

Sistemi per la radiografia digitale: Qualità dell'immagine e dose

Considerando i volantini pubblicitari delle varie ditte che vendono sistemi per radiografia digitale (DR & CR), ci si può chiedere se è ancora possibile produrre un'immagine radiografica non diagnostica. Certo, i sistemi digitali sono più tolleranti rispetto ai sistemi di radiografia convenzionale con schermo/pellicola per quanto riguarda la selezione dei fattori d'esposizione. Tuttavia, classici errori tecnici (come il malposizionamento, il movimento del paziente, non corretta identificazione del paziente, l'esame non corretto, e doppia esposizione), continuano a verificarsi nella frequenza abituale. La triste verità è che sia i sistemi DR che i sistemi CR sono soggetti a tante delle inaccurately della radiografia convenzionale, oltre che a molte nuove che sono un risultato diretto del modo in cui l'immagine digitale viene generata. La comprensione delle cause di entrambi vecchi e nuovi problemi è necessaria al fine di evitare tali imprecisioni e recuperare immagini inaccettabili.

Quando si parla di radiografia digitale bisogna fare la distinzione delle diverse modalità tecnologiche. Esiste da una parte la cosiddetta Computed Radiography (CR), cioè i sistemi di imaging che si basano sulla luminescenza fotostimolabile e la lettura tramite eccitazione laser. Dall'altra parte troviamo i sistemi di Direct Radiography (DR), sistemi che possono essere ulteriormente suddivise in due categorie, a seconda se la produzione del segnale elettrico avviene direttamente all'interno dello stesso rivelatore accoppiato al sistema di lettura delle cariche elettriche (thin film transistors - TFT) oppure se l'interazione dei Raggi X con il rivelatore produce luce che dev'essere opportunamente convertita in segnale elettrico con l'utilizzo di fotodiodi o rivelatori CCD (Charge Coupled Device) e accoppiati otticamente al sistema di lettura delle cariche (TFT).

Indipendentemente dalla tecnologia di acquisizione, una buona immagine radiografica può essere prodotta solo quando determinati requisiti sono soddisfatti. La scelta della tecnica di esposizione deve essere appropriata e comprende il potenziale di alta tensione (kV), la corrente del fascio (mAs), la distanza fuoco - detettore (SID = Source-to-Image Distance), la collimazione, la griglia antidiffusione, l'allineamento del raggio centrale, e il posizionamento del rivelatore e della parte anatomica per la proiezione desiderata.

Il rivelatore deve ricevere abbastanza raggi X per fare una buona immagine. Sottoesposizioni dovuti a pochi mAs o a un disallineamento dalla griglia antidiffusione generano immagini rumorose. Troppi raggi X sono un disservizio al paziente e oltre a violare il principio ALARA possono anche produrre immagini di qualità scadente.

Anche se il sistema digitale è più tollerante a una selezione dei fattori espositivi non corretti, non può compensare per il rumore in più o per la perdita di contrasto.

L'aumento nascosto della dose ("Exposure creep") è un fenomeno noto legato alla latitudine di esposizione molto ampia per i sistemi CR e DR. Gli osservatori tendono a lamentarsi del rumore nelle immagini quando l'esposizione va da un quarto alla metà del livello adeguato. D'altra parte, gli artefatti causati dalla sovraesposizione in genere non sono evidenti fino a quando l'esposizione supera di 10 volte il livello appropriato. Per evitare la spiacevole circostanza di ripetere

uno studio sottospeso i Tecnici di Radiologia tendono ad aumentare di routine la tecnica radiografica.

Pertanto, il potenziale di sovraesposizione lordo esiste. La densità ottica dall'immagine (OD), l'indicatore della corretta esposizione nei sistemi schermo-film, è arbitraria in DR e CR.

I sistemi di imaging radiografico digitale forniscono un indice di esposizione, un valore derivato dall'immagine attuale, che è anch'esso soggetto a interferenze.

Un'adeguata elaborazione dei dati delle immagini digitali è la chiave per produrre immagini di buona qualità. Tutti i sistemi DR e CR sono caratterizzati da una latitudine estremamente ampia e, collegato a un sistema di visualizzazione con un range dinamico relativamente ristretto, significa che le immagini digitali non elaborati hanno un contrasto molto basso. Lo scopo primario dell'elaborazione delle immagini è quello di massimizzare il contrasto nella parte dell'immagine che contiene i dettagli clinici rilevanti. Per fare questo, il software individua i bordi della collimazione o i bordi dell'anatomia d'interesse, e trascura i dettagli al di fuori di questo limite. Inesattezze nella collimazione possono causare problemi nell'individuazione del bordo, con una drammatica perdita di contrasto dell'immagine presentata su monitor. Una funzione aggiuntiva di elaborazione delle immagini è quella di personalizzare il contrasto nella regione di interesse. Questo tipo di elaborazione è specifico per le varie ditte produttrici, ma in grandi linee il funzionamento del software è simile. In base all'immagine originale vengono calcolate delle immagini "virtuali" modificate da algoritmi software particolari che saranno rielaborate con calcoli matematici specifici per la proiezione scelta in modo da poter enfatizzare il contrasto e la nitidezza delle strutture anatomiche d'interesse. Queste immagini secondarie vengono sovrapposte, sommate, all'immagine originaria e si avrà un'immagine finale con il contrasto ben bilanciato e i contorni anatomici ben distinguibili.

Errori nella scelta della proiezione anatomica possono provocare un trattamento inappropriato che porta a un'immagine di qualità insoddisfacente.

Uno scopo ausiliario di elaborazione delle immagini è quello di migliorare l'usabilità dell'immagine digitale. In questo sono inclusi la possibilità di aggiungere annotazioni, applicare il bordo nero, ruotare e capovolgere l'immagine, l'ingrandimento e la possibilità di coniugare immagini per esami particolari, come colonna per scoliosi. (stiching)

L'elaborazione delle immagini non è una panacea. Elaborando troppo i dati dell'immagine aumenta il rischio di creare degli artefatti che possono portare a una diagnosi scorretta.

L'elaborazione delle immagini per recuperare immagini non diagnostiche per prevenire una nuova esposizione dovrebbe essere l'ultima risorsa, non una attività di routine. Il ritrattamento di routine indica un problema con l'elaborazione automatica dell'immagine o della pratica tecnica.

L'elaborazione automatica dell'immagine comporta assunzioni circa la tecnica radiografica adottata, la composizione della regione anatomica radiografata, e una corretta collimazione.

Strategie per la riduzione della dose

Sottolineare l'adeguata collimazione e adottare le schermature in Pb

Meno anatomia è esposta alla radiazione minore è l'effetto per il paziente, e meno radiazione diffusa si creerà. Meno radiazione diffusa significa un migliore contrasto sull'immagine. Meno diffusione significa anche meno dose agli organi in prossimità del campo di radiazione. Consideriamo un caso, dove il torace di un neonato è stato ripreso con un campo 13x15cm, al controllo successivo il campo risulta essere 18x21cm. La dimensione del campo più grande da solo produce il doppio della dose, ma il campo irradiato ora include anche anatomia dell'addome, che si tradurrà in un equivalente di dose efficace superiore all'irradiazione del torace da solo.

Sforzi sostanziali sono stati dedicati a sviluppare software in grado di localizzare il bordo di collimazione sulle immagini digitali. Trovare il campo di esposizione consente al dispositivo digitale di ottimizzare il contrasto per la regione di interesse clinico. Ci sono delle regole di collimazione per alcuni rivelatori digitali per assistere il software nella ricerca di questi confini. I tecnici hanno bisogno di capire e seguire queste regole.

Una serie di fattori possono interferire con il rilevamento automatico dei bordi del campo di radiazione, collimazioni non parallele, l'uso di più campi su un plate, centratura non allineata, presenza di protesi (soprattutto quando si sovrappongono i confini).

Anche il posizionamento delle protezioni di piombo non è più banale, ma può influenzare negativamente la qualità dell'immagine, soprattutto quando la schermatura sovrasta al confine di collimazione, creando un bordo irregolare o curvo.

Fare un uso giudizioso della griglia anti-diffusione

L'utilizzo della griglia impone almeno un'aumento del 100% della dose al paziente, perché circa la metà della radiazione che altrimenti contribuisce all'immagine è assorbita dalla griglia stessa. Un'anatomia spessa genera una notevole dispersione, che degrada il contrasto sull'immagine, ma i pazienti dove l'uso della griglia è opportuno sono generalmente più anziani e quindi meno suscettibili alle radiazioni. Le condizioni quando la griglia anti-diffusione dovrebbe essere impiegata non sono universalmente accettate, ma fonti ampiamente citate suggeriscono l'utilizzo della griglia ogni volta che la parte del corpo è di spessore superiore a 10 cm e quando il potenziale del tubo è maggiore o uguale a 70kV.

Artefatti per il disallineamento della griglia con il raggio centrale del tubo a raggi X contribuiscono a ulteriori esami ripetuti e aumento della dose ai pazienti oltre a compromettere la qualità d'immagine.

Porre attenzione nel fare l'esposizione

Il malposizionamento è la causa più frequente per esami ripetuti in radiografia digitale, così come nella radiografia convenzionale. L'elaborazione delle immagini digitali non può ricostituire caratteristiche cliniche che non sono proiettate sul rivelatore. Ogni ripetizione evitata rappresenta un 100% di risparmio in dose al singolo paziente.

Ispirazione inadeguata è un'altra delle principali cause di immagini non diagnostici, in particolare per esami del torace a letto. Supponendo che questi due errori rappresentano circa il 50% degli esami ripetuti, e che il rateo di ripetizione totale potrebbe essere di circa il 5%, eliminando queste cause si riduce solo del 2,5% la dose totale alla popolazione dei pazienti.

Monitorare l'indice di esposizione

Con un sistema digitale una sotto- o sovraesposizione non risulta più in immagini troppo chiare o troppo scure. La maggior parte dei produttori di CR e DR calcolano un indicatore di esposizione basato sulla quantità di segnale che ha raggiunto il rivelatore o sulle condizioni di esposizione, e forniscono questi dati nel DICOM header di ogni immagine.

I programmi che monitorano l'indice di esposizione hanno dimostrato di essere efficace nel controllare i fattori di esposizione in DR e CR.

Ci si può chiedere perché un indicatore di esposizione è necessario: perché non basta guardare il valore di grigio dei pixel sull'immagine digitale? Il valore di grigio è il risultato della trasformazione postacquisizione dei dati dell'immagine per rendere ottimale la visualizzazione su monitor. Lo sganciamento dell'acquisizione dalla visualizzazione permette di applicare qualsiasi LUT (Look Up Table). I valori dei pixel possono anche essere diversi sulla stazione di acquisizione e sul display per la refertazione / consultazione. I valori dei pixel dipendono anche dalla scelta della Sensitivity Class o Speed Class, un parametro che regola l'amplificazione del segnale (AGFA). I valori dei pixel variano anche in funzione dell'energia o della filtrazione del fascio di raggi X.

Inoltre è di fondamentale importanza la selezione corretta della proiezione radiografica dal menu di identificazione dell'immagine, perchè il software confronterà i dati dell'immagine attuale con dei dati "standard" salvati nella memoria del PC. Una scelta sbagliata può portare a un'elaborazione non corretta e una visualizzazione non ottimale oltre che al calcolo sbagliato dell'indice di esposizione. Infine, non ci si può dimenticare che un'immagine non correttamente identificata non può essere accettata come prova in sede legale.

Utilizzare meno radiazioni per produrre l'immagine

I produttori possono definire quanta radiazione è necessaria al rivelatore per produrre un'immagine accettabile. Utilizzando meno radiazioni si rende l'immagine più rumorosa ed è richiesta una maggiore amplificazione, che a sua volta aumenta il rumore.

Bisogna quindi definire quanto rumore è accettabile per il radiologo senza compromettere l'efficacia diagnostica.

Applicare software dedicati per esami pediatrici

Le dimensioni anatomiche dei pazienti pediatrici sono molto diversi da quelli della popolazione adulta e in genere le immagini hanno meno contrasto. L'elaborazione delle immagini, come l'analisi dell'istogramma, che si basa sulle proiezioni degli adulti, può essere inappropriata per i pazienti pediatrici. Alcuni produttori di sistemi CR e DR offrono software specifici per gli esami pediatrici.

Si può arrivare a una riduzione della dose, amplificando di più il segnale, cioè selezionando una Sensitivity Class più alta. Per migliorare il contrasto e quindi

aumentare la diagnosticabilità dell'immagine si possono modificare i parametri dell'elaborazione.

Usare di più la radiazione che arriva al detettore e ridurre la radiazione che viene assorbita dal paziente

Forse il modo più semplice per farlo è quello di aggiungere un filtro di 2-3mm di alluminio o di 0,1-0,2 mm di rame per filtrare i raggi X meno energetici che contribuiscono solo alla dose del paziente e per niente all'immagine. Con i filtri bisogna modificare la tecnica d'esposizione (mAs aumentati) e ci sarà la necessità di cambiare le impostazioni dell'elaborazione immagine. Anche le caratteristiche di assorbimento delle radiazioni sono diverse nei sistemi CR e DR rispetto ai sistemi schermo-pellicole. Ciò significa che le tecniche radiografiche sviluppate per il sistema tradizionale possono essere non più ottimali. Ci si può aspettare che kVp più alti e l'adattamento dei mAs (riducendoli) possono portare a una notevole riduzione della dose al paziente fino a quando la riduzione del contrasto non è grave. Tuttavia, deve essere esercitata cautela nel svolgere quest'aumento di kV, purchè il rivelatore vede abbastanza contrasto, al fine di applicare correttamente l'elaborazione dell'immagine.

Un esempio recente unisce la tecnica ad alti kVp con una filtrazione addizionale di 1,6mm Cu e 1mm di Al per ottimizzare la visualizzazione delle vie aeree pediatriche.

Rivelatori più efficienti ad assorbire radiazioni.

Come accennato in precedenza, il rumore quantistico impone il limite inferiore per la quantità di radiazione che può essere utilizzata per produrre un'immagine. La quantità di rumore in un'immagine dipende dall'efficienza del sensore a catturare le radiazioni e la sua conversione in segnale. Questa quantità, conosciuto come Detective Quantum Efficiency (DQE), è già di circa 2,4 volte superiore nei sistemi DR in confronto a sistemi CR.

La DQE per CR può essere migliorata tramite la lettura del segnale da entrambi i lati del plate oppure da plates dove la struttura del materiale radiosensibile è aghiforme che consente di produrre rivelatori con uno spessore maggiore e quindi più efficiente senza sacrificare la risoluzione.

Riepilogo e conclusioni

Gli orientamenti pratici per una migliore qualità dell'immagine in radiografia digitale riguardano principalmente le competenze professionali degli utenti e la creazione di un efficace programma di controllo di qualità specificamente progettato per produrre una migliore qualità delle immagini cliniche.

Una sostanziale riduzione della dose associata a esami radiografici con CR e DR è possibile. Per raggiungere questo obiettivo è importante il livello di lavoro di squadra tra gli utenti.

I TSRM e i tecnici delle ditte devono cooperare per assicurare che i dispositivi siano correttamente configurati e gestiti. L'esperto di fisica medica e il radiologo devono cooperare per assicurare che le dosi sono monitorate e mantenute al livello più basso compatibile con la qualità diagnostica desiderata. I costruttori e la scienza del imaging devono cooperare al fine di migliorare le prestazioni dei sistemi hardware e software per la produzione di immagini CR e DR.

I radiologi devono sostenere e incoraggiare il personale nel reparto ad apprezzare l'importanza di un programma di controllo di qualità efficace. Inoltre, i TSRM e i radiologi che utilizzano la tecnologia dovrebbero ricevere una formazione adeguata per sviluppare le competenze professionali relative alla tecnologia CR e DR e devono svolgere anche un ruolo importante nel programma di controllo della qualità.

Una radiologia digitale di successo guadagnerà senza dubbio vantaggi incommensurabili da un programma di controllo della qualità efficace e da TSRM abili che utilizzano correttamente la tecnologia.

Glossario Digitale

ALARA – As Low As Reasonable Achievable: Il principio di radioprotezione. Le esposizioni alle radiazioni ionizzanti devono essere mantenute al livello più basso ragionevolmente ottenibile, facendo luogo a considerazioni economiche e sociali

Amorfo: Soltanto dopo lo sviluppo dei materiali amorfi era possibile costruire i rivelatori piatti (flat panel) delle dimensioni di 35x43cm. Le prime tecnologie a semiconduttore utilizzavano Silicio in forma cristallina singola e le dimensioni dei thin-film-transistors (TFT) erano limitate e il processo di costruzione era costoso. I materiali amorfi hanno la stessa struttura cristallina nelle piccole dimensioni, ma una struttura meno ordinata nelle grandi dimensioni.

a-Si (Silicio amorfo): Materiale utilizzato per i rivelatori diretti. La matrice di a-Si insieme alle linee elettriche di lettura costituiscono la parte dei dedettori dedicati alla lettura del segnale.

a-Se (Selenio amorfo): Materiale utilizzato per la rilevazione diretta del segnale radiografico. Uno strato di a-Se viene applicato sopra le matrici di a-Si(TFT).

Automatic Rescaling: Questa funzione del software assegna ai valori di grigio i valori di interesse nell'istogramma in modo da ottenere su monitor una luminosità prefissata indipendente dalla esposizione incidente sul rivelatore. Con i sistemi digitali la luminosità dell'immagine è consistente su un range che va fino a 50x-100x l'esposizione.

Bit depth (Profondità): Questo termine indica quanti valori di grigio sono disponibili per l'acquisizione e la presentazione. Per il calcolo si prende la formula 2^n dove n è il numero dei bit.

Es.: 8bit – $2^8=256$ livelli di grigio; 10bit – 1024 livelli di grigio; 12bit – 4096 livelli di grigio.

Contrast resolution – Risoluzione di Contrasto: La più piccola differenza di esposizione che il rivelatore è in grado di riconoscere. La risoluzione di contrasto è limitata dal range dinamico e dalla quantizzazione dei pixel (profondità in bit). La risoluzione di contrasto superiore rispetto ai sistemi schermo/pellicola è considerato uno dei maggiori vantaggi dei recettori digitali.

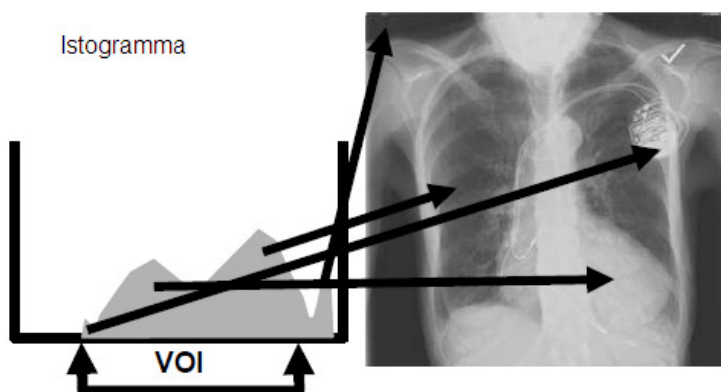
DQE (Detective Quantum Efficiency): È un indicatore dell'efficienza del rivelatore; indica il livello di dose necessaria per acquisire un'immagine ottimale. Il valore è calcolato confrontando il livello di rumore di un'immagine di un rivelatore confrontandolo con un rivelatore ideale, che come unica fonte di rumore presenta il segnale statistico dalla fonte radiogena. Il valore per i vari detettori è sempre inferiore a 1. (1 significa nessuna perdita di segnale). Predice quanto alta o bassa la dose al paziente può essere. Un DQE più alto significa che si può operare a una dose paziente più bassa. Esiste sempre un limite inferiore dato dal rumore quantistico dei raggi X (non si può scendere sotto un certo livello di mAs neanche con un rivelatore con DQE=1).

Dynamic range – Range dinamico: Il range di dose incidente entro il quale il detettore può produrre i dati dell'immagine. I sistemi digitali sono capaci di rispondere su un range di esposizioni molto più ampio rispetto ai sistemi schermo/pellicola. Il range dinamico più ampio permette di catturare più dettagli in un'immagine. Per visualizzare tutti questi dettagli, i monitor di presentazione devono permettere di aggiustare il WindowWidth e il WindowLevel. Il range dinamico dei monitor di visualizzazione/refertazione generalmente è più ristretto, anche se ultimamente ci sono monitor ad altissima risoluzione spaziale e range dinamico elevato.

Non confondere il termine range dinamico con latitudine di esposizione (utile).

Exposure Latitude – Latitudine di Esposizione: Il range di dose che produce un'immagine di qualità a basso rumore e una dose paziente appropriata e in linea al principio ALARA.

Histogramm – Istogramma: Un grafico che rappresenta il numero totale di pixel per ogni valore di grigio. Il software contiene un modello di istogramma per ogni tipo di anatomia/proiezione e per ogni modello è fissato un certo range di valori di grigio (VOI = Values Of Interest; valori d'interesse) i quali devono essere inclusi nell'immagine presentata su monitor.



Analisi dell'istogramma:

Il software confronta l'istogramma dell'immagine attuale con il modello salvato per l'anatomia/proiezione scelta. Una differenza significativa tra i dati dell'immagine attuale e i dati salvati può portare a un errore nell'analisi

dell'istogramma e come risultato si avrà un'immagine presentata su monitor di qualità minore.

Il software deve riconoscere i bordi di collimazione in modo da includere nell'istogramma soltanto i pixel che contengono informazione sull'oggetto d'interesse. Quando l'area irradiata non è riconosciuta correttamente, l'istogramma contiene i valori di pixel al di fuori dell'area esposta, e l'analisi e la rappresentazione dell'immagine non funzionano correttamente. Software più evoluti sono un po' meno restrittivi.

Image noise – Rumore: Tutte le immagini radiografiche presentano delle fluttuazioni di segnale che non sono in relazione con l'oggetto radiografato. Questo viene chiamato rumore (noise). In aggiunta al rumore quantistico dei raggi X, fenomeno che non può essere evitato, ogni sistema di imaging aumenta il rumore sull'immagine.

LUT Look-Up-Table: Una curva che assegna ai valori di grigio dei pixel dell'immagine un certo valore di luminosità per la presentazione su monitor. Per ogni anatomia/proiezione c'è una LUT prefissata, ma la LUT può essere anche modificata dopo.

Matrix - matrice: Il numero totale dei pixel che formano l'immagine, normalmente espresso in quanti pixel ci sono lungo le due direzioni dell'immagine.

MTF – Modular Transfer Function: Una misura dell'abilità del sistema di preservare la variazione del segnale (contrasto) in funzione della risoluzione spaziale.

Nyquist frequency – frequenza di Nyquist: La più alta frequenza spaziale che un rivelatore può registrare. La frequenza di Nyquist è la metà dei pixel/mm. Es. un sistema con 10 pixel/mm ha la frequenza di Nyquist di 5 paia di linee per mm.

Photodiode – fotodiode: Un elemento elettronico che converte luce in carica elettrica. Montato sui rivelatori flat panel indiretti converte la luce proveniente dallo strato di CsI in segnale elettronico.

Photoconductor – Fotoconduttore: Nei rivelatori flat panel diretti lo strato di Selenio amorfo converte i raggi X direttamente in carica elettrica. Queste cariche possono essere letti direttamente dalla matrice di a-Si (TFT).

Pixel – picture element: l'area più piccola rappresentata in un'immagine digitale.

Processing algorithm – Algoritmo di elaborazione: Un insieme di codici matematici usati dal software per generare l'immagine con la luminosità e il contrasto desiderato.

Questi algoritmi includono l'elaborazione della luminosità e del contrasto (gradient processing), l'elaborazione delle frequenze (Edge enhancement e smoothing) e altri metodi più complessi come l'equalizzazione (equalization).

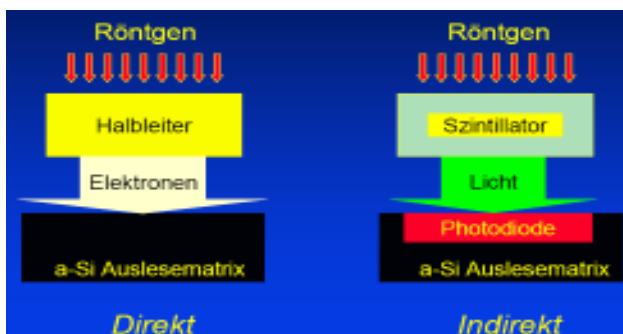
Il termine è riferito anche a tutte le operazioni matematiche che vengono applicati all'immagine dopo aver identificato l'anatomia/proiezione. Il software cercherà di combinare l'istogramma dell'immagine attuale con il modello di istogramma salvato per la determinata proiezione.

Scintillator – scintillatore: Un materiale che assorbe i raggi x e ri-emette parte dell'energia assorbita sotto forma di luce visibile. I flat panel TFT indiretti sfruttano questo fenomeno. Due materiali ad alta efficienza attualmente in uso sono il Ioduro di Cesio (CsI) e l'Ossisulfato di Gadolinio (GdSO₂).

Il primo è igroscopico (attira l'acqua) e deve essere isolato ermeticamente, mentre il secondo è più stabile ma ha una dispersione del segnale luminoso significativamente più alta (meno risoluzione spaziale).

Il GdSO₂ è anche il materiale contenuto nei schermi di rinforzo dei sistemi a schermo-pellicola ed è lo scintillatore usato negli apparecchi di scopia con amplificatore di brillantezza.

Il CsI è il materiale usato nelle gamma camere in Medicina Nucleare.



SNR - Signal to Noise Ratio – rapporto segnale rumore: Il rumore, specialmente il rumore quantistico, limita la nostra abilità di distinguere il bordo di un oggetto (differenza di segnale).

Il SNR può essere misurato per descrivere la cospicuità della rappresentazione di un oggetto test in condizioni di esposizione ben definite. Il DQE è la misura dell'efficienza con la quale il SNR dell'esposizione incidente viene preservato in un'immagine.

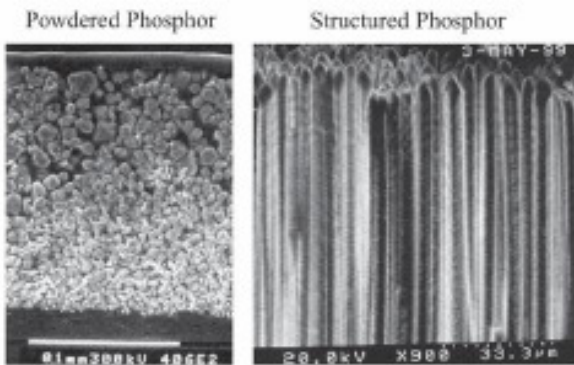
Spatial resolution – Risoluzione spaziale: Una caratteristica di ogni sistema di imaging. Definisce l'abilità di rappresentare due oggetti vicini come oggetti distinti sull'immagine. Normalmente espressa in paia di linee per mm (lp/mm). Al contrario come nei sistemi schermo-film, la risoluzione spaziale nei sistemi di imaging digitale non dipende dalla dose.

Speed - Scan Class – Sensitivity:

I rivelatori digitali possono operare entro un range di esposizioni più ampio (rispetto ai sistemi schermo-pellicola) il termine speed non è appropriato (Huda). Mentre con i sistemi schermo/pellicola speed indicava la classe di sensibilità e quindi determinava il range di esposizioni utili (la classe di sensibilità determinava la dose necessaria ad avere un annerimento di 1+velo in densità ottica), con i rivelatori digitale funziona all'incontrario. Sarà l'esposizione a determinare la classe di sensibilità con la quale opera il sistema.

Nel sistema CR AGFA il termine scanClass o sensitivity determina l'amplificazione del segnale di lettura. Aumentando la scanClass si dovrebbe diminuire l'esposizione (mAs), senza che il rumore aumenti troppo.

Structured (needle) phosphor – Fosfori strutturati: Lo strato sensibile dei plates ai fosfori luminescenti può essere depositato sotto forma di polvere o in una struttura a colonna, detta anche aghiforme. Questa configurazione può permettere di costruire uno strato sensibile più spesso e quindi ad efficienza aumentata, preservando la risoluzione spaziale.



Thin Film Transistor – TFT: Un elemento elettronico montato sui pannelli dei rivelatori diretti fatto di a-Si e le vie elettroniche. I TFT permettono di raccogliere le cariche di ogni pixel che vengono singolarmente inviate all'elettronica esterna per l'amplificazione e la quantizzazione (misurazione).

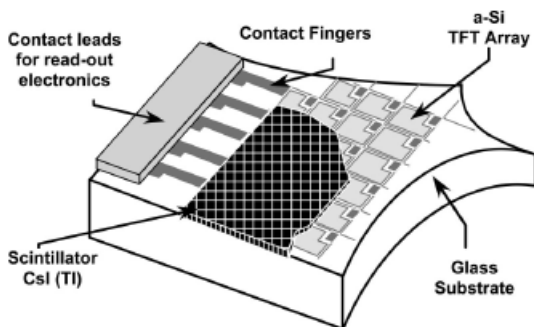


Figure 8. Diagram of an a-Si TFT array. The digital detector array is constructed from an a-Si TFT matrix deposited on a glass substrate. The CsI scintillator is deposited on the a-Si detector, and each light-sensitive diode element is connected by TFTs to control and data lines, so that charge produced in the diode in response to light emission from the scintillator is read out and digitized. (Courtesy of GE Healthcare, Waukesha, Wis.)