali siano le caratteristiche di “hardware” più significative nel determinare le prestazioni di un sistema TCMS, al fine di una valutazione comparativa, consapevole, degli apparecchi in commercio.

Quasi tutte le caratteristiche più importanti sono quelle che, nella figura 1, vanno dal tubo radiogeno alla DAS (Data Acquisition System) e che, in definitiva, sono comprese nel Gantry:

1. Sistema tubo radiogeno/generatore
2. Gantry
3. Sistema dei “detettori”
4. Connessione detettori-Das

Esistono poi altre caratteristiche importanti, soprattutto per quanto attiene ai **sistemi di riduzione della dose**. Meno importanti sono invece i vari software disponibili per le diverse applicazioni: infatti è semplice e poco costoso migliorare un software mentre modificare l'hardware implica la riprogettazione di gran parte di un sistema TCMS.

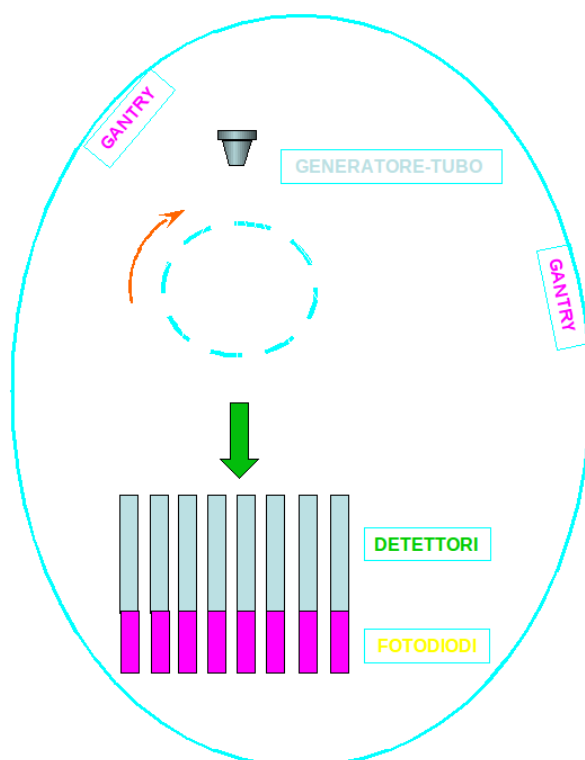


Figura 1

Sistema tubo radiogeno/generatore

Il complesso radiogeno (tubo + generatore) rappresenta nelle TCMS uno dei punti nodali; infatti dovrebbe consentire la massima libertà di programmazione degli esami, sia in termini di kv e mA, sia in lunghezza del campo di scansione acquisibile, sia nella possibilità di ripetere la scansione più volte, senza dover attendere il raffreddamento del tubo radiogeno. Dovrebbe essere quindi la macchina a piegarsi alle necessità del Radiologo e non viceversa; ovviamente questo concetto è valido soprattutto per i sistemi TCMS al top della tecnologia ma, mutatis mutandis soprattutto in considerazione dei costi, mantiene una sua validità concettuale anche per sistemi di livello medio.

Se si considera che nella produzione di raggi X in un tubo di Coolidge solo l'1% dell'energia cinetica degli elettroni viene convertita in fotoni X e ben il 99% in energia termica (calore) si capisce come le due caratteristiche fondamentali che misurano la qualità di un tubo radiogeno siano: la **capacità di accumulo anodico** e la **capacità di dissipazione anodica**. La prima è definibile come la quantità massima di calore che l'anodo può immagazzinare durante il funzionamento ed è espressa in MHU (Mega Heat Unit), più è elevata maggiore è la capacità di lavoro del tubo; la seconda è espressa in kHU/minuto e rappresenta la capacità di dissipare il calore, più è elevata maggiore è la capacità del tubo radiogeno di lavorare senza esigenze di ulteriore raffreddamento. E' evidente che ambedue le qualità debbano essere elevate ed il tubo è tanto migliore quanto più le due grandezze sono elevate. Si ricorda che è assolutamente necessario che le misure siano effettuate in base alle norme **IEC 60613** al fine di consentire una corretta comparazione fra tubi differenti. La velocità di rotazione dell'anodo è semplicemente una delle caratteristiche che consentono di ottenere elevati valori di MHU e kHU/minuto (dovrebbe essere la più elevata possibile) e quindi non rappresenta una caratteristica essenziale ma semplicemente un dato aggiuntivo.

Ben diversa è invece la valutazione della **macchia focale**; è lì che si produce il fascio X e quindi una macchia focale di dimensioni ridotte tende a generare un fascio di radiazioni più omogeneo, avvicinandosi alla teorica, ideale macchia focale puntiforme, solo utopica. Bisogna avere bene in mente che le dimensioni della macchia focale influiscono sulla risoluzione spaziale (minori le dimensioni della macchia focale, migliore la possibile risoluzione spaziale) e rappresentano quindi un punto nodale nella valutazione della qualità di un tubo radiogeno; in genere tutti i tubi hanno due macchie focali, una di dimensioni più piccole (e quindi con migliori prestazioni) ed una di dimensioni maggiori e la possibilità di utilizzare l'una o l'altra dipende dalla potenza, in kilowatt (kW), che il tubo deve erogare. La macchia focale di minori dimensioni viene utilizzata fino ad una certa potenza, per potenze superiori, e fino a quella massima erogabile da quel determinato tubo, si deve utilizzare la macchia focale di maggiori dimensioni. E' necessario conoscere fino a quale livello di potenza si possa utilizzare la macchia focale di minori dimensioni al fine di conoscere valori massimi di kv e mA da impostare per utilizzare la macchia focale di migliori prestazioni (HRCT!). Con la conoscenza dei massimi valori di kW è possibile ricavare, con una semplice formula i valori massimi di kv e mA:

Potenza (kW) = tensione (kV) x corrente (mA) da cui si evince

$mA = kW : kV \times 1000.$

Se disponiamo di un tubo che utilizza la macchia focale più piccola fino a 50 kW i valori massimi di utilizzo a 120 kV saranno di 416 mA (50kW : 120 kV) e, per lo stesso calcolo saranno di 357 mA a 140 kV.

Quanto questo concetto possa essere significativo lo si comprende se si considera che le differenze fra i vari tubi per la macchia focale di minori dimensioni possono variare da 0,6 x 0,6 mm fino a 0,8 x 0,9 mm; in alcuni casi la macchia focale di maggiori dimensioni di un tubo (ad esempio 0,9 x 0,9) equivale quasi alla macchia focale più piccola di altri tubi. Attualmente sono allo studio tubi radiogeni con numerose macchie focali (quattro, cinque o più) di dimensioni crescenti, il cui utilizzo viene stabilito automaticamente mano a mano che la potenza richiesta cresce; questo al fine di migliorare la risoluzione spaziale.

Gantry

1. Velocità di rotazione

Indica il tempo minimo nel quale il gantry compie una rotazione di 360°. Questo dato è, oggi, utile solo per le applicazioni cardiache al fine di aumentare la cosiddetta “risoluzione temporale”, cioè il tempo di esecuzione di un esame, e questo perché praticamente tutte le apparecchiature consentono un tempo di rotazione minimo di 0,5 secondi. Le macchine più evolute possono ruotare anche a 0,3 sec. ed in futuro il tempo di rotazione potrà scendere ancora. Come si diceva sopra bassi tempi di rotazioni sono necessari solo per le applicazioni cardiologiche; non bisogna infatti dimenticare che riducendo il tempo di rotazione si riduce il numero di fotoni che raggiungono il sistema di detenzione e quindi si peggiora, a parità di tutti gli altri parametri, la qualità d'immagine.

2. Geometria del gantry

La geometria del gantry è fondamentale in quanto è in stretta relazione con la potenza e le prestazioni del tubo radiogeno utilizzabili per la formazione dell'immagine: maggiore è la dimensione del gantry (si misura in cm o mm e vanno valutate anche le distanze **fuoco-detettori** e **fuoco-isocentro**; quest'ultimo è il punto centrale del campo di scansione, sempre in cm o mm) maggiore è l'assorbimento del fascio X in aria (l'attenuazione del fascio è inversamente proporzionale al quadrato della distanza) prima che i fotoni raggiungano il paziente e vengano quindi utilizzati per la formazione dell'immagine. Quanto tale assorbimento da parte dell'aria possa essere significativo lo si può ricavare dal seguente esempio:

	Geometria (mm)	Potenza (kW)
Sistema A	900	90
Sistema B	1000	95
Sistema C	1050	120
Sistema D	1100	100

Si può calcolare la equivalenza della potenza in funzione della geometria; la comparazione fra i vari sistemi può essere ottenuta utilizzando, come riferimento, il sistema a geometria più corta.

$$\text{Potenza Sistema A Equivalente} = ((900)^2 / (900)^2)\text{mm} * 90\text{kW} = 90,00 \text{ kW}$$

$$\text{Potenza Sistema B Equivalente} = ((900)^2 / (950)^2)\text{mm} * 95\text{kW} = 85,26 \text{ kW}$$

$$\text{Potenza Sistema C Equivalente} = ((900)^2 / (1050)^2)\text{mm} * 120\text{kW} = 88,16 \text{ kW}$$

$$\text{Potenza Sistema D Equivalente} = ((900)^2 / (1100)^2)\text{mm} * 100\text{kW} = 66,94 \text{ kW}$$

Questo esempio evidenzia come sistemi con potenze inferiori del tubo radiogeno, ma con geometrie più corte, possano avere valori di potenza sui detettori superiori a sistemi con potenze nominali del tubo decisamente superiori ma con geometrie del gantry più lunghe.

Da tutte queste considerazioni deriva che nel valutare le prestazioni di un tubo radiogeno, in funzione del suo utilizzo clinico in TCMS, non si può prescindere dalla valutazione contestuale della geometria del gantry.

Sistema dei “detettori”

La valutazione del sistema di detezione richiede l'analisi di numerosi fattori

1) Numero di rivelatori fisicamente presenti per riga.

Generalmente corrisponde al numero di elementi per ogni slice. Maggiore è il numero di elementi per riga maggiori saranno le misurazioni e quindi migliore la qualità dell'immagine. Importante è anche la **frequenza di campionamento** che indica quante volte viene rilevata la misura di densità per ogni cella di detezione; maggiore la frequenza di campionamento, maggiori le misure, migliore la qualità dell'immagine.

2) Numero totale rivelatori fisicamente presenti.

È dato dal n° di rivelatori per riga moltiplicato per il n° delle righe (quindi degli strati).

3) Spazio di separazione fra i rivelatori

Le singole celle di rivelazione sono accoppiate fra di loro a formare l'intero sistema di detezione; se si considera il notevole numero di celle di detezione, alcune migliaia, e il fatto che ogni cella contrae rapporti con altre 4 (Figura 2), è evidente come l'accuratezza dell'accoppiamento possa essere importante. Infatti l'area fra due celle contigue è un vero e proprio spazio morto che non serve per rilevare i fotoni e che rappresenta quindi una zona in cui i fotoni emergenti danno solo dose al paziente senza contribuire alla formazione dell'immagine; se si suppone che in un detettore la coerenza di accoppiamento sia di 0,1

mm ed in un altro detettore di 0,2 mm. è facile capire quanto un accoppiamento meno accurato possa contribuire ad erogare una inutile dose al paziente.

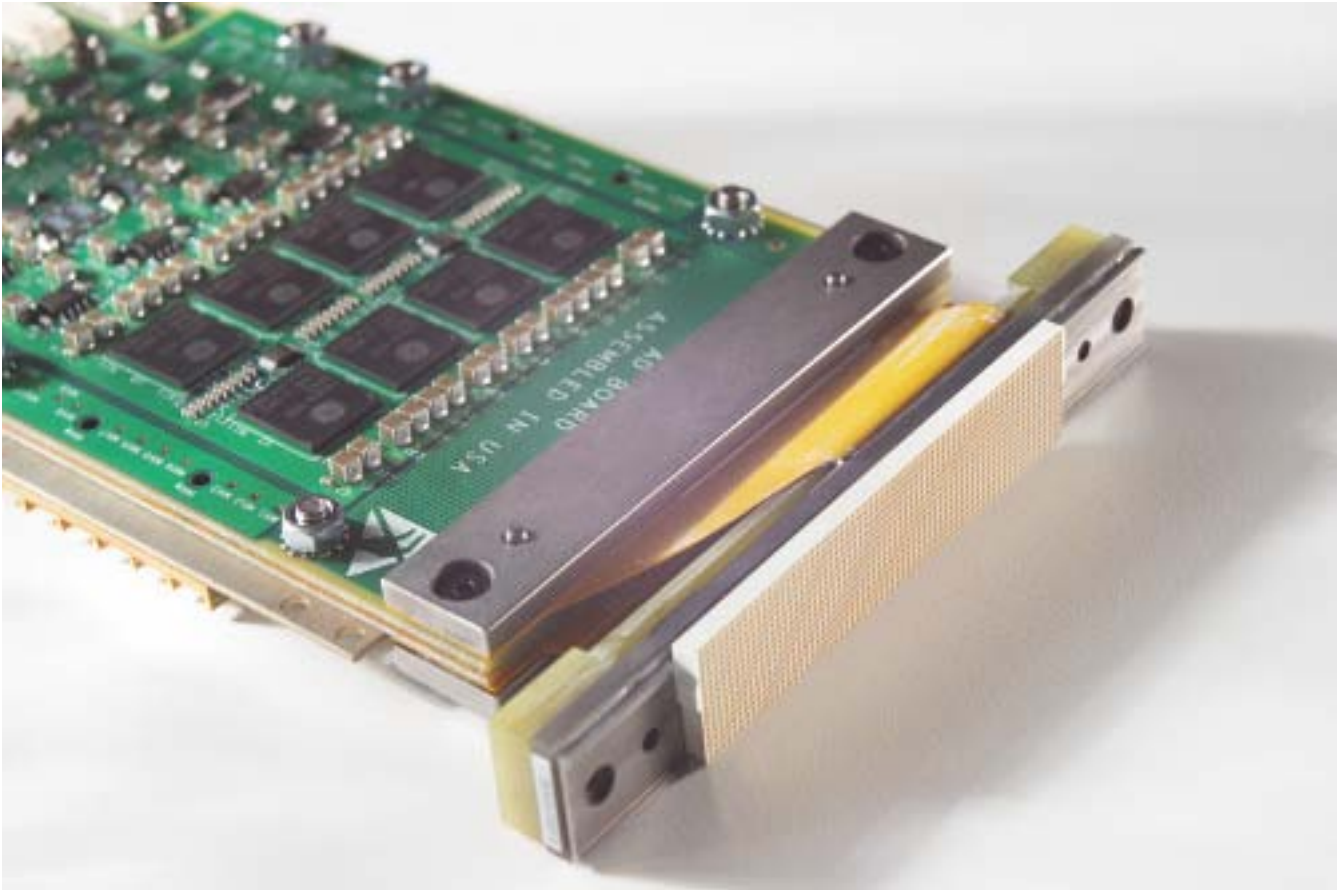


Figura 2

Efficienza del detettore

Questo parametro misura il rapporto fra fotoni incidenti sulla superficie di ogni cella di rivelazione e il segnale elettrico in uscita da ogni cella. Si tratta di un parametro molto importante, che dipende essenzialmente dal materiale con cui viene realizzata ogni cella di detezione, ma di misura non facile, a meno che non si voglia fare affidamento a quanto dichiarato da ogni ditta costruttrice (a questo proposito bisogna considerare che, per quanto evolute, le ditte costruttrici di apparecchi medicali sono pur sempre imprese commerciali che, in quanto tali, tendono al profitto ed a sconfiggere la concorrenza, spesso magnificando le prestazioni dei propri prodotti. Lo stesso avviene per le case costruttrici di autovetture che dichiarano spesso prestazioni, velocità massima, ripresa etc. superiori al reale; le prove delle riviste specializzate servono proprio a verificare sul campo la rispondenza delle prestazioni reali a quelle dichiarate. Lo stesso avviene per gli apparecchi radiologici; esistono enti cosiddetti "indipendenti" che misurano le prestazioni degli apparecchi radiologici delle diverse marche -www.impactscan.org- anche se per le TCMS esistono dati fino agli apparecchi a 16 strati e l'ente ha poi interrotto le misure sui diversi apparecchi per motivi non del tutto chiari ma facilmente ipotizzabili).

Le caratteristiche più importanti, misurabili, di una cella di detezione sono le seguenti:

Velocità primaria: indica la velocità di risposta nel rilevare i fotoni incidenti (espressa in msec)

Velocità di read out (afterglow): indica la velocità con la quale il detettore ritorna allo stato neutro, prima dell'eccitazione da parte dei fotoni: ovviamente maggiore è la velocità e la perdita dei dati immagazzinati, migliore la qualità del detettore; è infatti ovvio che se rimangono in memoria dati della misurazione precedente questi andranno ad inficiare i valori della misurazione successiva.

Esiste però la possibilità di valutare, nel suo complesso, l'efficienza del sistema di detezione attraverso la misura della **RISOLUZIONE SPAZIALE A BASSO CONTRASTO**. Si tratta di una misura nella quale si deve riconoscere in un fantoccio (CATPHAN di 20 cm.) un oggetto di 5 mm che differisce per densità dal fondo (background) dello 0,3 % indicando la dose in mGy, il tipo di filtro utilizzato (deve essere il filtro standard) e con uno spessore di strato di 10 mm. (5 linee per mm/0,3 %/ valore in mGy). E' evidente che minore è la dose alla quale l'oggetto può essere riconosciuto, ovviamente nelle stesse condizioni ed è perciò essenziale che i parametri di misura sopra ricordati debbano essere uguali, migliore è l'efficienza dell'intero sistema di detezione.

Connessione Detettori – DAS

In un sistema in cui le potenze elettriche in gioco sono bassissime, anche una minima perdita di segnale elettrico, dopo la misura dei fotoni incidenti sulla cella di detezione, diventa importante: se la connessione detettore-Das è ottenuta tramite un cavo, per quanto di lunghezza minima, ci sarà una certa resistenza al passaggio della corrente e quindi una piccola perdita di segnale. Tale problema può essere praticamente eliminato se esiste un accoppiamento diretto fra le celle di detezione ed il data acquisition system, come avviene in alcuni sistemi TCMS.

Sistemi di riduzione della dose

Il problema della dose è attualmente il fattore limitante dello sviluppo dei sistemi TCMS: infatti tutti i miglioramenti ipotizzabili (riduzione dello spessore minimo di strato, aumento del numero di strati per rotazione -se si vuole mantenere la stessa qualità d'immagine- incremento della risoluzione spaziale a basso contrasto etc.) necessiterebbero di un incremento della dose al paziente e questo non è sostenibile. Anche senza cercare un miglioramento delle prestazioni dei sistemi TCMS la riduzione delle dosi erogate al paziente è fondamentale se si considera che oggi circa l'80% delle esposizioni mediche è dovuto alla TCMS.

I sistemi oggi disponibili sono quelli che si basano sulla modulazione dei mA in base allo "spessore" ed i sistemi che si basano sulla granulosità dell'immagine (indice di rumore) a scelta del Radiologo.

Il primo sistema, che deve essere attivo sugli assi X ed Y ma anche sull'asse Z, modula continuamente i mA al tubo in base alla attenuazione, che dipende dallo spessore ma anche dal numero atomico degli elementi attraversati dal fascio di fotoni (LL, AP, torace/addome/collo).

Il secondo sistema è molto importante perché consente al Radiologo di erogare la dose effettivamente necessaria in base al tipo di paziente, al segmento in esame (torace vs addome), alla necessità di qualità dell'immagine (controllo linfoma vs stadiazione preoperatoria) ed è basato sull'indice di rumore (index noise o simili). Si imposta un valore numerico che indica il livello di rumore, e quindi di granulosità dell'immagine, desiderato e la macchina adegua, in modo continuo, i valori dei mA alla quantità rumore impostata: è ovvio che il sistema è attivo insieme a quello che modula i mA sui vari assi.

Oltre a questi sistemi "automatici" la riduzione della dose dipende anzitutto dal Radiologo e dalla sua capacità di utilizzare i sistemi automatici (index noise!) ma soprattutto dalla sua capacità di dosare l'esposizione in base alla qualità d'immagine necessaria. Spero che questi problemi possano essere discussi in una successiva nota tecnica.

I dati forniti sono sicuramente la base per cominciare a conoscere il sistema TCMS che ognuno di noi utilizza; sono criteri generali, ma sempre validi.

Spero che prossimamente mi sarà possibile scrivere altre notizie sui problemi più moderni sia di hardware (doppia energia, spectral imaging) sia di hardware/software (perfusione).

Luca Volterrani