UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI SALERNO

FACOLTA' DI SCIENZE MATEMATICHE FISICHE E NATURALI

DIPARTIMENTO DI FISICA

MASTER DI 1 °LIVELLO

VERIFICA DI QUALITA' IN RADIODIAGNOSTICA MEDICINA NUCLEARE E RADIOTERAPIA

TESI

TECNICHE DI RIVELAZIONE DI RAGGI X PER IMAGING MEDICO

RELATORE DOTT. A. DI BARTOLOMEO CANDIDATO DOTT. GIOVANNI PATIMO MATR. 0570200013

ANNO ACCADEMICO 2004/2005

Indice

		Pagina
Introduzione		3
1	Immagini mediche	
	1.1 Perché il digitale	5
	1.2 Fattori caratterizzanti una immagine digitale	10
	1.3 Proprietà di un rivelatore	13
2	Rivelatori di RX per imaging medico	
	2.1 Rivelatori a scintillazione	14
	2.2 Scintillazione nei cristalli	16
	2.3 L'intensificatore di Brillanza	20
	2.4 Il fluoroscopio analogico	22
3	La radiografia computerizzata	
	3.1 I fosfori di storage	24
	3.2 Scansione laser	28
4	La radiografia digitale	
	4.1 CCD	31
	4.2 Schemi di utilizzo di un CCD	34
5	La moderna radiografia digitale	
	5.1 I tft – thin film transistor	36
	5.2 Rivelatore diretto	38
	5.3 Rivelatori indiretti	40
	5.4 Considerazioni sulla Detective Quantum Efficiency	42
	5.5 Proposta di un rivelatore di RX	43
	Conclusioni	46
	Bibliografia	47

Introduzione

Negli ultimi anni sono stati sviluppati diversi metodi di imaging che sfruttano generatori di raggi x convenzionali, ma invece di esporre pellicole che poi devono essere sviluppate con un processo chimico in una camera oscura, usano ricettori che producono una immagine digitale visualizzabile su di uno schermo.

Attualmente si stima che oltre il 70% di tutti gli esami clinici che richiedono l'acquisizione di immagini sono realizzati utilizzando tecniche analogiche tradizionali del tipo "schermopellicola" ciò nonostante la naturale evoluzione delle scienze radiologiche sarà senza dubbio la tecnologia digitale.

Anche se sono ben note le difficoltà connesse ad una definizione scientifica della qualità di un'immagine diagnostica, lo sviluppo dei nuovi sistemi di acquisizione dell'immagine evolve continuamente verso un sempre più elevato rapporto qualità di immagine – dose al paziente.

Con i metodi tradizionali non è possibile separare i processi di rivelazione e di rappresentazione dell'immagine, mentre con la radiografia digitale si hanno tre processi distinti, quindi singolarmente ottimizzabili.

Le apparecchiature di Computed Radiography basate su lastre ai fosfori (Photostimulable Plates Computed Radiography CR-PSP) rappresentano un sistema ben collaudato e ampiamente accettato dalla comunità radiologica anche se, probabilmente, presto dovranno lasciare il posto ai sistemi di radiografia con pannelli rivelatori (Flat Panel Detectors - FPD).

Nell'ultimo decennio, tuttavia, lo sforzo scientifico e tecnologico prevalente è stato rivolto allo sviluppo di rivelatori a pannelli piatti (Flat Panel Detectors - FPD) di ampie dimensioni che consistono in uno strato di rivelazione depositato su di una matrice attiva di silicio Amorfo (Active Matrix Array - AMA) transistors a film sottile (Thin Film Transistors - TFT).

Questi sistemi sono classificati come a rivelazione diretta o indiretta, in relazione alle caratteristiche dello strato che assorbe i fotoni X.

Nei sistemi a conversione diretta, i quanti di radiazione sono assorbiti in uno strato fotoconduttore, comunemente Selenio amorfo, e producono coppie elettrone-lacuna.

Sotto l'influenza di un forte campo elettrico creato tra le superfici esterne, le cariche sono separate e guidate verso gli elettrodi collettori del TFT, dove vengono immagazzinate. Un

opportuno circuito di lettura, controllando lo strato dei TFT scarica i singoli, costruendo così l'immagine.

Nei sistemi a conversione indiretta, il fotone è assorbito in uno strato di materiale scintillante (CsI o alogenuri di terre rare, come quelli usati negli schermi di rinforzo radiografico): la luce prodotta viene poi raccolta da una matrice di fotodiodi che provvede a convertirla in carica elettrica. Come materiale scintillante il più largamente impiegato è oggi lo CsI, strutturato in microcristalli delle dimensioni di una decina di micrometri di diametro, che costituiscono una efficace "guida di luce". Si riduce così lo sparpagliamento laterale dei fotoni luminosi, con aumento della definizione dell'immagine. I passi successivi, ottenuti con l'impiego di AMA, sono simili a quelli dei sistemi a conversione diretta.



Le ragioni dell'ampia diffusione di queste apparecchiature sono: tolleranza in esposizione (ampia linearità e latitudine permettono di ridurre significativamente il numero di esposizioni ripetute), facilità di gestione (le immagini digitali meglio soddisfano esigenze di elaborazione, trasmissione e archiviazione) e, per ultimo ma non per ciò meno importante, compatibilità con gli apparecchi radiologici esistenti.

E' evidenziata la necessità di sviluppare e implementare appropriati protocolli di controllo della qualità di questi sistemi.

1 Immagini mediche

1.1 Perché l'immagine digitale?

L'interpretazione delle immagini biomediche, demandata all'occhio esperto di Radiologi e Medici Nucleari, dipende spesso dalla visibilità di importanti dettagli contenuti nell'immagine. Questi ultimi a loro volta sono soggetti a limiti sia oggettivi che soggettivi.

I fattori oggettivi e soggettivi condizionano pesantemente la corretta interpretazione delle immagini biomediche e ne riducono di conseguenza l'accuratezza diagnostica.

Tra i primi ricordiamo soprattutto la percezione di un determinato reperto, che varia considerevolmente in rapporto all'esperienza del radiologo, alle condizioni tecniche di registrazione dell'immagine e a quelle ambientali di illuminazione, e il rendimento dell'osservatore, che risulta tutt'altro che costante ed estremamente sensibile al variare delle condizioni di osservazione. Tra i parametri oggettivi che intervengono nel limitare la visibilità citiamo soprattutto la risoluzione spaziale , cioè la capacità di registrare come separate due strutture situate a corta distanza l'una dall'altra e il contrasto, che è rappresentato dalla possibilità di visualizzare, con diversi livelli di grigio nell'immagine in bianco e nero, due strutture caratterizzate da valori simili di interazione con le radiazioni ionizzanti.

Per anni Radiologi, Medici Nucleari, Fisici hanno analizzato tutti questi fattori cercando di intervenire su di essi ai fini di un miglioramento delle "prestazioni" cliniche offerte dalle immagini mediche.

La parola digitale deriva dal vocabolo inglese "digit" che vuol dire cifra, numero, perciò "immagine digitale" significa letteralmente immagine "numerica".

Le immagini radiografiche convenzionali su pellicola, dette anche immagini analogiche, sono formate da un insieme di granuli di sali di argento che, ossidati dall'esposizione alle radiazioni X, precipitano durante il trattamento trasformandosi in grani di argento che appaiono di colore nero.

Questi granuli, distribuendosi in maggiore o minore concentrazione sul supporto trasparente della pellicola, determinano nei diversi punti le differenti tonalità di grigio caratteristiche di questo tipo di immagine (figura 1).



L'immagine digitale, invece, non e' formata da granuli di argento ma da, microscopici quadratini, denominati "pixel" (da "picture elements" = elementi dell'immagine). Ciascun quadratino presenta nel suo interno un'unica tonalità di grigio, tale tonalità varia per i diversi pixel a seconda dei punti dell'immagine e tutti i pixel uniti assieme formano una matrice bidimensionale o tridimensionale che da' origine all'immagine finale.

Ad ogni pixel viene assegnato un numero, il cui valore assoluto corrisponde ad una determinata tonalità nella scala dei grigi.

Se n,m individuano la posizione di un pixel l'immagine è una funzione discreta I(n,m).

Maggiore sarà il valore di questo numero, più il pixel tenderà al bianco su di un monitor televisivo; viceversa, per valori numerici che si avvicineranno allo zero, la tonalità acquisita dal pixel tenderà al nero.

Per le immagini a colori il tipo di discorso è simile, anche se in questo caso i diversi pixels assumeranno una differente gradazione dei tre colori principali: rosso, verde e blu. Queste gradazioni, sommandosi tra loro, produrranno una differente tonalità di colore finale per ogni pixel. L'insieme bidimensionale o tridimensionale di tutti i pixel forma l'immagine digitale a colori.



L'immagine digitale, quindi, altro non e' che una matrice di numeri e, come tale, rispetto ad una immagine analogica, presenta l'enorme vantaggio di poter essere utilizzata da un calcolatore elettronico che può visualizzarla su di un monitor, memorizzarla nel suo archivio elettronico, inviarla a distanza ad un altro calcolatore, utilizzando un semplice collegamento telefonico, condividerla con altri computer per attività di telediagnosi o di teleconsulto (figura 2).

A differenza delle immagini analogiche, che possono essere esaminate solo sul supporto e nel formato in cui vengono prodotte, le immagini digitali esistono in forma elettronica e pertanto possono essere visualizzate in qualunque formato e su qualunque tipo di supporto: monitor del computer, pellicola o carta.

Oltre a questi innegabili vantaggi, esistono molte altre motivazioni che fanno preferire l'uso di immagini digitali rispetto a quelle di tipo tradizionale analogico. Tali vantaggi hanno determinato negli ultimi anni lo sviluppo e la diffusione di Sistemi Elettronici di Archiviazione e Gestione delle Immagini Digitali (PACS).

Le immagini digitali possono essere archiviate insieme con i relativi referti, oppure possono essere integrate nell'interno di una cartella clinica elettronica, ed essere richiamate in qualunque momento unitamente con le altre informazioni cliniche.

E' possibile controllare rigorosamente l'accesso ai dati memorizzati, limitandolo al solo personale sanitario direttamente coinvolto nell'attività diagnostico-terapeutica di un determinato paziente, e conoscendo esattamente il numero di volte e l'identità delle persone che hanno preso visione di quei dati.

I costi di gestione, una volta effettuato l'ammortamento degli eventuali investimenti iniziali, sono sicuramente inferiori rispetto a quelli tradizionali. Gli archivi digitali infatti occupano solo una piccola parte dello spazio occupato per es. da un archivio di pellicole, con una spesa per i supporti elettronici necessari alla memorizzazione di una immagine che e' pari ad 1/100 – 1/1000 del costo attuale della pellicola.

Ma la caratteristica più importante delle immagini digitali e', senza dubbio, la possibilità di modificarne le caratteristiche a seconda delle necessità per mezzo di algoritmi di elaborazione.

Tali algoritmi, costruiti per esaltare alcune componenti di una immagine, possono migliorare notevolmente le capacità di visualizzazione dell'occhio umano e consentire l'identificazione di particolari che altrimenti potrebbero essere persi.

Nella Diagnostica per Immagini e nella Medicina Nucleare, le immagini digitali possono essere prodotte direttamente o indirettamente. La produzione diretta avviene quando l'immagine viene acquisita già in formato digitale, come nel caso della radiografia digitale, della TAC, della PET.

Nella produzione indiretta, invece, l'immagine viene acquisita prima in forma analogica e poi trasformata in formato digitale (conversione analogico-digitale), come avviene per esempio in alcuni sistemi di fluoroscopia digitale, dove l'immagine si forma prima sullo schermo fluorescente e poi viene digitalizzata mediante una telecamera con sensori allo stato solido. Altra procedura molto utilizzata per la digitalizzazione di immagini analogiche è quella che comporta l'uso di uno scanner per pellicole.

In tal modo è possibile, nel primo caso, introdurre nell'interno di un PACS anche immagini radiografiche tradizionali e, nel secondo, trasformare qualunque tipo di immagine analogica, anche quella su supporti non trasparenti, in formato digitale.

Nella conversione analogico-digitale va sempre tenuta ben presente l'accuratezza della trasformazione, perchè questa conversione si accompagna sempre ad una perdita di una parte di informazioni.

Prendendo nuovamente in considerazione la nostra immagine radiografica su pellicola, le tonalità di grigio in essa presenti sono innumerevoli, anche se l'occhio umano non riesce a percepirne più di 14- 16 differenti; per trasformarla in una immagine digitale queste molteplici tonalità vengono ridotte ad un numero più contenuto.

Si definisce una scala con 1000 o 2000 differenti gradazioni di grigio e si assegna poi a ciascun pixel, in cui viene suddivisa l'immagine, un determinato valore in questa scala.

Nella trasformazione di una immagine radiografica in formato digitale si realizza la perdita di informazioni precedentemente segnalata.

Ciò si verifica su due piani differenti: il primo riguarda la compressione di una scala formata da moltissimi valori di grigio che viene ridotta a soli 1000 o 2000 valori differenti, il secondo e' in relazione con le dimensioni dei pixel che utilizziamo per trasformare la nostra immagine che, per quanto piccole, saranno sempre superiori a quelle di un granulo di argento (diametro di circa 1 micron).

Quindi per stabilire l'entità di questa perdita di informazioni dobbiamo prendere in considerazione i due più importanti parametri che caratterizzano una immagine digitale: la risoluzione spaziale, definita dal numero di pixel che formano la matrice dell'immagine, ed il range dinamico, determinato dal numero di valori di grigio presenti nell'immagine.

Se volessimo ottenere una immagine digitale con la stessa risoluzione spaziale di quella analogica, un radiogramma di formato 35 x 43 cm dovrebbe essere scomposto in una matrice di 175.000 x 215.000 pixel.

Tali dimensioni appaiono spropositate soprattutto in considerazione dello spazio di memoria necessario per archiviare tale immagine (37,6 Gbytes) e del fatto che l'attuale tecnologia dispone di monitor per la visualizzazione con risoluzione massima di circa 2000 x 2000 punti. E' perciò necessario ridurre la matrice a valori più accettabili e con essa si ridurrà necessariamente la risoluzione spaziale in conseguenza dell'aumento delle dimensioni dei pixel.

Se però consideriamo che in condizioni ottimali, elevata frequenza e massimo contrasto, la risoluzione spaziale dell'occhio umano non si spinge al di sotto di 0,1 mm, allora i valori della matrice, sempre per una immagine di formato 35 x 43 cm, possono scendere a 4096 x 5032 pixel, ampiamente compatibili con gli spazi ed i costi delle memorie di massa attuali.

Esistono dei parametri oggettivi che governano il contenuto informativo delle immagini digitali determinando quindi la possibilità di individuare la loro qualità. Tali parametri sono simili a quelli che consideriamo per le immagini analogiche, anche se nelle immagini digitali assumono maggiore importanza perché i sistemi elettronici sono molto più sensibili al degrado delle immagini di quanto non lo sia l'occhio umano. Inoltre, esistono dei fattori aggiuntivi che intervengono provocando un generale peggioramento della qualità dell'immagine ed agiscono in modo del tutto casuale e possono essere solo parzialmente controllati, per ridurre i loro effetti, ma mai eliminati completamente. Essi intervengono producendo rumore, cioè inducendo un degrado o una perdita di una parte delle informazioni contenute nell'immagine. Il rumore e' quindi una componente intrinseca, anche se indesiderata, dei processi di acquisizione e trattamento delle immagini, sia di quelle analogiche che di quelle digitali, ma riveste un ruolo sicuramente più importante nelle apparecchiature digitali dove i sistemi elettronici sono particolarmente gravati da alcuni tipi specifici di rumore.

1.2 Fattori caratterizzanti una immagine digitale

I fattori più importanti che determinano le caratteristiche qualitative di una immagine digitale sono rappresentati dalla risoluzione spaziale e da quella di contrasto.

La risoluzione di contrasto fa riferimento alla capacità di differenziare strutture vicine mediante tonalità diverse di una scala di grigi.

Il contrasto di una immagine, quindi, è ciò che ci consente di percepire le informazioni contenute nell'immagine stessa, ma, come si può ben comprendere se prendiamo ad esempio le immagini TC, non è solo importante una elevata risoluzione di contrasto, per registrare anche le più piccole differenze esistenti tra strutture vicine, bensì risulta necessario avere la possibilità di modificare il contrasto in modo selettivo all'interno dell'immagine.

La risoluzione di contrasto viene espressa dal numero di livelli di grigio distinguibili nell'immagine. Nei sistemi digitali questo numero e' pari al numero di bit che codificano per ciascun pixel. Si passa perciò dai 15- 16 livelli di grigio percepibili in una immagine analogica ad almeno 256 livelli di un sistema ad 8 bit, che attraverso la regolazione della finestra consente una utilizzazione ottimale delle informazioni contenute nell'immagine.

Altri parametri ben codificati, da cui dipende la qualità d'immagine, sono l'uniformità spaziale e la linearità.

L'uniformità spaziale rappresenta l'attribuzione di uno stesso valore numerico a tutti i pixel relativi ad un'area omogenea e costante.

La valutazione di questo aspetto riveste notevole significato nell'esecuzione dei controlli periodici sui sistemi elettronici e nella messa a punto di fantocci di calibrazione.

Concettualmente collegata alla uniformità spaziale è la linearità.

Con essa si esprime il rapporto di diretta proporzionalità esistente tra la densità di un punto dell'oggetto di riferimento ed il valore registrato per il pixel corrispondente.

Si è più volte accennato all'esistenza di una entità di disturbo, il rumore, che agisce in senso negativo nei confronti della qualità delle immagini. Esso è il risultato di diversi fattori che, seppur con meccanismi diversi, agiscono degradando le caratteristiche delle immagini. Tale azione può talvolta raggiungere livelli tali da rendere le immagini prive di significatività. Infatti se due strutture anatomiche di diversa opacità presentano differenze di assorbimento minori od uguali al rumore del sistema, esse saranno tra loro indistinguibili. Pertanto la valutazione del rumore di un sistema elettronico assume particolare rilievo; ma un significato

assai maggiore riveste la misura dell'effetto del rumore nel processo di formazione delle immagini.

Il rapporto segnale/rumore esprime una valutazione oggettiva di questa interferenza ed è sicuramente un elemento importante per un giudizio accurato della qualità di un sistema digitale. Come già espresso in precedenza, ricordiamo che il rumore è una componente inscindibile del segnale e pertanto anche l'analisi più accurata delle fonti di rumore ci potrà consentire solo di incrementare il valore del rapporto segnale/rumore senza pero poter mai eliminare la presenza di questa sgradita componente.

Le principali fonti di rumore sono rappresentate dal rumore quantico, dal rumore elettronico, dal rumore del convertitore analogico-digitale e dal rumore indotto dai processi di elaborazione.

Il rumore quantico è comune sia ai sistemi analogici che a quelli digitali poiché dipende dal meccanismo stesso di produzione dei raggi X a livello del tubo radiogeno e dalla interazione di questi con la materia: esso è dovuto alla natura discreta dei raggi x assorbiti.

In un sistema di fluoroscopia digitale le principali sorgenti di rumore elettronico sono rappresentate dalle telecamere e dall'intensificatore di brillanza, mentre in radiografia digitale con pannelli fotosensibili, il sistema di lettura laser rappresenta sicuramente la fonte più importante.

Il rumore elettronico può essere contenuto il più possibile utilizzando componenti di elevata qualità e schermatura totale dei cavi, ma anche apparecchiature altamente affidabili presentano un certo grado di rumorosità.

Il rumore del convertitore analogico-digitale è esclusivo dei sistemi digitali.

Questa apparecchiatura trasforma una grandezza analogica in dati digitali, campionando un segnale continuo e rappresentando i valori delle campionature sotto forma di valori interi finiti.

Pertanto, oltre al rumore elettronico, va preso in considerazione anche l'errore implicito nel processo di conversione che dipende direttamente dal numero di bit che codificano per ciascun pixel e dall'ampiezza del range dinamico.

Questo tipo di rumore, che spesso viene indicato con il nome di rumore di quantizzazione, può essere contenuto a livelli praticamente trascurabili digitalizzando le immagini a 12 bit (4096 livelli).

Anche nella conversione digitale-analogica, che interviene nel processo di trasformazione dei dati numerici in segnale elettrico da inviare al monitor televisivo, verrà introdotto un rumore che normalmente presenta un'entità trascurabile.

Il rumore legato ai processi di elaborazione si genera durante il trattamento dei dati.

Infatti qualunque procedimento di elaborazione numerica delle immagini, anche se conduce ad una migliore percezione di una parte delle informazioni in esse contenute, altera i dati originali e, quindi, introduce una certa quota di rumore.

Per fortuna la tecnologia attuale è tale che il rumore nei sistemi di buon livello viene contenuto entro limiti perfettamente accettabili, anzi le più moderne apparecchiature elettroniche presentano un rapporto segnale/rumore sempre più elevato.

1.3 Proprietà di un rivelatore

Le proprietà che un rivelatore usato in radiologia deve avere sono:

Efficienza quantistica : Misura dell'efficienza del sistema nella rivelazione della radiazione (fotoni). È quindi il rapporto del numero di fotoni che contribuiscono effettivamente all'immagine sul numero totale di fotoni che incidono sul rivelatore;

<u>Risoluzione spaziale</u> : è la capacità del sistema di riprodurre fedelmente particolari radiologici piccoli e ad alto contrasto si misura in coppie di linee per millimetro (pl/mm);

Funzione di trasferimento della modulazione (MTF): è la funzione che mette in relazione la risoluzione spaziale e la risoluzione di contrasto, la MTF descrive in modo completo la perdita di informazione nel processo che va dall'acquisizione alla visualizzazione dell'immagine al diminuire delle dimensioni dell'oggetto indagato per un sistema radiologico sia convenzionale che digitale. E' ottenuta come il rapporto fra l'informazione disponibile in ingresso e l'informazione effettivamente fornita dal sistema radiologico;

<u>Rumore</u> : esprime la granulosità del sistema e limita la visibilità di particolari a basso contrasto. In un sistema di radiologia digitale si può scomporre in: rumore quantico, rumore fisso.

Rumore quantico={rumore fotoni luce, rumore fotoni X}.

E' dovuto alla natura stocastica dei processi di assorbimento della radiazione incidente o della luce per cui il numero di fotoni assorbiti varia da punto a punto del rivelatore. Se M è il numero medio di fotoni assorbiti per unità di superficie, la fluttuazione, nel numero di fotoni assorbiti, è data dalla deviazione standard della distribuzione;

Il **range dinamico** è la capacità di rivelare le variazioni di attenuazione del fascio;

<u>Uniformità</u> di un rivelatore è la capacità che ha ciascun pixel di rispondere allo stesso modo se viene illuminato uniformemente;

Velocità di acquisizione;

Costo.

2 Rivelatori di RX per imaging medico

2.1 Rivelatori a scintillazione

La rivelazione di una particella ionizzante o di un fotone che incide su un rivelatore a scintillazione può schematizzarsi nel modo seguente (vedi figura 3) :

1. Assorbimento della particella da parte dello scintillatore ;

2. Processo di scintillazione in cui l' energia rilasciata dalla particella primaria nel rivelatore viene convertita, con meccanismi che esamineremo in seguito, in fotoni appartenenti allo spettro visibile ;

3. Trasmissione dei fotoni generati dallo scintillatore al fotocatodo ;

4. Assorbimento dei fotoni da parte del fotocatodo con conseguente emissione di elettroni che vengono accelerati e moltiplicati dal fotomoltiplicatore;

5. Raccolta del segnale di uscita ;



Figura 3

E' bene precisare che l'assorbimento di energia da parte della materia e la successiva riemissione di radiazione nella zona del visibile prende in generale il nome di luminescenza. Se l'emissione avviene in tempi dell'ordine di $10^{-7} - 10^{-8}$ secondi il processo si chiama fluorescenza, se avviene in tempi molto maggiori di 10^{-7} secondi (i tempi possono variare dai microsecondi alle ore) allora si parla di processi di fosforescenza.

L'eccitazione può avvenire utilizzando particelle (o fotoni) di bassa energia (bande ottiche o UV) o particelle(fotoni) di alta energia (E>1keV); in quest'ultimo caso in presenza di emissione di luce parleremo, invece che di luminescenza, di scintillazione.

I cristalli più utilizzati quali scintillatori sono NaI:Tl, CsI:Tl e BGO tra cui i primi due sono scintillatori estrinseci (ovvero drogati opportunamente per ottenere l'effetto) mentre l'ultimo è intrinseco.

2.2 Scintillazione nei cristalli

Allorché una particella ionizzante o un fotone attraversa un cristallo scintillante, essa rilascia in esso una certa quantità di energia E (processo di ionizzazione, effetto fotoelettricocompton, produzione coppie) e solo una frazione di quest'ultima da luogo a transizioni elettroniche dalla banda di valenza a quella di conduzione (che sono separate da una zona detta banda proibita o gap) con conseguente formazione di una lacuna positiva nella banda di valenza(processo di assorbimento) figura.4.





L' elettrone e la lacuna, così prodotti, sono in grado di muoversi liberamente nel cristallo e, dal momento che tra loro si ha una interazione colombiana, è possibile che in alcuni casi si creino degli stati a due particelle, di tipo idrogenoide, con un legame stabile a cui si da il nome di eccitoni.

In presenza di eccitoni, l'elettrone e la lacuna non diffondono in modo indipendente nel cristallo ma costituiscono uno stato legato caratterizzato da un insieme di livelli energetici situati appena sotto della banda di conduzione.

Possiamo dunque dire che l'eccitone è uno stato mobile eccitato neutro che diffonde al interno del cristallo e può cedere la sua energia di formazione in processi di ricombinazione con conseguente emissione di luce (figura 5).

Si chiamano eccitoni di Frenkel quelli in cui l'elettrone e la lacuna sono fortemente legati; in questo caso l'eccitazione ha luogo in un solo atomo e si trasferisce da un atomo all' altro. Si chiamano eccitoni di mott -Wennier quelli in cui la coppia elettrone lacuna sono debolmente legati; in questo caso l'eccitazione non avviene nello stesso atomo e la distanza tra elettrone e lacuna è grande rispetto a quella reticolare.



Figura.5 Meccanismo di luminescenza in uno scintillatore estrinseco

In generale nei cristalli scintillanti puri (scintillatori intrinseci) i processi di ricombinazione (diseccitazione) con emissione di fotoni sono di bassa efficienza ed il fotone emesso non appartiene alla banda ottica ma cade nella zona violetta-ultravioletta.

Per aumentare l'efficienza luminosa durante i processi di ricombinazione, nei cristalli vengono aggiunte opportune impurità (scintillatori estrinseci) dette centri attivatori .

La loro presenza modifica la struttura a bande del cristallo puro nel senso che vengono a formarsi degli stati di energia all' interno della banda proibita.

Se tali livelli elettronici non sono occupati, gli elettroni che si muovono nella banda di conduzione possono essere catturati da tali centri e successivamente diseccitati con transizioni radiative.

Tali centri sono prevalentemente di tre tipi:

1. Centri luminescenti per i quali la transizione al livello fondamentale avviene con emissione luminosa ;

2. Centri di spegnimento in cui la diseccitazione avviene per via fononica (vibrazione del reticolo) senza emissione di luce ;

3. Trappole che sono costituite da livelli metastabili dai quali gli elettroni possono transire nuovamente nella banda di conduzione per assorbimento di energia termica o subire una transizione radiativa al livello fondamentale che può avvenire anche in tempi lunghi.

Possiamo allora schematizzare i processi che avvengono all'interno di uno scintillatore estrinseco nel modo seguente.

La radiazione primaria produce una coppia elettrone lacuna eccitando l' elettrone dalla banda di valenza a quella di conduzione.

La coppia così prodotta migra nel cristallo raggiungendo il centro attivatore che cattura l' elettrone presente nella banda di conduzione.

A sua volta la lacuna ionizza in centro strappando un elettrone dal suo stato fondamentale rendendo possibile una transizione dell' elettrone, presente nello stato eccitato del sito attivatore, allo stato fondamentale con possibile emissione di luce, la cui energia h è minore di Eg in tempi dell' ordine di 10^{-7} sec.

Dal momento che i tempi di migrazione delle coppie sono molto minori della vita media del livello eccitato dell'attivatore, possiamo ritenere che tutti gli attivatori decadono contemporaneamente.

Si possono però verificare diversi processi competitivi a quello ora descritto.

Ad esempio (figura 6) l' elettrone catturato dall' attivatore può trovarsi in uno stato eccitato E1 la cui transazione radiativa al livello fondamentale E0 è proibita.

In questo caso è necessario fornire al sistema un'energia addizionale per far si che l'elettrone si porti allo stato E2 da cui può decadere radiativamente a quello E0.

Tale energia addizionale è dovuta all'assorbimento di fononi (energia termica) ceduti dal reticolo; si tratta di processi con tempi caratteristici molto più lunghi di quelli descritti in precedenza per cui il centro attivatore emette luce di fosforescenza.





Esaminiamo ora con maggior dettaglio il meccanismo di luminescenza che avviene in un centro attivatore (modello di von Hippel, 1936).

In riferimento alla figura 7, le curve aAa, bBb rappresentano le ampiezze vibrazionali del centro nello stato fondamentale ed in quello eccitato rispettivamente in funzione della coordinata configurazionale Q (che descrive le posizioni dei nuclei nel reticolo cristallino).



Figura 7

L' eccitazione del centro (che peraltro può essere prodotta anche dall' assorbimento diretto di un fotone h) produce una transizione AC. Il sistema, dopo tale transizione, non si trova nello stato di minima energia e l' eccesso di energia vibrazionale viene dissipato termicamente con la transizione CB.

La transizione BD origina il fotone di luminescenza di energia h ed il sistema ritorna nello stato fondamentale dissipando l' eccesso di energia vibrazionale per via termica: transizione DA.

Si vede dunque che, anche nel caso di assorbimento diretto da parte di un centro di un fotone di energia h , l' energia dei fotoni di luminescenza h è minore di quella assorbita (spostamento di Stokes).

Questo fenomeno unitamente al fatto che l'emissione dovuta alla diseccitazione del sito attivatore produce comunque transizioni caratterizzate da un energia minore di Eg, fa si che lo spettro di emissione è spostato verso lunghezze d'onda maggiori rispetto a quelle proprie dell' assorbimento del cristallo.

Ne viene che il cristallo è trasparente rispetto alla luce emessa dai siti attivatori; gli effetti di una possibile sovrapposizione delle bande di assorbimento con quelle di emissione (autoassorbimento) con conseguente riduzione della luce emessa sono sensibilmente ridotti.

In generale le curve dell' energia potenziale dello stato fondamentale e di quello eccitato possono avere un punto di intersezione F.

Può dunque accadere che il sistema eccitato nello stato C assorba fononi dal reticolo portandosi nello stato F(energia di attivazione Ea = Ef - Ec fortemente dipendente dalla temperatura) da cui decade, per il rilassamento termico, allo stato fondamentale A.

Tale processo è competitivo con quello radiativo e si può dire che per kt<<Ea dominano le transizioni radiative, nel caso contrario quelle fononiche per cui si assiste ad uno spegnimento della luminescenza.

Osserviamo inoltre che accanto alla migrazione indipendente dell' elettrone e della lacuna, in alcuni casi, come abbiamo già visto, la particella primaria dà luogo ad eccitoni che migrano congiuntamente nel cristallo fino ad essere catturati dal centro attivatore e dare origine a transizioni radiative.

2.3 L'intensificatore di brillanza

Benché i sistemi screen-film siano eccellenti per la radiografia, essi non sono utili per la fluoroscopia, dove sono prodotti bassi livelli di raggi X e le immagini devono essere presentate pressoché immediatamente.

In effetti, le immagini fluoroscopiche non sono utilizzate generalmente per formulare una diagnosi, ma più spesso sono un aiuto nella realizzazione di compiti come l'avanzamento di cateteri nei vasi sanguigni durante l'angiografia.

In fluoroscopia gli intensificatori di brillanza sono utilizzati in concomitanza con le camere televisive.

Un intensificatore di brillanza rileva l'immagine a raggi X e la converte in un'immagine di luce visibile, che viene trasferita attraverso lenti ad una camera televisiva per essere visualizzata su un monitor.

La struttura di base di un intensificatore di brillanza a raggi X è mostrata in figura 8.



Figura 8 : Intensificatore di brillanza per il fluoroscopio.

Le componenti sono contenute in una struttura di vetro o metallo sottovuoto.

I raggi X entrano attraverso una finestra a basso assorbimento e quindi urtano con un fosforo drogato con CsI: i raggi X sono convertiti in luce dal CsI.

Sullo strato di CsI vi sono degli elementi fotoemittenti, che assorbono la luce ed emettono elettroni a bassa energia che inizialmente si sparpagliano in diverse direzioni.

I fotoelettroni vengono accelerati e direzionati grazie a un set di griglie al quale è applicato un alto voltaggio.

Gli elettroni incidono su una struttura a fosfori di uscita che converte la loro energia per generare l'immagine finale.

Questa luce quindi viaggia attraverso una finestra d'uscita verso un sistema di lenti.

Le griglie servono per aggiungere energia agli elettroni in modo da intensificare l'immagine e la loro forma è tale da provocare la minima distorsione all'immagine.

Gli intensificatori di brillanza possono essere descritti da un set di parametri di performance. È importante che i raggi X siano rilevati ed utilizzati con alta efficienza; inoltre è necessaria una buona Modulation Transfer Function (MTF) in alta frequenza in modo da rilevare oggetti piccoli e bordi senza distorsione ed è necessario controllare attentamente l'MTF a bassa frequenza poiché essa può essere degradata dallo scattering dei raggi X e dei fotoelettroni.

La capacità di intensificazione è misurata dal guadagno, rispetto ad uno schermo standard, o dall'efficienza di conversione misurata in $(cd/m^2)/(mR/min)$.

L'immagine di uscita viene visualizzata su schermi grazie a videocamere digitali.

In fluoroscopia, è auspicabile utilizzare sempre lo stesso livello di dose per tutti gli studi in modo da mantenere costante il rumore dell'immagine.

Questo si ottiene solitamente monitorando la brillantezza dell'immagine al centro della finestra di output dell'intensificatore di brillanza, dal momento che la brillantezza incrementa con la dose inviata al paziente.

La brillantezza viene monitorata con l'uso di un tubo fotomoltiplicatore che campiona la finestra di uscita oppure analizzando il livello del segnale televisivo.

Il problema è che mantenere costante la dose assorbita dal paziente significa inviare forti dosi di raggi X nel caso di organi fortemente assorbenti e per evitare questo grave inconveniente i sistemi fluoroscopici sono limitati da normative che fissano i limiti di dose massima assorbita da un paziente.

Può succedere che a causa di questi limiti l'immagine prodotta dall'intensificatore diventi scura se l'organo è fortemente assorbente e per compensare questo problema i sistemi televisivi operano applicando un guadagno proporzionale all'intensità dell'immagine ricevuta in modo da migliorarne il contrasto.

Con le nuove generazioni di fluoroscopi a raggi X digitali il problema è direttamente superato a livello dell'apparecchiatura e senza aumentare la dose sul paziente: esistono, infatti, dei nuovi pannelli che raccolgono i raggi X trasmessi e li intensificano automaticamente grazie a particolari conformazioni dei materiali di cui sono costituiti e ad un accoppiamento con pannelli di trasduttori che ottimizzano la conversione analogico/digitale dei raggi X.

2.4 Il fluoroscopio analogico

Il fluoroscopio è un'apparecchiatura che sfrutta la generazione di raggi X ridotti in frequenza ed energia trasportata, per la produzione di immagini dinamiche su uno schermo fluoroscopico.

Questi dispositivi sono utilizzati per studiare il movimento di organi interni investiti da raggi X.

Con questa metodica gli organi interni vengono osservati grazie all'uso di un mezzo di contrasto opaco ai raggi X e la dose che investe il paziente non eccede i 10 R per minuto.

I raggi X trasmessi incidono sullo schermo con un'intensità variabile a seconda della densità del tessuto attraversato: si produce fluorescenza, cioè emissione di luce visibile, quando i raggi X incidono sui cristalli che ricoprono lo schermo, da cui il nome della metodica.

Nella figura 9 si può osservare lo schema a blocchi di un'apparecchiatura fluoroscopica nella quale si possono distinguere tre parti: l'apparato generatore dei raggi X, in comune con tutte le apparecchiature che fanno uso di queste onde per fini terapeutici o diagnostici, il sistema di generazione dell'immagine fluoroscopica e il sistema video a circuito chiuso.

L'immagine a raggi X incidente su uno schermo fluoroscopico, costituito da solfato di zinco e cadmio con tracce di argento, genera luce visibile per fluorescenza; questa luce viene focalizzata otticamente grazie a delle lenti su una pellicola in modo da costituire un archivio dell'esame effettuato.

Contemporaneamente l'immagine viene focalizzata sulle lenti di un fototubo e intensificata attraverso *l' intensificatore di brillanza*, una videocamera converte l'immagine in segnale video e l'esame che si sta effettuando può essere visualizzato in real-time su uno schermo. Per generare un immagine in movimento vengono prese immagini ferme con scansione temporale regolare e vengono poi proiettate con continuità in modo da ricreare, per esempio, l'effetto del transito del mezzo di contrasto nel vaso.



Figura 9 : Schema a blocchi di un fluoroscopio analogico.

Gli elementi base di un fluoroscopio sono: il tubo a raggi X, l'unità di controllo, generalmente posta sotto il tavolo sul quale è posizionato il paziente, una griglia che protegge l'operatore dalle radiazioni, l'intensificatore di brillanza, che amplifica l'immagine e converte i raggi X in luce e una camera televisiva, che proietta l'immagine continua.

Generalmente il fluoroscopio viene utilizzato per esami che vogliono verificare il transito della sostanza radio-opaca in strutture anatomiche quali i vasi sanguigni, o per il posizionamento di pacemaker cardiaci o per seguire l'avanzamento di un catetere in un'angioplastica; da questi pochi esempi di utilizzo del fluoroscopio si può dedurre che il tempo di esposizione del paziente ai raggi X è assai lungo, ciò comporta la necessità di abbassare la dose di raggi X che investe il paziente. Questo abbassamento si ripercuote direttamente sulla qualità dell'immagine, che risulta essere poco nitida, con un contrasto troppo basso.

Per migliorare l'immagine si può agire su due fronti: innalzare la dose o migliorare l'immagine con l'intensificatore di brillanza.

3 La radiografia computerizzata

3.1 I fosfori di storage

Lo schermo ai fosfori fotostimolabili (PSP *photostimulable storage phosphor*) utilizzato dai sistemi di "computed radiography" (CR) è del tutto simile a quelli usati in radiografia tradizionale ed è contenuto in cassette di forma e dimensioni uguali a quelle delle abituali cassette porta pellicola.

Anche le interazioni fisiche che avvengono nei PSP sono molto simili a quelle che avvengono negli schermi di rinforzo e negli schermi fluorescenti.

Impressionando il PSP utilizzando parametri simili alla radiografia tradizionale si imprime una immagine elettronica latente sullo schermo sotto forma di elettroni intrappolati in stati metastabili mediante assorbimento dei fotoni x trasmessi attraverso l'oggetto.

Il PSP, se eccitato con luce laser di opportuna frequenza, emette luminescenza fotostimolata blu di energia maggiore e minore intensità rispetto al laser.

L'intensità della radiazione luminosa è proporzionale al numero di fotoni x incidenti che sono stati assorbiti nell'area del recettore delle dimensioni del raggio laser.

Il segnale attribuibile alla luminescenza fotostimolata viene quindi separato dalla luce laser rossa incidente, convogliata su un tubo fotomoltiplicatore, convertita in una tensione, digitalizzata mediante un convertitore analogico / digitale e quindi conservata sotto forma di una immagine / matrice digitale.

Al termine della scansione laser qualsiasi immagine latente viene cancellata utilizzando un'intensa luce bianca.

L'analisi dell'immagine così ottenuta, ovvero dei dati grezzi acquisiti, individua l'area dell'immagine che rappresenta la regione anatomica in esame, e in accordo alla regione anatomica selezionata dall'operatore, trasforma l'immagine dell'oggetto in una scala dei grigi che imita e riproduce quella del film analogico.

II principio alla base dei sistemi di computed radiography è la luminescenza fotostimolata. Quando un fotone x deposita energia nel materiale che compone la piastra ai fosfori, possono avere luogo tre diversi processi di conversione dell'energia.

I materiali componenti la piastra rilasciano immediatamente energia sotto forma di radiazione luminosa, ovvero per fluorescenza: su questo principio, tra l'altro, si basano gli schermi per radiografia tradizionale (la quantità di luce riemessa in questo processo dal fosforo è ancora sufficiente ad impressionare una normale pellicola radiografica). Non tutta l'energia incidente viene però riemessa per fluorescenza: il materiale di cui sono composti i rivelatori al fosforo immagazzina una frazione significativa dell'energia in difetti strutturali del cristallo (da cui il nome di "storage phosphors").

Questa energia "intrappolata" costituisce l'immagine latente.

Nel tempo, l'immagine latente svanisce spontaneamente poiché ha luogo un processo di fosforescenza. Stimolando il fosforo con luce di lunghezza d'onda appropriata invece, parte dell'energia intrappolata può essere rilasciata immediatamente per luminescenza stimolata. La luce emessa costituisce il segnale per la creazione dell'immagine digitale.

In natura esistono numerosi composti che sono dotati della proprietà di luminescenza fotostimolata, ma solo pochi di essi, RbCl, BaFBr:Eu²⁺, BaF(BrI):Eu²⁺, BaSrFBr:Eu²⁺, sono utilizzati per la costruzione di PSP figura 10.





Figura 10 Spettri di stimolazione ed emissione per schermi ai fosfori BaFBr:Eu2+ e BaFBr0.85I0.15:Eu2+. Le diverse formulazioni dei fosfori evidenziano diversa sensibilità energetica e diverse intervalli di separazione tra gli eventi di eccitazione ed emissione. Un sistema di filtri ottici separa l'intensità luminosa emessa dal fosforo da quella del laser incidente . In termini assoluti l'intensità della radiazione luminosa emessa è significativamente inferiore rispetto a quella di eccitazione.

Nei PSP vengono aggiunte piccole quantità di impurità di Eu²⁺ per alterare la struttura e le proprietà fisiche dei cristalli.

Queste impurità sostituiscono le terre alcaline nel cristallo di cui è costituito il PSP.

Nella figura 11 sono presentati i diagrammi energetici dei processi di eccitazione e luminescenza fotostimolata in fosfori di BaFBr:Eu²⁺ proposti sulla base dei modelli di Takahashi e vonSeggern. Il diagramma a sinistra è la rappresentazione delle interazioni proposte da von Seggern. Sulla destra è proposto il diagramma energetico di Takahashi. I raggi x incidenti formano un'immagine latente in un centro "F" metastabile che può essere esplorato con un raggio laser a bassa energia per produrre un segnale luminescente τ è la costante di decadimento del processo.

In entrambe le situazioni, il numero di elettroni intrappolati nello stato metastabile è proporzionale alla dose incidente sul fosforo.



Figura 11. Diagrammi energetici dei processi di eccitazione e luminescenza fotostimolata in un fosforo di BaFBr:Eu²⁺.

Se compariamo l'efficienza di assorbimento del BaFBr:Eu (PSP) con quella del Gd_2O_2S :Tb (schermi a terre rare) per i tipici spessori utilizzati, possiamo notare che tra i 35 e i 50 keV, i fosfori BaFBr assorbono con maggiore efficienza i fotoni x .

Nonostante ciò però, al di sotto e al di sopra di questo intervallo, l'efficienza dei fosfori al gadolinio - terre rare è superiore a quelli al BaFBr (figura 12). Per questa ragione per ottenere una statistica quantica comparabile a quella di un rivelatore a terre rare l'esposizione necessaria ad un fascio x di spettro tipico su rivelatori PSP è tipicamente maggiore (nelle cassette radiografiche tradizionali inoltre è spesso presente un doppio schermo di rinforzo).

In aggiunta a questo elemento, un'elevata probabilità di assorbimento di raggi x al di sotto dell'edge K dei rivelatori PSP, zona che rappresenta una frazione significativa dello spettro della radiazione x diffusa, fa si che i rivelatori al BaFBr risentano in modo decisamente maggiore della radiazione diffusa rispetto ai tradizionali schermi di rinforzo alle terre rare.

In effetti i valori dei rapporti radiazione diffusa / radiazione primaria Sf/P e radiazione retrodiffusa / radiazione primaria Sb/P misurati su piastre a fosfori fotostimolabili standard

risultano essere dal 40 al 70 % maggiori rispetto ai sistemi analogici, dal 50 al 120% maggiori rispetto al tradizionale se si considera anche la componente della radiazione retrodiffusa.

Per limitare il contributo di quest'ultima componente, nei sistemi di più recente produzione viene inserito una sottile lastra di piombo nel retro della cassetta contenete la piastra ai fosfori.



Figura 12. Grafico della frazione di fotoni assorbita dal fosforo di un PSP (plate standard resolution -100 mg/cm²; plate high resolution – 50 mg/cm²) e da uno schermo a terre rare (speed 400) in funzione dell'energia.

Le cassette contenenti i PSP dovrebbero pertanto essere conservate lontano dalla sorgente x e possibilmente al di fuori della sala raggi. Digitalizzando una cassetta conservata nella sala raggi (senza l'esposizione al fascio diretto) è possibile notare una velatura diffusa: i PSP funzionano come "scatter sponge", ovvero come "spugne assorbi diffusa".

3.2 Scansione laser

Il raggio laser, prima di raggiungere la piastra a fosfori fotostimolabili attraversa una serie di componenti ottiche.

In primo luogo una parte del raggio laser viene deviata su un rivelatore "di riferimento" per compensare le fluttuazioni di intensità del raggio stesso: l'intensità della luce emessa dipende infatti dalla potenza del laser stimolante.

La maggior parte del fascio viene riflessa su uno "specchio di scansione" dopo avere attraversato filtri ottici, otturatore e una serie di lenti al fine di produrre un fascio di scansione sincronizzato.

Per mantenere un fuoco costante e una velocità di scansione costante sull'intera piastra ai fosfori, il fascio viene fatto passare attraverso una lente su uno specchio stazionario (tipicamente una combinazione di specchi cilindrici e piatti).

La velocità con cui il raggio laser si sposta sulla superficie del fosforo viene variata in base alla costante di decadimento temporale della luminescenza che segue l'eccitazione (~ $0.8 \,\mu s$ per BaFBr:Eu²⁺); questa costante temporale limita inferiormente i tempi di lettura delle piastre ai fosfori ed in generale dei sistemi di computed radiography.

Alcuni sistemi più recenti, al fine di velocizzare il processo di lettura, montano una doppia sorgente laser.

La potenza del laser utilizzato per la scansione determina quindi la frazione di rilascio dell'energia intrappolata, incide sui tempi di scansione, sugli effetti di fosforescenza ritardata e sul segnale residuo.

Laser più potenti permettono di avere maggiore efficienza nel rilascio degli elettroni intrappolati a spese però della risoluzione spaziale che diminuisce a causa della maggiore profondità di ingresso del raggio laser e della conseguente diffusione della luce stimolata nello strato di fosforo (figura 13).

Una volta giunto al termine di una linea di scansione, il raggio laser si riposiziona all'inizio della linea successiva.

Poiché anche lo schermo ai fosfori si muove simultaneamente, la velocità di traslazione è tale che ogni linea di scansione del raggio laser dia inizio ad una nuova "spazzata" ad una distanza dalla precedente equivalente proprio all'effettivo passo di campionamento lungo la direzione di scansione laser.

Questo assicura che le dimensioni di campionamento siano le medesime nella direzione della scansione e del movimento del plate.

La terminologia "scan direction" o "fast scan direction" viene utilizzata in riferimento alla direzione lungo al quale si ha la deflessione del raggio laser, mentre con "low scan" o "plate scan" o "sub scan direction" si intende la direzione di traslazione della piastra (figura 14).



Figura 13. Componenti principali di un lettore di PSP. Il lettore comprende una sorgente laser per la stimolazione, un separatore di fascio, uno specchio oscillante deflettore, lenti f- θ , uno specchio riflettente cilindrico, una guida di luce e un fotomoltiplicatore. La piastra viene fatta traslare con un moto continuo lungo la direzione perpendicolare alla direzione di scansione del laser. Il movimento del laser e della piastra sono sincronizzati e comandati via computer. In alcuni lettori sono presenti più fotomoltiplicatori . In altri sistemi i laser di eccitazione sono due anziché uno (Fuji >= CR 5000).



Figura 14. Diagramma della direzioni di lettura del fosforo. Con "scan direction" si indica la direzione di scansione del laser. Con "sub-scan direction" si intende la direzione del moto della piastra. Si noti la piccola inclinazione delle righe di lettura rispetto ai bordi del plate dovuta al moto simultaneo di scansione laser e di traslazione del supporto.

In seguito alla lettura sulla piastra rimane un segnale residuo latente. La cancellazione o pulizia della piastra avviene per mezzo di una luce molto intensa prima del reinserimento nella cassetta.

Ad eccezione di casi estremi di sovraesposizione, tutti gli elettroni intrappolati residui sono rimossi durante il ciclo di cancellazione.

In alcuni sistemi (es. Kodak) il tempo di cancellazione è una funzione dell'esposizione complessiva incidente sul plate.

In altri sistemi (es. Fuji) sono previsti cicli di cancellazione "standard" e "profonda".

Nei sistemi di più recente progettazione la rivelazione della radiazione luminosa riemessa dal fosforo eccitato viene effettuata da entrambi i lati della piastra ai fosfori fotostimolabili che viene appositamente fissata su un supporto trasparente.

Tipicamente infatti i processi di eccitazione e lettura vengono effettuati dal medesimo lato del PSP.

Primi studi confermano che la lettura del fosforo da entrambi i lati garantisce un notevole incremento della efficienza di rivelazione.

Rispetto ai sistemi "single side" si ottiene un incremento della efficienza quantica di rivelazione (DQE) di circa il 30-40%. Nella figura 15 viene schematicamente rappresentata la nuova soluzione adottata da Fuji.



Figura 15. Metodo di lettura doppio lato. La piastra ai fosfori è fissata su un supporto trasparente. Sono presenti due fotomoltiplicatori posizionati uno al di sopra e uno al di sotto del PSP.

4 La radiografia digitale

4.1 CCD

Il CCD è una targhetta di silicio organizzata in modo da formare una matrice di elementi fotosensibili in cui accumulare cariche (prodotte dalla radiazione incidente) e leggerne il contenuto successivamente.

La struttura di un elemento base di un CCD può essere schematizzata come si vede nella figura 16.

Si tratta di un condensatore detto M.O.S. (Metallo, Ossido, Silicio). Applicando un potenziale positivo all'elettrodo, questa particolare struttura consente di creare una regione dove accumulare cariche generate per effetto fotoelettrico.



Figura.16

Schematizzando si possono individuare quattro momenti fondamentali: a) la generazione delle cariche per effetto fotoelettrico (figura 17);

b) la raccolta delle cariche, tramite la creazione di una buca di potenziale;

c) il trasferimento delle cariche, variando i potenziali degli elettrodi in modo opportuno;

d) l'estrazione della carica mediante il circuito di uscita.

I fotoni con una certa energia, che dipende dalla lunghezza d'onda (hc/ λ), interagendo con il silicio, eccitano gli elettroni di valenza e li fanno passare nella banda di conduzione, creando così una coppia elettrone-buca.

I fotoni con una energia compresa tra 1.1 e 5 eV generano una coppia elettrone-buca, mentre i fotoni con energia maggiore di 5 eV producono più di una coppia.



Come detto in precedenza, un potenziale positivo sull'elettrodo di un transistor MOS crea una buca di potenziale e durante il tempo di integrazione il dispositivo si mantiene in queste condizioni, e quindi le cariche negative si accumulano nella buca e sono libere di diffondere nel silicio diventando cariche utili per la costituzione del segnale (figura.18).



Figura. 18

La fase successiva riguarda il trasferimento o l'accoppiamento di una carica accumulata sotto l'elettrodo con l'elemento successivo, per arrivare così al circuito di uscita, dove verrà letto.

Nella figura 19 si può vedere come, variando i potenziali nei vari elettrodi, variano le buche di potenziale, e quindi come vengono spostate le cariche.





L'estrazione della carica avviene mediante il circuito di uscita mostrato in figura 20.





Figura.20

Si distinguono due momenti:

- 1. il trasferimento della carica dall'elettrodo Φ_3 al diodo di uscita e da questo al nodo di uscita (costituito da una capacità), e tramite il transistore ad effetto di campo (FET) che funziona come adattatore di impedenza al carico (load);
- 2. successivamente, tramite l'impulso di "reset" Φ_R , il nodo di uscita viene ricaricato, e quindi reso pronto per ricevere la carica corrispondente al pixel successivo.

4.2 Schemi di utilizzo di un CCD

<u>CCD con Intensificatore d'immagine per raggi x</u>: questa combinazione fornisce immagini in tempo reale con flussi di raggi x ridotti e su un'area piuttosto ampia (figura 21). Può però presentare distorsioni geometriche e saturazione dell'immagine.





<u>CCD accoppiati con lenti e/o specchi</u>: il metodo consiste nell'avere uno strato di scintillatore al disotto del quale viene posizionata una lente riflettente che ha il compito di riflettere i fotoni emessi dallo scintillatore ottenuti per effetto fotoelettrico dall'interazione dei raggi x. I fotoni riflessi collidono su di una lente che li convoglia verso il CCD. Questo metodo ha una efficienza di raccolta ottica (dovuta alle lenti) molto bassa e questa combinazione, per le operazioni in tempo reale, richiede un elevato flusso o una telecamera intensificata inoltre lo specchio consente di tenere la telecamera fuori dalla zona del fascio e per cambiare il campo di vista o la banda di energia basta cambiare lo schermo convertitore (figura 22).



Figura. 22

<u>CCD con riduttore a fibre ottiche</u> : questa soluzione (simile alla precedente, solo che al posto dello specchio e della lente vi sono delle fibre ottiche che convogliano i fotoni direttamente al CCD) fornisce una soluzione semplice per piccole aree e la distorsione geometrica ed uniformità sono buone (figura. 23).



Figura. 23

5 La moderna radiografia digitale

5.1 I tft – thin film transistor

Il futuro della radiografia digitale sarà certamente caratterizzato dallo sviluppo di sistemi integrati senza trasporto di cassette al sistema di lettura. La produttività di questi sistemi sarà quindi superiore a quelli attuali analogici e di computed radiography come risultato di una minore manipolazione dei sistemi di cattura e della disponibilità quasi immediata di immagini in formato digitale.

L'elevata efficienza quantica di rivelazione dei sistemi a FPD (Flat panel Detectors), almeno in linea di principio, permetterà di ottenere una notevole riduzione di dose rilasciata al paziente.

Il tavolo di comando radiologico sarà costituito da un PC sul quale, direttamente dal RIS (Sistema Informativo di Radiologia) verranno scaricati i dati del paziente e la tipologia dell'esame. Il sistema, utilizzando modelli predefiniti, imposterà i parametri dell'esame quale numero e tipologia delle proiezioni e dati tecnici di esposizione e diaframmatura; il tecnico potrà quindi confermare o variare questi parametri comandando il passaggio dei raggi.

I nuovi rivelatori a matrice attiva possono essere distinti in due categorie principali: quelli che attuano la conversione diretta della radiazione x incidente in un segnale elettrico e quelli invece che necessitano della conversione in radiazione luminosa della radiazione x incidente (figura 24).

I rivelatori diretti sono costituiti da un fotoconduttore, come ad esempio il selenio amorfo, che converte direttamente i fotoni x in una carica elettrica.



Figura 24 . FPD per radiologia digitale a confronto: metodi diretti ed indiretti.

Nei rivelatori indiretti invece la radiazione incidente viene prima convertita in luce visibile quindi in carica elettrica mediante una matrice di fotodiodi di silicio amorfo. Per entrambe le

metodiche la carica elettrica viene convogliata ad una sistema di lettura per essere convertita da segnale analogico a digitale.

Il cuore dei nuovi sistemi per radiografia digitale, comunemente chiamati "rivelatori a matrice attiva di tft" o FPD (Flat panel detector) figura 25, è proprio una matrice attiva di tft (thin film transistor).



Una tipica AMA (Active matrix arrays) consiste in una matrice bidimensionale di transistor a film sottile (TFTs) realizzati in materiale semiconduttore amorfo o policristallino. L'unità elementare della matrice è il pixel costituito da (figura 26):

- un TFT per la scansione elettronica

- un elettrodo collettore per raccogliere la carica immagine generata nel fotoconduttore o fotodiodo un condensatore che immagazzina la carica prima che venga letta.



Figura 26. Schema di una tipica AMA

La carica di ciascun pixel attraverso l'elettrodo collettore è accumulata al condensatore $C_{i,j}$ la cui carica può essere letta per mezzo del transistor $TFT_{i,j}$ quando è attivato dalla porta della linea i-esima (gate line) e dalla sorgente della linea j-esima (data line).

5.2 Rivelatore diretto

Nel dicembre 1997 la Food and Drug Administration (FDA) ha approvato il sistema di "Direct Radiography" di Sterling Diagnostic Imaging Inc. Il cuore del sistema di radiografia digitale "diretta" di Sterling è un rivelatore o piastra sensibile delle dimensioni di circa 35 x 43 x 3.5 cm costituito da un fotorecettore (selenio amorfo) e da una matrice ad elementi capacitivi, delle dimensioni di 139 μ m, in grado di trasformare direttamente l'energia depositata dal fotone incidente in un segnale elettrico locale.

Un rivelatore diretto

Uno strato di selenio amorfo dello spessore di 500 µm viene depositato su una matrice di TFT costruita mediante alcuni processi litografici. Lo strato di selenio è ricoperto superiormente da uno



Figura 27 Sezione schematica di un pixel con rappresentazione dell'elettrodo collettore di carica "a fungo".

strato di materiale dielettrico contenente cromo.

Questa struttura a sandwich costituisce una matrice di 2560 x 3072 elementi rilevatori in cui ogni elemento delle dimensioni di 139 μ m x 139 μ m è elettricamente equivalente ad un circuito di 3 capacitori in serie.

Il condensatore e l'elettrodo collettore sono configurati in modo che l'elettrodo formi una sorta di "cappello di fungo" sopra la superficie del pixel (figura 27).

Questa configurazione è tale da schermare il TFT sia dal campo elettrico elevato generato dall'alto voltaggio dell'elettrodo superiore che dalle cariche che potrebbero raggiungere lo strato isolante posto sopra il TFT e da aumentare l'efficacia di raccolta della carica di ciascun pixel in quanto ne massimizza la superficie.

Il materiale in cui è realizzato l'elettrodo a fungo è scelto in modo tale da bloccare gli elettroni, impedendo loro di rientrare nello strato fotoconduttore.

Il fattore di riempimento ("filling factor") è perciò prossimo all'unità.

Durante il funzionamento del rilevatore, i raggi x attraversano l'elettrodo superiore e lo strato di dielettrico per interagire nel selenio.

Lo strato di selenio, assorbe i raggi x generando coppie elettrone – lacuna in modo proporzionale all'intensità del raggio incidente. Il campo elettrico applicato separa le cariche (impedendone quindi la ricombinazione) che sono raccolte da ogni elemento rilevatore (figura 28).



Figura 28

5.3 Rivelatori indiretti

Il sistema rilevatore a conversione indiretta presentato dal consorzio Trixell (Thompson, Philips e Siemens) è basato su una tecnologia diversa che prevede l'utilizzo di un fosforo fotoemittente (CsI:Tl) e di una matrice attiva di fotodiodi TFT al Silicio rispettivamente per la conversione dei fotoni x in luce e per la generazione del segnale elettrico (figura 29). Le dimensioni della piastra e del pixel sono paragonabili a quelle del sistema diretto. Uno scintillatore e una serie di fotodiodi di silicio amorfo sono sovrapposti ad una matrice di TFT.



Figura 29 Sezione di un rivelatore indiretto Trixell

Lo scintillatore e i fotodiodi sostituiscono in pratica lo strato fotoconduttore del rivelatore diretto.

Quando la radiazione x incide sullo scintillatore viene emessa una radiazione luminosa la cui intensità è proporzionale all'energia incidente.

I fotoni che costituiscono la radiazione visibile vengono quindi convertiti in una carica elettrica dai fotodiodi.

La carica generata da ciascun fotodiodo viene poi trasferita per essere convertita in segnale digitale mediante il TFT usato come switch figura 30.



Lo scintillatore utilizzato nei rivelatori a conversione indiretta è "strutturato" per ridurre l'effetto di distorsione causato dalla diffusione luminosa all'interno dello scintillatore: nei rivelatori diretti vengono utilizzati scintillatori che sono costituiti da cristalli di ioduro di cesio depositati (o meglio "fatti crescere") direttamente sul rivelatore (figura 31).

La struttura cristallina, che assomiglia ad una serie di "aghi" del diametro di circa 5-10 μ m affiancati e paralleli (figura 31), produce l'effetto di un fascio di guide di luce o canali attraverso cui la radiazione luminosa raggiunge lo strato di fotodiodi.

In questo modo la dispersione della luce è estremamente ridotta ed è possibile utilizzare strati di scintillatori "strutturati" spessi: questo significa maggiore efficienza di rivelazione del numero di fotoni incidenti e quindi maggiore segnale luminoso al contrario del fosforo amorfo come si può notare in figura 32.

Lo scintillatore presenta un'elevata efficienza di conversione della radiazione x incidente in radiazione luminosa correttamente allineata alla sensibilità dei fotodiodi (a-Si n-p) ed una risoluzione elevata rispetto agli schermi tradizionali alle terre rare e rispetto ai tradizionali schermi intensificatori non strutturati CsI(Tl).

I fotodiodi impiegati presentano poi una bassa corrente di buio (1pA/mm²) e bassa capacità che consente una più alta rapidità operativa.

La matrice di tft presenta una corrente di interdizione estremamente bassa dell'ordine di qualche fA e una resistenza dell'ordine dei Mohm.

Il range dinamico di questo tipo di rivelatori è circa di 1:4000.



Figura 31 Immagine al microscopio elettronico del scintillatore strutturato prodotto dal consorzio Trixell.



Figura 32 Diffusione della luce da parte di uno schermo di fosforo amorfo e di uno di Csl colonnare

5.4 Considerazioni sulla Detective Quantum Efficiency

La DQE è l'efficienza di trasferimento di un sistema per imaging dal suo ingresso alla sua uscita come percentuale del rapporto segnale/rumore (SNR).

La DQE è la misura più rappresentativa della qualità dell'immagine in termini dell'abilità di un osservatore di rivelare oggetti di interesse in una immagine.

La DQE ha rimpiazzato i criteri di misura come quello della MTF o quello della risoluzione come funzione delle linee visibili.

Matematicamente è definita come:

$$DQE = \frac{SNR^2 all'uscita_del_rivelatore}{SNR^2 all'ingresso_del_rivelatore}$$

Più alta è la DQE più bassa sarà la dose per esposizione e migliore è la discriminazione a basso contrasto, (figura 33).



Figura 33. DQE per i sistemi radiografici tradizionali e digitali: Fuji e Kodak schermi pellicola, Trixell e Sterling FPD.

5.6 Proposta di un rivelatore di RX

Uno dei fattori critici di un Flat Panel a conversione indiretta è l'eventuale perdita di risoluzione spaziale dovuta alla diffusione laterale dei fotoni nello strato scintillatore (figura 34).



Figura 34

Una possibile idea per migliorare l'efficienza di rivelazione e la risoluzione spaziale è di creare dei fori in un substrato di silicio amorfo riempirli con dello CsI il tutto accoppiato ad una matrice CCD come in figura 35.





In questa maniera i fori riempiti dallo scintillatore farebbero da guida di luce per le proprietà di riflessione del silicio amorfo, ed i fotoni prodotti possono essere rivelati dal singolo pixel del CCD come è mostrato in figura 36, evitando così di perdere quei fotoni dovuti alla diffusione.



Una delle difficoltà tecniche per realizzare questo tipo di rivelatori è la realizzazione dei fori all'interno del silicio.

Con le moderne tecniche di etching si è in grado di fare delle matrici forate su substrati di silicio; le dimensioni trasversali dei fori possono raggiungere anche le decine di micron, con profondità di qualche centinaio di micron, come si può notare dalla figura 37.



Figura 37

I vantaggi di questo prototipo sono la migliore risoluzione spaziale (~ 10lp/mm) e il migliore SNR per il singolo cristallo di CsI. Inoltre l'uso di CsI granulare e non colonnare abbassa notevolmente i costi.

Gli svantaggi sono le difficoltà tecniche di rivelazione (etching e il riempimento del singolo foro.

Un prototipo di rivelatore riempito con lo scintillatore si può notare in figura 38.



Figura 38

Sono state apportate delle varianti a questo tipo di prototipo una delle quali consiste nel considerare un substrato di silicio drogato di tipo n nel quale vengono praticati i fori e, successivamente ogni singolo foro viene drogato di tipo p al suo interno in modo da avere una giunzione p-n.

I fori in seguito vengono riempiti con lo CsI.

In tal modo il fotodiodo si viene a formare lungo tutta la superficie del foro con conseguente aumento della efficienza di rivelazione del fotone come si può notare dalla figura 39.



Il fotone prodotto dall'interazione dei raggi x con lo scintillatore interagisce con la giunzione p-n producendo coppie elettrone lacuna che possono essere rivelate ai capi della giunzione.

In questo tipo di configurazione la difficoltà di realizzazione cresce, ed è dovuta al fatto che non è affatto facile effettuare i contatti fra le due giunzioni per poter acquisire il segnale prodotto. Un'idea valida consiste nell'effettuare ulteriori fori nella faccia posteriore del substrato e riempirli di materiale metallico come in figura 40.



Figura 40. La fattibilità di questo prototipo è attualmente sotto studio presso il Dipartimento di Fisica dell'Università di Salerno in un gruppo di vari fisici di cui lo scrivente fa parte.

Conclusioni

Le tecniche di rivelazione illustrate saranno con molta probabilità il futuro della radiologia digitale, poiché vi è la tendenza da parte della comunità scientifica ad ottimizzare la dose al paziente con conseguente miglioramento delle informazioni diagnostiche.

Ciò vuol dire che si cercherà sempre più di migliorare la risoluzione spaziale, migliorare l'efficienza di rivelazione effettuando studi di frontiera su nuovi materiali scintillatori e fotoconduttori applicando a queste le conoscenze maturate negli anni sui semiconduttori.

L'impiego della tecnologia dei FPD permetterà la "rivisitazione" di tecniche già sperimentate con difficoltà in passato come ad esempio la stratigrafia, ma l'applicazione che pare più promettente è quella di impiegare un sistema FPD come rivelatore all'interno di un tomografo computerizzato ("Cone beam" CT), aprendo così scenari del tutto inesplorati in diversi settori, quali: la diagnostica ad altissima risoluzione, le procedure interventistiche minimamente invasive ed infine la radioterapia ad alta conformazione.

Bibliografia

- M. J. Yaffe and J. A. Rowlands , X-ray detectors for digital radiography, Phys. Med. Bio. 42 (1997) 1-39.
- Appunti del corso "Tecnologie e tecniche di imaging radiodiagnostica" A. Di Bartolomeo.
- Antonuk L E, Boudry J, Kim C W, Longo M J, Morton E J, Yorkston J and StreetRA1991 Signal, noise, and readout considerations in the development of amorphous silicon photodiode arrays for radiotherapy and diagnostic imaging Proc. SPIE1443 108-19.
- Antonuk L E, Boudry J, Wang W, McShan D, Morton E J, Yorkston J and Street R A 1992 Demonstration of megavoltage and diagnostic x-ray imaging with hydrogenated amorphous silicon arrays Med. Phys.19 1455-66.
- Arnold B and Scheibe P O 1984 Noise analysis of a digital radiography system. Am. J. Radiol.142 609-13 Baily N A 1980 Video techniques for x-ray imaging and data extraction from roentgenographic and fluoroscopicpresentations Med. Phys.7 472-91.
- P. Kleimann, J. Linnros, C. Frojfh, C.S. Petersenn, An X-ray imaging pixel detector based on scintillator filled pores in a silicon matrix, Nucl. Instr. And Meth. In Phys. Reser. A 460 (2001) 15-19.
- X. Badel, J. Linnros, M.S. Janson, J. Osterman Formation of p/n junction in *deep* silicon pores for x-ray imaging detector applications, Nucl. Instr. Meth. Phys. Res. A 509 (2003) 96-101.
- 8. Medical radiation detectors, fundamental and applied aspects- edited by N.F. Kember.
- 9. P. Scretens, Fundamentals of medical imaging . Cambridge University.
- 10. R.A. Fosbinder et al. L'immagine radiologica. Mc Graw-Hill
- 11. J.T. Bushberg, et al. The essential physics of medical imaging. Copyrighted Material

Ringraziamenti

Desidero ringraziare il Prof. A. Di Bartolomeo per avermi dato la possibilità di approfondire un argomento complesso ed affascinante quale i nuovi rivelatori a raggi x nell'imaging medico e spero un giorno di poter realizzare con la sua collaborazione e le sue idee un moderno Flat Panel che sia utile nella diagnostica medica.

Ringrazio inoltre la Prof.ssa I.Rabuffo (che mi ha dato l'opportunità di poter frequentare il Master) sempre disponibile e gentile in ogni momento, ed i professori M. Guida, S. De Pasquale con i quali ho potuto interagire ed acquisire competenze nell'ambito della fisica nucleare e radioprotezione.