

UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI SALERNO FACOLTÀ DI SCIENZE MATEMATICHE, FISICHE E NATURALI

CORSO DI LAUREA TRIENNALE IN FISICA ANNO ACCADEMICO 2006/2007

TESI DI LAUREA

TECNICHE E TECNOLOGIE DI RIVELAZIONE

DI RAGGI X PER APPLICAZIONI MEDICHE.

Relatore: Dott. A. Di Bartolomeo

Correlatore: Prof.ssa I. Rabuffo Candidato: Daniela Meluccio Matricola 552000092

Alle mie due nonne che non ci sono più. Alla mia famiglia e a tutti i miei amici,che non hanno mai smesso di credere in me. A mio nonno Michele che adoro più di qualsiasi altra persona al mondo.

INDICE

Prefazione	Pagina
	1
Capitolo I: I Raggi X	
Introduzione	
I.1 Le radiazioni	23
I.2 I Raggi	4
I.3 Assorbimento di raggi X	12
I.4 Produzione dei raggi X: il tubo radiogeno	14
I.4.1 Anodo fisso	16
I.4.2 Anodo rotante	16
I.4.3 Fuoco	17
I.5 Circuito per il funzionamento di RX	18
I.6 Spettro dei RX	20
I.7 Filtrazione	22
I.8 Qualità e quantità	22
Capitolo II: Pellicole radiografiche	
II.1 Pellicole radiografiche: generalità	23
II.1.1 Strutture delle pellicole radiografiche	24
II.1.2 Formazione dell'immagine	25
II.2 Processamento	25
II.3 Artefatti della pellicola	27
II.4 Densità ottica	28
II.4.1 Relazione tra esposizione della pellicola e DO: curva sensitometrica	28
II.5 Schermi di rinforzo	31
Capitolo III: La radiografia digitale	
III.1 Le ragione del passaggio alla radiografia digitale	37
III.1.1 I limiti del sistema schermo-pellicola	38
III.2 Scanner per pellicole	39
III.3 Caratteristiche peculiari della radiografia digitale	40
III.4 L'immagine digitale	41
III.4.1 I pixel	41
III.4.2 L'attualità dell'immagine digitale e rapporto segnale-rumore	43
III.4.3 Rumore	49
III.5 Fostori di Storage	50
III.6 La fluoroscopia	52
III./ Altre grandezze caratteristiche degli intensificatori di brillanza	58

III.8 Esempio di conversione RX-luce in un intensificatore di brillanza 62 Capitolo IV: radiografia digitale diretta IV.1 I CCD 64 IV.2 I flat panel 68 IV.2.1 Limitazioni degli FPD 76 IV.3 Fotodiodi negli FPD a conversione diretta 80 IV.4 Proposta di un rivelatore di RX 81 Capitolo V: Elaborazione di immagini digitali Introduzione 86 V.1 Radiografia digitale basata su fosfori a memoria 87 V.2 Software Agfa CR QS 91 Conclusioni 95 Bibliografia 96 Ringraziamenti 97

Prefazione.

Lo scopo di questo lavoro di tesi è di illustrare i principi fisici dei rivelatori a raggi X per applicazioni di radiologia diagnostica.

Tale tesi consta di cinque capitoli.

Nel primo si parla di tutto ciò che riguarda i raggi X : produzione, spettro, assorbimento etc.

Il secondo tratta della radiologia tradizionale realizzata con pellicole radiografiche, che per quanto obsolete sono ancora ampiamente usate, soprattutto nella nostra regione.

Il terzo capitolo segna il passaggio alla radiologia computerizzata e tratta gli importanti progressi introdotti dalla tecnologia digitale nelle modalità di imaging diagnostico.

Nel quarto capitolo viene approfondita la radiologia digitale con rivelatori CCD e i moderni flat panel.

Il quinto capitolo è il resoconto del lavoro svolto nella acquisizione e nella elaborazione di immagini radiografiche ottenute con fosfori a memoria.

CAPITOLO I

I Raggi X

Introduzione

La Radiologia o, nell'accezione più moderna e completa, diagnostica per immagini è la branca della medicina che si occupa di raccogliere informazioni utili alla diagnosi attraverso la formazione d'immagini dell'interno del paziente.

Storicamente nasce qualche anno dopo la scoperta dei raggi X, avvenuta nel 1896 da parte di W.Röntgen, mentre faceva esperimenti con i tubi catodici; la luce emessa dal tubo provocava bagliori su uno schermo fluorescente (solfuro di zinco); con grande sorpresa, Röntgen osservò lo stesso effetto collocando il tubo catodico in un cartone. Il tubo catodico emetteva non soltanto luce, ma un nuovo tipo di radiazione sconosciuto, che Röntgen chiamò Raggi X.



W. Röntgen

Le immagini da raggi X sono ottenute generando un fascio di raggi X e facendolo passare attraverso il corpo del paziente; tali raggi possono essere assorbiti dai tessuti

del paziente, deviati dagli urti con gli atomi del corpo, o passare indisturbati e le frazioni in gioco dipendono dall'energia dei raggi utilizzati e dal tipo di tessuto irradiato.

Il fascio uscente dal paziente deve essere reso visibile; per questo motivo, nella prima metà del 1900 venivano usati opportuni strati di fosfori su vetro: i raggi X colpivano lo strato, che emetteva luce, ed il radiologo, di fronte al paziente (e al fascio di radiazione), osservava quanto visibile sul vetro.

I. 1 Le radiazioni.

Le applicazioni di diagnostica per immagini, solitamente, consentono la formazione dell'immagine per mezzo di una radiazione.

Per precisarne il significato, consideriamo una sorgente che trasferisce energia all'ambiente circostante attraverso la propagazione di una perturbazione descrivibile come un'onda. L'energia, se non incontra alcun bersaglio, si esaurisce nello spazio; se lo incontra avviene un'interazione in seguito alla quale l'energia si trasferisce tutta o in parte al sistema colpito, modificandone lo stato fisico.

L'energia trasportata dalla radiazione è comunemente misurata in elettronvolt $(eV)^1$. Le radiazioni sono distinte, secondo la loro natura, in corpuscolate (quando al trasporto di energia è associato anche un trasporto di materia) o in onde elettromagnetiche (non trasportano massa).

Le radiazioni corpuscolate sono ad esempio costituite da elettroni o da particelle alfa. Le radiazioni elettromagnetiche sono rappresentate da onde dovute ad oscillazioni di campi elettrici e magnetici che si propagano nello spazio vuoto alla velocità della luce c. A seconda dell'energia che trasportano hanno una diversa lunghezza d'onda (λ) e una diversa frequenza v, legate alla velocità di propagazione v da:

$$\mathbf{v} = \lambda \mathbf{v} \,. \tag{1}$$

La radiazione può essere rappresentata come un flusso di fotoni, ciascuno dei quali ha energia U dipendente dalla frequenza dell'onda, si muove con la velocità della luce avendo massa nulla, e possiede una quantità di moto p:

$$U = h v = h \left(\frac{c}{\lambda}\right).$$
 (2)

¹ Un eV è l'energia cinetica acquistata da un elettrone che viene accelerato dalla differenza di potenziale di un volt.

$$p = \frac{U}{c} = \frac{h}{\lambda}.$$
(3)

L'espressione di p coincide con quella che si ricava per la quantità di moto trasportata da un'onda elettromagnetica. Inoltre, è in accordo con la relazione generale stabilita nella teoria della relatività ristretta tra energia, quantità di moto e massa di una particella :

$$U^2 = p^2 c^2 + m^2 c^4 \quad . \tag{4}$$

Queste caratteristiche furono provate da Compton in un esperimento in cui un fascio di raggi X, con energia dei singoli fotoni dell'ordine di 20keV, veniva inviato su un bersaglio di grafite e si misuravano a diversi angoli l'intensità e la lunghezza d'onda dei raggi X diffusi.

Compton scoprì che i raggi X diffusi ad angoli diversi da zero rispetto alla direzione incidente avevano lunghezze d'onda maggiore, tanto maggiore quanto più grande era l'angolo di diffusione, risultato non spiegabile classicamente in quanto, se una radiazione elettromagnetica mette in oscillazione un elettrone, questo emette alla stessa frequenza. Compton, quindi, ipotizzò che il fascio di raggi X fosse formato da fotoni ,che venivano diffusi dagli elettroni contenuti nella grafite attraverso un processo elementare di urto elastico fotone-elettrone; l'elettrone urtato si poteva considerare libero, essendo l'energia del fotone incidente molto maggiore dell'energia di legame degli elettroni di valenza nel carbonio.

Le radiazioni possono essere naturali o artificiali, le prime sono di origine cosmica o provenienti da elementi radioattivi sulla superficie terrestre, le seconde sono, invece, prodotte dall'uomo e sono principalmente rappresentate dai raggi X.

I. 2 I raggi X

I raggi X sono radiazioni elettromagnetiche che compaiono ogni volta che una particella carica in movimento è bruscamente decelerata nell'interazione con un materiale assorbente che funge da bersaglio. Per le applicazioni vengono prodotti in speciali tubi, detti tubi radiogeni (paragrafo I. 3). Le radiazioni più usate per scopi medici hanno lunghezze d'onda comprese tra 80 e 0.1Å, corrispondenti ad energie tra 20 e 150 KeV.

I raggi X interagiscono con l'atomo nel quale provocano fenomeni di eccitazione o ionizzazione.

Per spiegare questi due fenomeni ricordiamo brevemente la struttura di un atomo. Un atomo è composto da un nucleo centrale positivo costituito da protoni (carichi positivamente) e neutroni, mentre gli elettroni negativi sono organizzati in orbitali o shell intorno al nucleo.

Il numero di protoni viene indicato con Z (numero atomico che individua l'elemento), il numero di neutroni viene indicato con N, mentre la somma Z+N che è il numero di massa viene indicato con A (fig. I.1)



Fig.I.1 Atomo generico.

La **eccitazione** si verifica quando il fotone incidente urta un elettrone, che viene spostato da un'orbita interna ad una più esterna, rendendo l'atomo instabile.

La **ionizzazione** avviene quando il fotone incidente urta un elettrone, che acquista energia sufficiente per vincere l'attrazione coulombiana del nucleo ed essere espulso dall'atomo.

L'atomo diviene in tal modo uno ione positivo. La ionizzazione dell'atomo avviene in due modalità fisiche diverse: 1. *Effetto fotoelettrico* (fig. I.2): Hertz, nel corso dei suoi esperimenti relativi alle onde elettromagnetiche, scoprì che la scarica tra due elettrodi mantenuti ad una certa differenza di potenziale veniva facilitata se gli elettrodi stessi erano illuminati con luce ultravioletta. In seguito, Lenard dimostrò che l'incidenza di luce ultravioletta causava emissione di elettroni da parte di una superficie metallica; il fenomeno fu chiamato *effetto fotoelettrico*, dipende dal numero atomico Z dell'elemento e dall'energia U del fotone.



Fig. I.2 Esempio di effetto fotoelettrico: il fotone incidente interagisce con un elettrone nell'orbita k, cedendogli tutta la sua energia e espellendolo dall'atomo. L'elettrone espulso trasporta energia pari a quella cedutagli dal fotone (hv) meno quella che ha speso per vincere l'energia di legame.

La vacanza lasciata dall'elettrone espulso nello shell K o L viene occupata con una transizione elettronica; l'energia emessa nella transizione è rilasciata o come raggi X o come cascata di elettroni Auger, la quale è più probabile per atomi di piccolo numero atomico (come quelli presenti nel corpo umano); l'emissione Auger è dominante in radiodiagnostica a seguito di effetto fotoelettrico.

Un semplice dispositivo sperimentale con cui si mostrano le caratteristiche dell'effetto fotoelettrico è mostrato in fig. I.3.



Fig. I.3 Dispositivo sperimentale.

All'interno di un contenitore in cui è fatto il vuoto si trovano due elettrodi metallici; tra l'anodo A e il catodo C è applicata la d.d.p. V tramite il generatore G e la corrente nel circuito è misurata dallo strumento S. Il catodo, quando è illuminato con luce di opportuna frequenza emette elettroni; l'andamento della corrente in funzione della d.d.p. applicata è quello della fig. I.4; non si misura corrente in assenza di illuminazione.



Fig. I.4 Andamento della corrente i , in funzione della d.d.p.

La corrente nel vuoto è dovuta all'emissione di elettroni dal catodo e alla loro raccolta da parte dell'anodo (positivo rispetto al catodo); l'efficienza di raccolta aumenta all'aumentare della d.d.p. e la corrente raggiunge un valore costante quando tutti gli elettroni emessi sono raccolti (saturazione). Si trova che c'è corrente anche con l'anodo negativo rispetto al catodo, in quanto gli elettroni vengono emessi con una certa energia cinetica e sono in grado di superare la d.d.p. -V che li decelera. Al valore $-V_0$, dove la corrente si annulla si dà il nome di *potenziale d'arresto*.

Dalla figura I.4 si può ricavare la distribuzione delle energie cinetiche E_k degli elettroni emessi.

Ad un intervallo $dE_k = e dV$ corrisponde un incremento di corrente di= d(ne), per cui

$$\frac{dn}{dE_k} = \left(\frac{1}{e^2}\right) \left(\frac{di}{dV}\right).$$
(5)

il numero dn di elettroni emessi nell'intervallo d E_k è dato dalla pendenza di/dV della curva della corrente in funzione della d.d.p. applicata.

Al potenziale d'arresto corrisponde l'energia massima con cui vengono emessi gli elettroni dal catodo:

$$E_{k,Max} = eV_0 \tag{6}$$

Se si aumenta l'intensità del fascio luminoso incidente, a parità di frequenza v, si ottiene una maggiore corrente di saturazione, segno che vengono emessi più elettroni.

Se la frequenza scende sotto un valore v_{0} , detto di soglia, non si ha effetto fotoelettrico, qualunque sia l'intensità della luce incidente.

Al variare della frequenza varia il valore di V_0 necessario per annullare la corrente, l'andamento del potenziale di arresto con v è mostrato in fig. I.5;



Fig. I.5 Andamento del potenziale d'arresto con v.

I risultati descritti sono incomprensibili sulla base della teoria classica della radiazione elettromagnetica. Se supponiamo che un elettrone venga estratto per effetto del campo elettrico della radiazione incidente, un aumento di intensità di questa, producendo un campo elettrico maggiore, che dovrebbe facilitare l'emissione e invece sotto soglia non si ha emissione. Altrettanto inspiegabile è la dipendenza del fenomeno dalla frequenza.

Tutto ciò, fu spiegato da Einstein che ipotizzò che la radiazione elettromagnetica fosse composta di quanti di energia U=hv, detti *fotoni*, e che nell'interazione della radiazione con la materia un elettrone potesse assorbire un solo fotone.

L'energia cinetica massima con cui può essere espulso l'elettrone dal metallo nell'effetto fotoelettrico, è:

$$E_{k,Max} = h \nu - W_e. \tag{7}$$

 W_e rappresenta il lavoro di estrazione del metallo, cioè l'energia minima che bisogna comunicare all'elettrone per rompere il suo legame col metallo. Inoltre, combinando le formule (6) e (7) si ha :

$$E_{k,Max} = h\nu - W_e = eV_0 \Longrightarrow V_0 = \left(\frac{h}{e}\right)\nu - \left(\frac{W_e}{e}\right).$$
(8)

Giustificando così la linearità di $V_0 \operatorname{con} v$.

2. Effetto compton (fig. I.6):

Nell'effetto Compton il fotone incidente interagisce con uno degli elettroni debolmente legati cede solo parte della sua energia all'elettrone e continua il moto con energia ridotta (cioè con diversa lunghezza d'onda) e traiettoria deviata. Anche l'elettrone viene espulso dall'atomo.



Fig. I.6 Illustrazione dell'effetto compton.

La cinematica di un urto elastico si basa sulle leggi di conservazione dell'energia e della quantità di moto. Nello stato iniziale , prima dell'urto , scriviamo con riferimento alle fig.I.7:



Fig. I.7 Urto elastico.

Fotone
$$U_0 = hv = h\left(\frac{c}{\lambda_0}\right), \ \vec{p}_0 = \left(\frac{h}{\lambda_0}\right)\hat{u}_x$$
 (9)

Electrone
$$U = mc^2$$
, $p = 0$. (10)

Dopo l'urto, in cui si verifica una cessione di energia e quantità di moto dal fotone all'elettrone, avremo:

Fotone
$$U_1 = h\left(\frac{c}{\lambda}\right)$$
, $p = \left(\frac{h}{\lambda}\right)$ ad angolo θ rispetto a \vec{p}_0 . (11)

Elettrone U₂,
$$\vec{p}_2$$
 ad angolo Φ rispetto a \vec{p}_0 . (12)

In accordo con le leggi di conservazione deve essere

$$U_0 + U = U_1 + U_2, \qquad \vec{p}_0 = \vec{p}_1 + \vec{p}_2.$$
(13)

Riscriviamo la conservazione dell'energia :

$$p_0 c + mc^2 = p_1 c + \left(p_2^2 c^2 + m^2 c^4\right)^{\frac{1}{2}} \Longrightarrow p_2^2 = \left(p_0 - p_1\right)^2 + 2\left(p_0 - p_1\right)mc .$$
(14)

Dalla conservazione della quantità di moto si ha :

$$\vec{p}_2 = \vec{p}_0 - \vec{p}_1 \implies p_2^2 = p_0^2 - p_1^2 - 2p_1 p_0 \cos\theta \quad .$$
⁽¹⁵⁾

Eguagliamo le due espressione (14) e (15) otteniamo

$$p_0 - p_1 = \frac{p_0 p_1}{mc} (1 - \cos \theta).$$
(16)

Esprimendo infine le quantità di moto dei fotoni in funzione delle lunghezze d'onda si arriva a:

$$\lambda_1 - \lambda_0 = \frac{h}{mc} (1 - \cos \theta). \tag{17}$$

Il fotone diffuso ha lunghezza d'onda maggiore di quella del fotone incidente e quindi energia minore, a seguito della cessione di energia all'elettrone.

Il coefficiente :

$$\lambda_1 - \lambda_0 = \lambda_c = \frac{h}{mc} = 2.43 \times 10^{-12} \, m \,. \tag{18}$$

è detto lunghezza d'onda Compton dell'elettrone.

Un ulteriore fenomeno quantistico di interazione tra raggi X e materia noto come *produzione di coppie* (fig. I.8) avviene quando il fotone ha energia superiore a 1,02 MeV, cioè al doppio dell'energia a riposo dell'elettrone, urta un nucleo atomico.

Si osserva che il fotone scompare e che la sua energia si materializza in due particelle, un elettrone e un positrone; quest'ultimo ha massa uguale a quella dell'elettrone ma carica opposta.

Il bilancio energetico del processo è :

$$hv = 2mc^2 + E_k^- + E_k^+ \tag{19}$$

in cui hv è l'energia del fotone incidente , E_k^- è l'energia cinetica dell'elettrone , E_k^+ è l'energia cinetica del positrone. Il nucleo, di massa molto maggiore, non assorbe energia, anche se la sua presenza è essenziale per la conservazione della quantità di moto.



Fig.I.8 Produzione di una coppia.

Le probabilità che per un dato materiale si verifichi uno o l'altro degli effetti descritti (effetto fotoelettrico, effetto Compton o produzione di coppie) sono in rapporto con le energia trasportate dal fotone X: per i tessuti biologici fino a ≈ 50 KeV predomina l'effetto fotoelettrico, da 50 KeV a 10 MeV si ha principalmente l'effetto Compton; ad energie superiori la produzione di coppie è l'effetto dominante. In radiodiagnostica l'effetto prevalente è quello Compton.



Fig.I.9 Rappresenta i processi di interazione in radiologia, in ascisse è riportata l'energia E, in ordinate è riportato il numero atomico Z del materiale bersaglio. Il quadratino rosso rappresenta E e Z di interesse medico.

I.3 Assorbimento di raggi X.

In conseguenza dei processi descritti, i raggi X che attraversano un bersaglio (paziente o qualsiasi altro materiale) possono essere assorbiti, diffusi o trasmessi (fig. I.10).

Assorbimento: il fotone sparisce (effetto fotoelettrico) e tutta la sua energia è trasferita all'atomo del bersaglio.

Diffusione: il fotone è deflesso (effetto Compton) e può trasferire parte della sua energia al bersaglio (scattering elastico o anelastico rispettivamente).

Trasmissione: i raggi X attraversano il bersaglio senza interazioni.





Assorbimento e diffusione rimuovono fotoni dal fascio e quindi riducono l'intensità del fascio.

Attenuazione dei raggi X.

L'attenuazione si ha quando vi è rilascio totale o parziale di energia dei fotoni nel bersaglio. L'entità dell'attenuazione dipende dall'energia dei raggi X (i raggi X di energia più elevata hanno maggiore capacità di penetrazione), dallo spessore del tessuto (maggiore spessore significa maggiore attenuazione per assorbimento), dalla

densità del tessuto (l'attenuazione è maggiore nei tessuti più densi) e dal numero atomico Z (maggiore è Z maggiore è l'attenuazione).

All'interno del corpo umano l'aria e gli altri gas hanno la minore densità, le ossa sono più dense dei muscoli che sono più densi del tessuto adiposo, di conseguenza le ossa attenuano più dei muscoli che a loro volta attenuano più del tessuto adiposo.

Coefficiente di attenuazione lineare.

È il parametro che caratterizza l'attenuazione di un fascio di raggi X e lo indichiamo con μ: più è grande più il fascio di raggi X è attenuato a parità di altri parametri. L'attenuazione dei raggi X segue una legge esponenziale:

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x} \tag{20}$$

dove I_0 ed I sono rispettivamente l'intensità del fascio prima e dopo il bersaglio, μ è misurato in [cm⁻¹] ,dipende dall'energia del fotone (~1/U³), dal materiale bersaglio (~ ρ densità e ~Z³ numero atomico).

In medicina e biologia non è tanto importante la quantità di radiazione che passa attraverso un mezzo biologico quanto l'energia rilasciata dalla radiazione nel mezzo stesso, cioè la "dose assorbita" che è definita come:

$$D(P) = \frac{dU}{dm} \tag{21}$$

dove D(P) è la dose assorbita nel punto P, dU è l'energia media assorbita nella massa dm nell'interno di P. E' misurata in J/Kg ovvero in Gray (Gy=J/Kg) che sostituisce la vecchia unità rad (1Gy=100 rad).

Esposizione

L'esposizione è definita come la carica (ΔQ) prodotta dai raggi X per unità di massa di aria:

$$X = \frac{\Delta Q}{\Delta m} \tag{22}$$

ed è misurata in C/Kg.

Poiché il numero atomico efficace dell'aria e del tessuto molle è all'incirca lo stesso, l'esposizione è circa proporzionale alla dose nel tessuto molle sul range di energie del fotone comunemente usate in radiologia.

I.4 Produzione dei raggi X: il tubo radiogeno

I raggi X derivano dal frenamento di elettroni ad alta energia (Bremsstrahlung) o da transizioni elettroniche (radiazione caratteristica) di cui si parlerà in seguito. Tali processi avvengono in modo controllato in un tubo a raggi X.



Fig.1.11a Tubo a raggi X ad anodo fisso.



Fig. 1.11b Tubo radiogeno moderno.

Il tubo a raggi X è costituito da un involucro di vetro, in cui è creato il vuoto spinto, contenente due elettrodi uno di fronte all'altro denominati catodo (elettrodo negativo con uno o due filamenti di tungsteno) e anodo (elettrodo positivo costituto di solito di molibdeno o tungsteno).

Nell'ampolla di vetro viene creato il vuoto perché gli elettroni possano muoversi dal catodo all'anodo senza incontrare alcuno ostacolo sulla loro traiettoria.

Il tubo normalmente viene alimentato da una tensione continua e gli elettroni che raggiungono l'anodo hanno diverse energie a seconda del valore del voltaggio applicato tra anodo e catodo (parametro KVp).

La funzione del filamento riscaldato dal passaggio di una corrente (parametro mA) è quella di produrre elettroni per effetto termoelettronico², che sono poi accelerati dal voltaggio applicato tra catodo e anodo, mentre la funzione dell'anodo è quella di costituire un bersaglio contro il quale avviene l'impatto degli elettroni che provoca l'emissione di raggi X.

L'involucro metallico esterno del catodo, nel punto in cui contiene il filamento è sagomato in modo da focalizzare la nube elettronica emessa dal filamento, in modo da aumentare la collimazione del fascio quando viene applicata l'alta tensione tra anodo e catodo.



Fig.I.12 Schema rappresentativo della testata del catodo e di un filamento di un tubo radiogeno bifocale.

Solo l'1% dell'energia del fascio elettronico che bombarda l'anodo si converte in raggi X, mentre il rimanente 99% si trasforma in energia termica, che provoca il riscaldamento del materiale costituente l'anodo, la cui scelta viene fatta tra quegli elementi che hanno peso atomico elevato e alto punto di fusione. Il tungsteno è il materiale più usato.

Vengono usati due tipi di anodi: anodo fisso e anodo rotante.

I.4.1. Anodo fisso

Gli anodi fissi vengo fatti con un materiale che sia anche un buon conduttore, la scelta ricade sul rame anche se quest'ultimo non ha alto punto di fusione, per ovviare

² Si intende l'emissione di elettroni del metallo per effetto del riscaldamento.

tale problema si costruisce l'anodo in rame massiccio nel quale viene fissata una pastiglia di tungsteno nel punto in cui avviene il bombardamento. I tubi ad anodo fisso (fig. I.13) vengono usati fino ad una potenza di 10 KW, come tubi portatili e per applicazioni in campo odontoiatrico.



Fig.I.13 Schema rappresentativo di un tubo radiogeno ad anodo fisso.

I.4.2 Anodo rotante.

Questo tipo di anodo è costituito da un piattello di tungsteno forgiato, montato tramite uno stelo sottile di molibdeno, sull'estremità di un cilindro di rame; il bordo del piattello è sagomato in modo da presentarsi obliquamente al fascio elettronico proveniente dal catodo, per una questione ottica di cui parleremo nel paragrafo seguente.

Con questo tipo di anodo si fa ruotare il piattello durante il bombardamento in modo che l'energia termica sia concentrata su un' area ed una massa più grande.

I.4.3 Il fuoco.

Si chiama fuoco quella parte dell'anodo che viene colpita dal fascio elettronico. Le dimensioni del fuoco sono più grosse quanto più è elevata la potenza del tubo. La forma del fuoco è rettangolare. Con un artificio consistente nell'inclinare la superficie dell'anodo di circa 18°-20° rispetto all'orizzontale si riesce ad ottenere un "fuoco ottico" di dimensioni limitate sfruttando un "fuoco elettronico" di dimensioni più elevate. Vengono definiti:

- fuoco elettronico, la sezione del fascio elettronico per la superficie dell'anodo del tubo;
- fuoco termico, la parte dell'anodo sottoposta a riscaldamento diretto del fascio elettronico;

• fuoco ottico, l'area della proiezione ortogonale del fuoco elettronico su un piano perpendicolare all'asse longitudinale del tubo;



Fig.I.14 Rappresentazione schematica del fuoco elettronico, termico e ottico, in un tubo radiogeno ad anodo fisso.

I.5 Circuito per il funzionamento di raggi X.

I circuiti per tubi a raggi X convertono segnali alternati a bassa tensione in segnali continui ad alta tensione, che vengono poi applicati al tubo a raggi X tra l'anodo ed il catodo (parametro KVp).

Tali circuiti (fig. I.15) utilizzano due trasformatori che convertono basse tensioni (200-400 V) in alte tensioni (migliaia di Volt), e un circuito raddrizzatore per convertire la tensione alternata in tensione continua.

Il kilovoltaggio picco determina l'energia massima del fascio di elettroni che colpisce l'anodo e quindi l'energia massima dello spettro dei raggi X emessi. Tale energia è legata alla qualità del fascio di raggi X, che gioca un ruolo nel contrasto del soggetto.

Un altro trasformatore è usato per selezionare la corrente del filamento del catodo, che riscaldandosi emette elettroni. La corrente di questi elettroni nel tubo (parametro mA) determina la quantità di raggi X per un fissato KVp.



Fig. I.15 Alimentazione del tubo a raggi X.

I trasformatori che nel circuito del tubo forniscono la tensione tra anodo e catodo sono di tipo elevatore (cioè con un maggior numero di spire al secondario rispetto al primario); in essi la tensione (corrente) in uscita al secondario è maggiore (minore) della tensione di ingresso al primario (fig. I.16).

Il trasformatore che dà la corrente al filamento catodico è, invece, di tipo riduttore (con minor numero di spire al secondario rispetto al primario), e funzionamento complementare a quello elevatore.



Fig.I.16 Esempio di tensione e correnti in un trasformatore elevatore.

Il raddrizzatore nei tubi radiogeni è in genere costituito da un ponte di diodi fig. I.18, che accoppiato a condensatori e resistori fornisce un segnale continuo con piccolo

$$ripple \left(\frac{V_{MAX} - V_{MIN}}{V_{MAX}} \times 100\right)$$



Fig.I.18 Raddrizzatore.

I.6 Spettro dei raggi X

La forma dello spettro del fascio di raggi X influenza la qualità dell'immagine.

Il contrasto dell'immagine, l'esposizione del paziente, lo spessore di tessuto che può essere radiografato sono correlati allo spettro del fascio.

Un esempio di spettro di raggi X da un tubo radiogeno con anodo di tungsteno e di molibdeno è rappresentato nella figura I.19



Fig. I.19Esempio di spettro di un fascio di raggi X.

La parte continua dello spettro è dovuto al bremsstrahlung.

Il bremsstrahlung o radiazione di frenamento, si ha quando un e⁻ passa vicino ad un nucleo del bersaglio. L'attrazione tra e⁻ e nucleo positivo provoca una deviazione dell'elettrone dalla sua traiettoria e quindi una accelerazione che dà origine a radiazione fig.I.20.



Fig. I.20 Produzione di Bremsstrahlung.

La parte discreta dello spettro (i picchi) è dovuta alla radiazione caratteristica che si ha quando avviene una collisione tra elettrone incidente e elettrone orbitale di un atomo del bersaglio.

L'elettrone incidente può trasferire all'elettrone orbitale energia sufficiente affinché quest'ultimo venga espulso dal suo orbitale lasciando un posto vuoto che viene poi occupato da un e⁻ di un orbitale più esterno. La transizione tra due livelli atomici provoca una riduzione dell'energia dell'elettrone che viene rilasciata come fotone X (fig. I.21).

I raggi X così prodotti sono chiamati: radiazione caratteristica.



Fig. I.21 Produzione di radiazione caratteristica: a) espulsione di un elettrone orbitale; b) emissione di radiazione caratteristica.

La forma dello spettro è influenzata anche dalla filtrazione del fascio.

I.7 Filtrazione

La filtrazione viene fatta per rimuovere la parte meno energetica dello spettro del fascio che darebbe solo dose al paziente senza produrre immagini.

I fotoni a bassa energia, infatti, sono inutili nell'esame radiologico in quanto vengono assorbiti dal paziente e non contribuiscono alla formazione dell'immagine.

È conveniente eliminare dal fascio i fotoni a bassa energia collocando degli schermi di materiale adatto nel fascio.

La filtrazione del fascio a raggi X è valutata in termini di strato emivalente (SEV o HVL), espresso in spessori di alluminio; un fascio operante a 70 kVp deve avere un valore di SEV maggiore di 2.5 mm.

Il SEV si misura usando sottili lamelle di alluminio. Si eseguono una serie di misurazioni in assenza di alluminio e quindi aggiungendo strati progressivamente più spessi di alluminio. Si calcola il SEV verificando l'attenuazione che subisce il fascio in uscita, man mano che lo spessore di Al viene aumentato.

I.8 Qualità e quantità

Quando si parla di un fascio a raggi X due termini comunemente usati sono quantità e qualità. La qualità di radiazione si riferisce all'energia media del fascio: aumentando lo spessore del filtro si eliminano soprattutto i fotoni a bassa energia e l'energia media del fascio aumenta.

La quantità di radiazione si riferisce all'intensità del fascio: si riduce man mano che la filtrazione aumenta.

Capitolo II

Pellicole radiografiche

Il sistema ancora oggi molto comune per la registrazione di immagini radiologiche è la combinazione schermo-pellicola; di seguito verranno presi in considerazione le caratteristiche strutturali, le modalità di impiego ed il trattamento della pellicola radiografica. Ci sono diversi tipi di sistemi utilizzati nella registrazione delle immagini radiologiche e sono:

- pellicole radiografiche per l'uso con schermi di rinforzo;
- pellicole radiografiche per l'uso senza schermi di rinforzo;
- sistemi elettronici e digitali.

La registrazione delle immagini con mezzi fotografici offre i seguenti vantaggi quali:

- flessibilità e facilità d'impiego;
- trattamento semplice, rapido ed economico;
- alto potere d'informazione e fedeltà nelle riproduzioni;
- ottime possibilità diagnostiche.

II.1 Pellicole radiografiche – generalità.

Le pellicole per l'uso con schermi di rinforzo sono state il mezzo di registrazione più diffuso fino a qualche anno fa; possiamo dividerle in mono (con uno schermo di rinforzo) o biemulsionate (con due schermi di rinforzo).

La teoria della formazione dell'immagine radiografica individua come parametri fondamentali del sistema di rivelazione schermo di rinforzo-pellicola le seguenti grandezze:

- sensibilità;
- contrasto;
- latitudine;

- velo e densità minima;
- curva caratteristica;
- tipo e tempo di trattamento chimico.

Tali parametri verranno definiti nei paragrafi che seguono.

Le pellicole radiografiche, per poter essere utilizzate, hanno bisogno delle *cassette radiografiche*, costituite da un contenitore rigido a tenuta di luce, che è fatto di 2 schermi di rinforzo fra i quali viene posta la pellicola da esporre.

Le pellicole per l'uso senza schermi di rinforzo sono quelle che vengono esposte direttamente sfruttando l'effetto fotografico dei raggi X; in tal caso, occorrono tempi di esposizione più elevati per ottenere immagini diagnostiche, hanno contrasto basso ma qualità di immagine elevata.

II.1.1. Struttura delle pellicole radiografiche

La struttura di una pellicola radiografica è mostrata in fig. II.1, che ne rappresenta una sezione.



Fig.II.1 Schema della sezione trasversale di una pellicola radiografica

E' costituita da vari strati di differente spessore, composizione e funzione:

Supporto

Ha la funzione di sostenere l'emulsione sensibile, è di colore azzurrato per migliorare il tono della pellicola. Generalmente è in poliestere, ha uno spessore di 0.2 mm per essere sufficientemente rigido, ma flessibile e stabile.

Sottostrati

Hanno la funzione di collante, cioè di unire gli strati dell'emulsione con il supporto.

Emulsione

L'emulsione è costituita da gelatina nella quale resta sospeso un numero molto elevato di cristalli di alogenuro d'argento (composto principalmente da bromuro d'Ag aventi dimensioni di 0.1-1 μ m) estesa sopra i sottostrati, ha uno spessore di qualche decine di micron (μ).

Strato Protettivo

E' uno strato sottilissimo che ha lo scopo di proteggere l'emulsione da urti, abrasioni o contatti meccanici.

II.1.2. Formazione dell'immagine.

Immagine latente

Quando una pellicola viene esposta, i fotoni luminosi provenienti dallo schermo di rinforzo e i fotoni X interagiscono con i cristalli di alogenuro, provocando l'emissione di elettroni da parte di ioni di bromo carichi negativamente. Gli elettroni emessi vengono catturati da ioni d'argento (positivi), presenti nel reticolo cristallino, che si trasformano in atomi neutri d'argento. Questa trasformazione non è visibile direttamente e viene chiamata immagine latente.

L'immagine latente viene rivelata con lo sviluppo, che trasforma i cristalli di bromuro d'argento in argento metallico, ed il fissaggio che rimuove i cristalli non esposti (non sensibilizzati).

II.2 Processamento.

Il processamento si divide in : sviluppo, lavaggio intermedio, fissaggio, lavaggio finale, essiccamento.

Sviluppo

A seconda dello stato del sale di Ag lo sviluppo si distingue in: <u>sviluppo fisico</u> (riduzione fra un germe ed un sale d'Ag disciolto nel rivelatore); <u>sviluppo chimico</u> (reazione con la quale l'alogenuro d'Ag è ridotto dallo sviluppatore).

Non appena la pellicola viene immersa in una soluzione acquosa di sviluppo si avrà prima un ammorbidimento dello strato di gelatina seguito da un suo rigonfiamento. Lo strato di gelatina, contenente al suo interno i granuli d'Ag, si comporta come una spugna aumentando il suo volume di circa 5 volte rispetto al suo stato iniziale; tale aumento crea spazio alla soluzione di sviluppo e gli ioni dello sviluppatore sono liberi di muoversi all'interno dello strato di gelatina rigonfiata. Questi ioni, appena sono a contatto con i granuli di Ag esposti iniziano la reazione di sviluppo fotografico materializzando così l'immagine latente.

Affinché la misura dei parametri fisici relativi alle caratteristiche della pellicola in esame risulti indipendente dal processo di sviluppo è essenziale che, per ogni pellicola, si impieghino i prodotti chimici consigliati dalla ditta produttrice e che siano rispettate le raccomandazioni del costruttore circa le condizioni ottimali di tempo, temperatura e concentrazione della soluzione riducente di sviluppo.

Al fine, inoltre, di evitare il rischio di segnare le pellicole con i rulli della sviluppatrice automatica, sarebbe consigliabile utilizzare una sviluppatrice a mano.

Completato lo sviluppo, occorre rimuovere i cristalli di alogenuro residui per evitare che la pellicola annerisca nel tempo.

Il tempo di sviluppo, dipende dalla concentrazione della soluzione e dalla temperatura.

Lavaggio intermedio (solo nel trattamento manuale)

Il radiogramma sviluppato va sciacquato in acqua corrente o in acqua acidulata con acido acetico per arrestare lo sviluppo ed asportarne l'eccesso; inoltre, tale lavaggio impedisce che lo sviluppo, di cui è impregnata la pellicola, inquini il fissaggio.

Fissaggio

Dopo lo sviluppo, i cristalli di alogenuro d'argento esposti vengono trasformati in Ag metallico mentre i granuli non esposti restano inalterati. Il fissaggio serve ad eliminare i cristalli di Br Ag che non sono stati esposti.

Lavaggio finale

Serve a rimuovere dall'emulsione le sostanze ,acquisite con il fissaggio, che se non asportate si decomporrebbero nel tempo originando macchie gialle di solfuro di Ag.

Essiccamento

Finito il lavaggio occorre eliminare l'acqua di cui è imbevuta la pellicola, ciò può avvenire in diversi modi: appendendo la pellicola all'aria in un ambiente ben areato e privo di polvere, in armadi essiccatori, in essiccatori a rulli e ad aria calda convogliata.

Tutte queste operazioni vengono fatte in maniera automatica in una macchina sviluppatrice di cui la fig. II.2 riporta uno schema:



Fig. II.2 Macchina sviluppatrice

II.3 Artefatti della pellicola.

Sono alterazione presenti nel radiogramma finale dovuti ad un cattivo immagazzinamento o ad un non corretto trattamento della pellicola, peggiorandone cosi la qualità.

Velo

Consiste in un grigiore diffuso a tutta la pellicola, determinato da un'esposizione anomala a delle radiazioni; la causa più frequente è l'esposizione accidentale alla luce.

Pressione

La pellicola è sensibile alla pressione meccanica per cui le scatole di pellicole devono essere tenute in posizione verticale e non orizzontale; il tipo di artefatto più comune dovuto alla pressione è causato da piegature o deformazione della pellicola.

II.4 Densità ottica.

L'immagine radiografica è costituita da Ag metallico distribuito in quantità diversa da zona a zona.

Esiste una relazione tra la quantità di Ag presente in una zona della radiografia e la percentuale di luce trasmessa attraverso la stessa.

Si definisce densità ottica (DO) o densità dell'immagine l'indice del grado di annerimento dell'immagine, matematicamente è definite come:

$$DO = \log\left(\frac{I_{inc}}{I_{trasm}}\right)$$
(23)

I_{inc}= intensità di luce incidente I_{trasm}= intensità di luce trasmessa

La DO è definita in modo logaritmico perché l'occhio risponde in maniera logaritmica alle variazioni di luminosità.

In radiologia diagnostica tipiche DO sono 0.2-3, l'ottimale è 0.5-1.5. DO< 1 trasparente, DO>3 nero.

II.4.1. Relazione tra esposizione della pellicola e DO: curva sensitometrica

La curva sensitometrica si ottiene esponendo la pellicola a quantità note di radiazioni e tracciando la curva delle densità risultanti in ordinata in funzione del logaritmo dell'esposizione in ascisse. Una curva sensitometrica o caratteristica è riportata in fig. II.3. L'esposizione può essere misurata in unità specifiche erg/cm³ o in unità relative.



Fig. II.3 Curva caratteristica per un prodotto sensibile.

La curva si suddivide in quattro regioni fondamentali: 1) zona del velo; 2) piede o zona di sottoesposizione ; 3) tratto rettilineo o zona di esposizione corretta; 4) spalla o zona di sovraesposizione.

Zona del velo

Rappresenta il valore minimo di densità che si ottiene sulle parti non esposte della pellicola a causa dell'azione riducente dello sviluppo sull'alogenuro di Ag non impressionato; a questa densità si sovrappone la densità propria del supporto; la somma delle densità del velo più quella del supporto dà il valore del velo totale.

Piede

E' la regione in cui la pellicola è trasparente non esiste una relazione lineare tra le esposizioni e le densità.

Parte rettilinea

E' la zona di corretta esposizione a causa della relazione di proporzionalità tra densità ed esposizione , da questa si ricavano le informazioni fondamentali sulle proprietà sensitometriche del prodotto.

La spalla

E' l'apice della curva cioè la zona dove l'aumento delle esposizioni porta ad uno scarso incremento delle densità.

Definiamo ora: contrasto, latitudine e sensibilità.

Contrasto

Il contrasto può essere valutato dall'andamento e dalla pendenza della curva. Il suo valore numerico è misurato dalla tangente dell'angolo formato dalla retta tangente alla curva in un punto prefissato con l'asse delle esposizioni. Matematicamente si ha:

$$C = \frac{\Delta D}{\Delta \log X} \tag{24}$$

 ΔD =variazione di densità ottica $\Delta \log X$ = variazione del logaritmo dell'esposizione.

Latitudine

Proiezione sull'asse delle ascisse del tratto rettilineo. Questa grandezza dà l'indice della possibilità di un prodotto di registrare con un intervallo più ampio le esposizioni e quindi maggiori differenze dei toni di grigio.

Sensibilità

La sensibilità rappresenta la velocità con cui la pellicola risponde all'esposizione. Essa è determinata in base alla posizione che la curva occupa all'interno delle coordinate cartesiane e corrisponde all'inverso dell'esposizione richiesta per ottenere una densità ottica pari a D=velo+1.00: se una pellicola è più sensibile è necessaria un'esposizione minore per ottenere la densità ottica richiesta. In figura II.4 sono riportate due curve caratteristiche, una relativa all'esposizione diretta della sola pellicola, l'altra al sistema schermo di rinforzo-pellicola: è evidente che nel secondo caso, essendo aumentata la sensibilità del sistema di rivelazione, è necessaria un'esposizione inferiore per ottenere la densità desiderata.



Fig. II.4 Curve caratteristiche di una pellicola radiografica (tratto continuo) e di un sistema schermopellicola (linea tratteggiata).

II.5 Schermi di rinforzo

Il motivo primario dell'utilizzazione di tali schermi è di ottenere una riduzione della esposizione, infatti, le radiografie fatte con gli schermi di rinforzo richiedono dall'1% al 10% della esposizione che sarebbe necessaria senza lo schermo.

Gli schermi vengono posizionati all'interno della cassetta radiografica (fig. II.5) che ha la funzione di assicurare la tenuta di luce ed un contatto uniforme fra le superfici contrapposte degli schermi anteriore e posteriore e i due strati emulsionati della pellicola. Lo schermo posteriore, di solito, ha uno spessore e quindi un fattore di rinforzo superiore rispetto a quello anteriore per compensare l'assorbimento dei raggi X dovuto a quest'ultimo.



Fig.II.5 Cassetta radiografica.

Il sistema schermo-pellicola va rivolto verso il paziente da radiografare in opposizione alla fonte di raggi X. Uno schermo di rinforzo (fig. II.6) è costituito da:

- un supporto;
- un sottostrato;
- uno strato di sostanza fluorescente dispersa in un legante;
- un protettivo



Fig.II.6 Elementi costituenti uno schermo di rinforzo.

Supporto

E' in poliestere ed ha le seguenti caratteristiche : non deve avere reazioni con le sostanze dello strato fluorescente e del protettivo, non deve alterarsi nel tempo con l'esposizione ai raggi X , non deve contenere metalli.

Sottostrato

Sul supporto è steso uno strato riflettente con la funzione di riflettere la luce che altrimenti potrebbe perdersi attraverso di esso.
Strato fluorescente

E' la parte attiva dello schermo, contiene i fosfori, cioè cristalli fluorescenti, dispersi in opportuni leganti. I fosfori più usati sono i composti delle terre rare.

Alcuni dei principali composti fluorescenti per l'impiego in schermi di rinforzo sono CaWO₄, Gd₂O₂S:Tb, LaOBr:Tb , Y₂O₂S:Tb.

La fig II.7 riproduce la forma di granuli dei più rappresentativi fosfori alle terre rare:



Fig. II.7 A: Granuli di Gd₂O₂S: Tb, B: Granuli di CaWO₄, C: Granuli di LaOBr: Tm ,D: Granuli di LaOBr: Tb

Queste immagini sono state ottenute al microscopio elettronico a scansione.

I fosfori possono essere divisi in due grandi classi a secondo che la loro emissione sia nel verde o nel blu: alla prima classe appartengono gli ossisolfuri di Gadolinio e di Lantanio, alla seconda gli altri.

Gli schermi che impiegano fosfori ad emissione verde richiedono l'uso di pellicole cromaticamente sensibilizzate, mentre con gli schermi di missione blu possono essere utilizzate pellicole convenzionali.

Funzionamento di uno schermo

Quando una radiazione elettromagnetica colpisce particolari sostanze si ha il fenomeno della luminescenza che consiste in una emissione di luce di maggiore lunghezza d'onda. La luminescenza denota l'assorbimento di energia da parte della materia e la sua remissione come radiazione nel campo visibile o vicino all'infrarosso. La luminescenza si divide in :

- fosforescenza;
- fluorescenza;

La fosforescenza perdura per un tempo lungo, vi è continuazione dell'emissione della luce anche dopo che la radiazione eccitatrice è cessata, per un tempo maggiore di 10^{-8} s; negli schermi della radiografia è un effetto indesiderato poiché può causare immagini multiple o nebbia.

Durante la fluorescenza l'emissione di luce inizia simultaneamente alla radiazione eccitatrice e l'emissione di luce cessa immediatamente dopo la radiazione eccitatrice.

Il fenomeno della fluorescenza è usato in radiologia in due modi :

- 1. Per ottenere con uno schermo fluorescente un'immagine che può essere osservata direttamente (fluoroscopia) o registrata (fluorografia).
- 2. Per aumentare il rendimento fotografico in radiografia cioè con l'utilizzo di schermi di rinforzo.

Le sostanze che danno luogo alla fluorescenza sono definiti fosfori che devono avere dei requisiti essenziali :

- § Devono avere appropriata curva di risposta ai kV;
- S La loro fluorescenza deve essere preponderante nella regione di sensibilizzazione del film;
- S Devono essere stabili ai raggi X in modo da non deteriorarsi né da perdere efficienza nel tempo;
- § Non avere fluorescenza residua (fosforescenza);
- § Avere stabilità chimica.

I fosfori più usati sono i composti delle terre rare.

Terre rare

Con il termine terre rare si indicano gli elementi del III gruppo della tavola periodica che hanno numero atomico compreso tra 57 e 71 con l'aggiunta dell'ittrio (Z=39) e dello scandio (Z=21).

Gli elementi più frequentemente utilizzati per la preparazione degli schermi sono il lantanio, il gadolinio e l'ittrio nelle seguenti composizioni: ossisolfuro di gadolinio attivato al terbio (Gd_2O_2 :Tb), ossisolfuro di lantanio attivato al terbio (La_2O_2S :Tb) e ossisolfuro di ittrio attivato al terbio (Y_2O_2S :Tb).

Il principale vantaggio degli schermi alle terre rare è la maggiore sensibilità, in genere doppia rispetto agli schermi tradizionali.

Lo spettro di emissione degli schermi alle terre rare è diverso da quello emesso dagli schermi tradizionali: mentre il tungstato di calcio emette uno spettro continuo centrato nel blu con un massimo di intensità a circa 430nm, lo spettro dei fosfori alle terre rare è più piccato ed è centrato nel verde a circa 540nm. È importante perciò che uno schermo alle terre rare venga accoppiato con una pellicola sensibile alla luce verde per ottenere la massima rapidità.

I vantaggi derivanti dall'utilizzo di questi schermi sono evidenti: fondamentale è la riduzione di dose al paziente, grazie all'impostazione di parametri di esposizione più bassi, con conseguente aumento della vita del tubo.

Efficienza degli schermi di rinforzo

Come già precisato, gli schermi trasformano in energia luminosa l'energia dei raggi X emergenti dal paziente; solo una minima parte dei raggi X viene convertita e concorre a formare l'immagine.

In particolare, gli schermi di rinforzo tradizionali più sensibili utilizzano circa l'1% dei raggi X incidenti; mentre quelle alle terre rare arrivano ad utilizzarne il 7%.

L'efficienza globale di conversione dei raggi X in luce per una coppia di schermi di rinforzo può essere rappresentata dalla formula:

$$E = E_A \times E_C \times E_T \tag{25}$$

dove E_A rappresenta l'assorbimento dei raggi X, E_C l'efficienza intrinseca di conversione tipica del fosforo utilizzato e E_T l'efficienza di trasmissione dello strato per la luce in esso generata.

Possiamo inoltre distinguere l'efficienza quantistica, cioè la frazione dei fotoni X interagenti con lo schermo che danno fotoni di luce al 30-60%, e l'efficienza di conversione che è la frazione dell'energia assorbita dei raggi X e convertita in luce (indice del numero di fotoni ottici emessi per un raggio X assorbito).

Ricordiamo inoltre che l'assorbimento dei raggi X nello schermo è massimo quando si usano fotoni X di energia superiore a quella degli elettroni dell'orbitale K degli atomi di fosfori.

Una caratteristica importante degli schermi fluorescenti è la velocità dello schermo che da una indicazione della quantità di luce che viene ottenuta dai fosfori per una data esposizione ai raggi X; si misura in ASI la velocità standard è 100. Schermi a bassa velocità (50) vengono usati per ottenere immagini ad elevata risoluzione spaziale, quelli a velocità media (100) vengono usati per applicazioni diagnostiche di routine, quelli ad alta velocità (400-1000) vengono usati per esami che richiedono tempi di esposizione molto brevi.

Strato protettivo

Serve per proteggere lo strato fluorescente dalle abrasioni o inconvenienti di natura meccanica dovuti all'uso.

CAPITOLO III

La radiografia digitale

III.1 Le ragioni del passaggio alla radiologia digitale.

La radiologia digitale (DR), considerabile come diretta evoluzione della radiografia computerizzata (CR), è ora in fase di forte sviluppo grazie sia al miglioramento delle tecniche di rivelazione con l'introduzione di nuovi rivelatori digitali sia all'implementazione dei supporti informatici nella gestione delle immagini.

Tecnologicamente l'evoluzione apportata dai sistemi DR è consistente se confrontata coi sistemi CR; l'immagine viene prodotta direttamente dall'apparecchiatura e non sono più necessari interventi di sostituzione del plate.

Sebbene, per ora i costi delle apparecchiature usate per la DR siano elevati, il forte sviluppo tecnologico e la maggiore diffusione fanno prevedere un sempre maggiore impiego di essa nelle applicazioni di imaging.

Le diverse soluzioni presenti sul mercato permettono di scegliere tra sistemi diretti e sistemi indiretti.

I primi prevedono la conversione dei raggi X direttamente in segnale elettrico, i secondi introducono un passaggio intermedio in cui il fotone viene prima assorbito e poi riemesso sotto forma di radiazione luminosa e successivamente raccolto e convertito in segnale elettrico.

Nel primo caso la conversione avviene attraverso uno strato di selenio amorfo (a-Se), nel secondo caso attraverso un cristallo scintillatore (CsI, strutturato; oppure Gd_2O_2S , granulare), questa differenza sarà ampiamente spiegata nel capitolo successivo.

Negli ultimi 15 anni molti ricercatori hanno cercato di ottenere immagini radiologiche proiettive bidimensionali sfruttando la tecnologia elettronico-digitale.

Queste immagini digitali sono state ottenute con vario successo da intensificatori di immagine, flat panel e da piastre di fosfori a memoria.

Questa tecnologia permette lo scambio di documentazione a distanza in formato digitale, senza impiego di pellicole, sistemi di sviluppo o camere oscure. Le due maggiori motivazioni dell'inevitabile passaggio alla radiologia digitale sono: *i limiti intrinseci della pellicola e i particolari vantaggi del formato elettronico digitale*.

III.1.1 I limiti del sistema schermo pellicola

La pellicola al bromuro d'argento presenta molti limiti che ne compromettono pesantemente le prestazioni come sistema di imaging. Il sistema schermo-pellicola presenta una risposta lineare all'esposizione radiante molto limitata; l'immagine analogica acquisita non può essere elaborata; richiede, infine, il trattamento fisico chimico della pellicola per rendere visibile l'immagine, archiviarla e trasmetterla.

Limiti della pellicola come rivelatore

Come rivelatore di radiazione la pellicola radiografica ha un limitato range dinamico. La pellicola non può tollerare un'ampia variazione dell'esposizione radiante senza rischiare la saturazione. Un' inappropriata ed elevata esposizione determina un eccesso di neri (sovraesposizione), mentre una bassa esposizione determina un'immagine troppo chiara (sottoesposta). Quindi la dose di esposizione deve essere scelta con precisione e entro limiti molto ristretti.

Efficienza di rivelazione quantica e risoluzione spaziale

Come già detto la duplicazione dell'emulsione di alogenuro d'argento è un sistema di rivelazione delle radiazioni X estremamente inefficiente (esso assorbe solo circa il 2% del fascio incidente) e richiede due schermi di rinforzo per aumentare l'efficienza di detezione quantica di circa il 50%. Gli schermi di rinforzo riducono la dose al paziente, permettendo generalmente una buona risoluzione spaziale nella maggior parte delle applicazioni cliniche.

Il range della risoluzione spaziale nella combinazione schermi-pellicola di uso clinico, varia da 5 a 15 coppie di linee per millimetro (lp/mm).

In confronto la radiografia digitale con fosfori a memoria dà una risoluzione di 5 lp/mm per piccoli campi e 2.5 lp/mm per grandi campi.

Limiti della pellicola come mezzo di visualizzazione

Il limitato range dinamico della pellicola come rivelatore e la fissità ed unicità dell'immagine sono responsabili di molte delle limitazioni diagnostiche.

Ciascuna pellicola ha una trasparenza fissa e una scala di contrasti che permette solo una visualizzazione molto limitata dell'attenuazione del fascio radiante da parte dei tessuti attraversati, anche se tutte queste informazioni sono state in realtà acquisite. Solo attraverso un'attenta impostazione dei fattori di esposizione, dell'ottimale abbinamento schermo-pellicola, cioè della rapidità e della risoluzione spaziale, e delle caratteristiche di contrasto, la visualizzazione finale dell'immagine su pellicola analogica potrà essere ottimizzata alle necessità specifiche di un particolare studio clinico.

Limitazioni della pellicola come mezzo di archiviazione

Poiché per sua natura la pellicola è unica, essa può stare solo in un posto nello stesso tempo, inoltre richiede un trattamento manuale. Quindi le opportunità di una consultazione a distanza o simultanea da parte di più persone in luoghi distinti è estremamente limitata.

Sebbene la pellicola sia ben stabile e conservi in sé le informazioni relative all'immagine per molti anni, è un mezzo poco efficiente, costoso e non sempre disponibile; quindi un sistema di archiviazione non ideale per il suo peso fisico e le sue dimensioni.

III.2 Scanner per pellicole

Gli scanner per pellicola (fig. III.1) sono finalizzati ad acquisire digitalmente il contenuto di pellicole fotografiche (negativi o diapositive). In questo caso il gruppo optoelettronico e i sensori non percepiscono la luce riflessa, ma quella che viene proiettata attraverso la pellicola stessa.

Anche in questo caso poi, i dati vengono digitalizzati dal convertitore analogicodigitale e quindi inviati al PC.

Molti scanner piani prevedono anche la funzione di acquisire pellicole, benché la qualità risultante raramente sia eccellente.



Fig. III.1 Scanner per pellicole

III.3 Caratteristiche peculiari della radiografia digitale.

Vi sono diverse importanti caratteristiche tecniche della radiografia digitale che offrono significativi vantaggi rispetto all'immagine tradizionale analogica su pellicola. Il più importante è il potere intrinseco del formato digitale elettronico; il secondo la sua visualizzazione e l'archiviazione.

Il formato digitale facilita una flessibile manipolazione e la trasmissione a distanza dei dati di un'immagine elettronica e computerizzata.

Queste caratteristiche rappresentano un consistente vantaggio rispetto alla pellicola.

Il formato elettronico digitale

Nella radiologia digitale la misura dell'attenuazione del fascio radiante in uscita dal paziente viene convertita in forma elettronica, digitalizzata e codificata numericamente in elementi di immagine discreta o "pixel". La risoluzione spaziale di una matrice digitale è determinata dal numero di pixel per unità di area.

L'energia della radiazione assorbita nel rivelatore può essere temporaneamente catturata in un mezzo che produce luce o carica elettrica in proporzione alla quantità di radiazione assorbita.

La luce o la carica elettrica è convertita in un segnale elettronico (tensione o corrente), che può essere amplificato prima della sua trasmissione ad un convertitore analogico digitale.

Componenti modulari del sistema

La suddivisione dell'apparecchiatura per imaging digitale in componenti modulari contrasta fortemente con la natura unitaria dell'imaging analogico tradizionale.

In radiologia digitale, i rivelatori disponibili comprendono fosfori a memoria, fotodiodi, amplificatori di brillanza e flat panels.

La funzione di visualizzazione può essere svolta da uno schermo elettronico. La funzione di archiviazione può essere sostenuta da un gran numero di differenti sistemi che includono nastri magnetici, dischi magnetici e dischi ottici.

Il formato elettronico dell'immagine permette la compatibilità con le attuali reti di trasmissione dati.

III. 4 L'immagine digitale.

Un aspetto importante della conversione analogico digitale è rappresentato *dall'accuratezza della trasformazione*. La trasformazione analogico digitale implica una perdita di una parte delle informazioni, poiché una illimitata gamma di valori viene classificata in un numero limitato di livelli discreti. L'entità della perdita sarà funzione dell'ampiezza di variazione del segnale da convertire e del numero di bit³ utilizzati nella conversione.

Ad esempio, la trasformazione di un segnale analogico compreso tra 0 e 256 richiederà l'utilizzo di almeno 8 bit.

III.4.1 Pixel

Un'immagine digitale viene rappresentata da una serie di numeri binari ciascuno corrispondente al valore di assorbimento di un quadratino, che rappresenta l'elemento più piccolo in cui possiamo scomporre l'immagine bidimensionale. Tale unità viene definita pixel, mentre l' insieme bidimensionali dei pixel in cui viene scomposta un'immagine, prende il nome di matrice (fig.III.2).

La dimensione della matrice è data dal numero di pixel presenti nelle righe e nelle colonne. Un pixel è caratterizzato da 3 numeri: due definiscono la sua posizione ed il

³ Bit (2^8 =256): cifra binaria, termine usato in cibernetica per indicare la minima quantità di informazioni che si può trasmettere, per esempio, in un calcolatore, corrispondente alla scelta di uno tra due possibili stati (ad esempio 0 o 1).

terzo l'intensità dell'immagine. Matematicamente I(m,n). *I* è una variabile discreta che può assumere 2N valori(N è chiamato il numero di bit).

In radiografia si usano immagini fino a 12 bit, cioè con 2^{+12} = 4096 intensità o livelli di grigio.

Per avere immagini di buona qualità e non perdere informazione, la dimensione dei pixel deve essere quanto più piccola possibile e il numero di bit quanto più elevato possibile.



Fig. III.2 Nei sistemi di imaging digitale, l'immagine viene campionata: nello spazio (pixel) e in intensità (livelli di grigio o bit)

I rivelatori producono segnali variabili in maniera continua sia spazialmente che in intensità; tali segnali si dicono analogici. I segnali digitali si ottengono con un campionamento, ad intervalli discreti, sia in posizione che in intensità, dei segnali analogici. Un segnale digitale può essere individuato da un valore o dal successivo, mai da un valore intermedio.

Nella trasformazione di una immagine analogica in forma digitale devono essere prese in considerazione due forme di errori.

Il primo, relativo all'accuratezza spaziale, interviene nella suddivisione dell'immagine in pixel.

In termini generali, l'immagine digitale e tanto più definita quanto più è elevato il numero di pixel che la compongono. Tuttavia la codifica delle immagini con un elevato numero di pixel implica la necessità di enormi spazi di memoria che incidono sul costo dei sistemi elettronici che devono gestirle o utilizzarle.

Il secondo parametro fondamentale per la determinazione dell'errore di conversione è l'ampiezza dell'intervallo dei valori rappresentabili in forma discreta; una riduzione della differenza tra il valore massimo e quello minimo, entro cui la grandezza considerata può variare, conduce ad una diminuzione della precisione della conversione, ma questo è anche vero se a parità dì bit utilizzati per ogni campione, si incrementa l'ampiezza del suddetto intervallo.

Questo parametro, riferito alle immagini digitali, prende il nome di range dinamico dell'immagine.

Se il valore da assegnare a un pixel supera il limite superiore del range dinamico, allora quel pixel sarà rappresentato con il valore massimo disponibile nella scala di grigi, creando una saturazione dell'immagine e cioè una perdita di informazioni.

Ricordiamo che il numero dei livelli di grigio costituente l'immagine è alla base della risoluzione di contrasto dell'immagine stessa, ma mentre nelle immagini analogiche il contrasto finale viene determinato dalle caratteristiche sensitometriche della pellicola, dalla sua esposizione e dal trattamento, in quelle digitali il contrasto può essere manipolato a piacere, per adeguarlo alle specifiche esigenze diagnostiche.

III.4.2 L'attualità dell'immagine digitale e rapporto segnale rumore

La qualità di un'immagine rappresenta uno dei fattori più importanti nella pratica diagnostica radiologica.

La visibilità di importanti dettagli dipende da diversi parametri sia soggettivi che oggettivi; tra i primi ricordiamo soprattutto la *percezione* di un dato reperto, che varia notevolmente in rapporto all'esperienza dell'operatore, e il *rendimento* dell'osservatore, che molto spesso risulta tutt'altro che costante ed estremamente sensibile al variare delle condizioni ambientali.

Ciò nonostante esistono dei parametri oggettivi che governano il contenuto informativo delle immagini radiologiche (cioè la loro qualità).

Esistono una serie di fattori che intervengono provocando un peggioramento della qualità dell'immagine. Tali fattori agiscono in maniera del tutto casuale e possono essere solo parzialmente controllati ma mai eliminati completamente; essi intervengono producendo *rumore*, cioè inducendo un degrado o una perdita di una parte delle informazioni contenute nel segnale.

Il rumore è una componente intrinseca dei processi di acquisizione e trattamento delle immagine analogiche e digitali.

I fattori più importanti che determinano le caratteristiche di un'immagine digitale ono rappresentati dalla risoluzione spaziale e da quella di contrasto.

Risoluzione spaziale

La risoluzione spaziale esprime la capacità del sistema schermo-pellicola di riprodurre fedelmente particolari piccoli e ad alto contrasto, viene generalmente espressa in coppie di linee per millimetro e si misura per mezzo di mire ottiche.

Una funzione spesso utilizzata per la valutazione della risoluzione spaziale è l'ERF (Edge Response Function).

Partendo dal presupposto che l'oggetto reale non viene completamente trasferito nell'immagine radiologica essendoci sempre una certa perdita di informazioni, l'ERF valuta l'accuratezza di riproduzione di una forte differenza di densità tra strutture contigue.

In pratica esso misura l'accuratezza di demarcazione del confine esistente tra strutture normali o tra una struttura patologica ed una normale.

Come si può evidenziare dalla fig. III.3, la variazione di assorbimento che si registra appare meno netta di quanto atteso, proprio per la difficoltà di riproduzione di margini.



Fig. III.3 Differenza dell'assorbimento fotonico previsto(A) e misurato (B) per un fantoccio con una forte differenza di assorbimento.

Una misura più completa del rapporto esistente tra originale e riproduzione radiologica può essere data mediante la MT F (Modulation Transfer Function).

La curva di MTF rappresenta la diminuzione del contrasto del sistema in presenza di un segnale periodico di frequenza crescente (fig. III.4).



Fig,III.4 Le curve continue rappresentano le distribuzioni oggetto, quelle tratteggiate le distribuzioni immagini. A sinistra , con frequenza v_1 , si ha una perdita di contrasto data da MTF (v_1). A destra, con frequenza $v_2 > v_1$, la perdita di contrasto è maggiore cioè MTF (v_1) > MTF (v_2).

La MTF viene espressa in termini di rapporto tra le informazioni registrate e quelle disponibili nell'originale. Quando il valore di questo rapporto è pari ad 1 allora la riproduzione è uguale all'originale.

La MTF gode di una proprietà molto utile per determinare l'effetto complessivo del sistema di rivelazione sull'immagine: la MTF totale di un sistema è il prodotto delle singole funzioni MTF dei diversi componenti.

La flessibilità e la vasta applicabilità della MTF (sistemi radiografici digitali, processing e filtraggio dell'immagine, spettro di frequenza del rumore radiografico) la rendono uno strumento efficace per l'analisi delle immagini radiografiche.

Le misure di MTF si effettuano utilizzando un oggetto test (mira), costituito da una serie di barrette alternate in plexiglass e piombo, che riproduce un'onda quadra di frequenza crescente. In figura III.5 è illustrato uno di questi oggetti test, formato da 22 gruppi contigui di barre con frequenze spaziali variabili da 0.25 a 10 lp/mm.



Fig. III.5 Oggetto test RMI Type 53 impiegato per la misura della MTF.

Il sistema schermo-pellicola viene irradiato in condizioni standard (70 KV, filtrazione aggiuntiva di 0.5 mm Cu), con la mira posta direttamente a contatto con la cassetta radiografica e centrata rispetto al campo radiante; è importante che la densità ottica netta della pellicola sia intorno al valore 1.5. L'immagine così ottenuta viene acquisita e digitalizzata con una telecamera ad alta risoluzione collegata ad un computer.

In figura III.6 è rappresentata una serie di strutture a barre di frequenza crescente, che simulano l'oggetto test utilizzato per determinare la funzione di trasferimento di modulazione, con le rispettive immagini.



Fig.III.6 Quando si rappresenta una struttura a barre con frequenza spaziale crescente, il contrasto dell'immagine risulta degradato.

Con un software opportunamente progettato, dall'immagine digitalizzata è possibile ricavare la perdita di contrasto in funzione della frequenza spaziale.

In questo modo, oltre ad ottenere una misura della risoluzione spaziale obiettiva in quanto non dipendente da nessun osservatore, è possibile ricostruire per punti la MTF (fig. III.7).



Fig.III.7 Curva MTF riportando in funzione della frequenza spaziale il contrasto dell'immagine corrispondente.

La curva MTF così determinata è indice della risoluzione spaziale intrinseca del sistema schermo-pellicola; in realtà in condizioni cliniche, la radiazione diffusa dal corpo del paziente tende a degradare le caratteristiche di risoluzione del sistema: se eseguiamo la misura di MTF ponendo l'oggetto test di figura III.5 all'interno di un parallelepipedo di plexiglass, di dimensioni e spessore tali da simulare il corpo del paziente, appoggiato sulla cassetta radiografica, troviamo che la curva che si ottiene in questo caso si abbassa più velocemente rispetto a quella relativa all'irraggiamento della sola mira. In figura III.8 sono confrontate le curve ottenute con le due diverse procedure di misura ed i rispettivi indici MTF alla frequenza spaziale di 2 lp/mm.



Fig.III.8 Confronto tra le curve MTF.

Risoluzione di contrasto

La risoluzione di contrasto fa riferimento alle capacità dell'apparecchiatura radiologica di registrare le differenze di assorbimento fotonico sotto forma di tonalità diverse di una scala di grigi ed è espressa dal numero di livelli di grigio distinguibili nell'immagine.

Il contrasto dell'immagine è ciò che ci consente di percepire le informazioni contenute nell' immagine stessa.

Si passa dai 15-16 livelli di grigio percepibile in un'immagine analogica ad almeno 256 livelli di un sistema ad 8 bits, che consente un'utilizzazione ottimale delle informazioni contenute nell'immagine.

Altri parametri dai quali dipende la qualità dell'immagine sono *l'uniformità spaziale* e *la linearità*.

L'uniformità spaziale rappresenta l'attribuzione di uno stesso valore a tutti pixel relativi ad un'area di densità omogenea e costante. Questo parametro si valuta calcolando la deviazione standard dalla media dei singoli pixel contenuti all'interno di una regione ad assorbimento costante, un valore accettabile è circa il 2% del valore medio.

La linearità esprime il rapporto di diretta proporzionalità esistente tra la densità di un punto dell'oggetto di riferimento e il valore registrato per il pixel corrispondente. Se consideriamo un fantoccio costruito in modo da offrire aree a differente densità e, per ciascuna di queste aree, misuriamo il corrispondente valore registrato nell'ambito di un'immagine digitale del fantoccio stesso, riportando in grafico i valori ottenuti, questi devono distribuirsi in modo estremamente regolare, come rappresentato in fig. III.9.



Fig. III.9 Rappresentazione grafica dell'andamento dell'assorbimento fotonico in funzione della densità del fantoccio.

III.4.3 *Rumore*

Il rumore è il risultato di diversi fattori che agiscono degradando le caratteristiche delle immagini; tale azione può talvolta raggiungere livelli tali da rendere le immagini prive di significato.

Infatti, se due strutture di diversa opacità presentano differenze di assorbimento minori uguale al rumore del sistema, esse saranno tra loro indistinguibili; pertanto la valutazione del rumore di un segnale elettronico assume particolare importanza, ma una importanza assai maggiore è legata alla misura dell'effetto del rumore nel processo di formazione delle immagini.

Il rapporto segnale-rumore esprime una valutazione precisa di questa interferenza ed è sicuramente un elemento importante per un giudizio accurato della qualità di un sistema digitale.

Le principali fonti di rumore sono rappresentate dal *rumore quantico*, dal *rumore elettronico*, dal *rumore del convertitore A/D* e dal *rumore dei processi di elaborazione*.

Il rumore quantico dipende dalla natura discreta dei raggi X.

Il rumore elettronico indica tutte le diverse fonti di disturbo legate alle imperfezione dei vari componenti di un sistema elettronico.

Il rumore del convertitore analogico digitale indica l'errore implicito nel processo di conversione che dipende direttamente dal numero di bit che codificano ciascun pixel e dall'ampiezza del range dinamico.

Il rumore legato ai processi di elaborazione si genera durante il trattamento dei dati. Qualunque procedimento di elaborazione numerica delle immagini, infatti, altera i dati originali e quindi introduce il rumore.

III.5 Fosfori di storage

Le piastre di fosfori a memoria rappresentano attualmente uno dei sistemi di acquisizione in radiologia digitale più usato; esse sono simili ai tradizionali schermi di rinforzo in cui vi è emissione di luce per assorbimento di radiazioni, ma differiscono per la temporanea conservazione dell'energia assorbita in un'immagine latente sulla piastra a fosfori che, se eccitata da un fascio di luce esterno, produce una caratteristica fosforescenza.

La potenziale risoluzione spaziale intrinseca dei fosfori a memoria è estremamente elevata. La risoluzione inferiore dell'intero sistema è dovuta al diametro del raggio laser di scansione, più che alla piastra stessa.

La limitata risoluzione spaziale di una radiografia derivata da piastra fosfori dipende dalla risoluzione intrinseca dei punti centrali (centri F: aree di disomogeneità all'interno della struttura fisica di una piastra a fosfori a memoria, corrispondenti agli atomi di fluoro, in cui vengono catturati gli elettroni che hanno interagito con i raggi X incidenti; gli stessi elettroni possono quindi essere rilevati in un secondo momento, mediante lettura con un raggio laser) che assorbono la radiazione incidente, dalla estensione della migrazione di energia all'interno dei fosfori, dalla macchia focale del raggio laser di lettura e dal grado di diffusione ottica del raggio di lettura.

La luce diffusa indotta è direttamente correlata allo spessore del materiale fotoluminescente.

La dispersione dei centri F e le proprietà ottiche delle piastre rappresentano solo piccoli fattori limitanti la risoluzione spaziale.

Le piastre a fosfori a risoluzione standard (circa 2,5 coppie di linee per millimetro) hanno uno spessore di circa 0.5 mm e sono costituite da uno strato di 150µm di fluoro-alogenuro di bario attivato all' Europio a cui è aggiunta una speciale sostanza antistatica per ridurre gli artefatti da energia statica.

La sequenza chimica della emissione di luce dell'immagine latente nei fosfori a memoria è la seguente: quando vengono esposti alle radiazioni gli elettroni delle molecole contenenti Europio (Eu²⁺) vengono rilasciati, formandosi Eu³⁺. Gli elettroni liberi sono intrappolati dal fluoro F⁺. Gli stessi possono essere liberati per una successiva esposizione a luce visibile, ottenendo la caratteristica emissione dei fosfori. Gli elettroni liberati tornano alle molecole di Eu³⁺ riconvertendole nelle iniziali molecole Eu²⁺ con emissione di una caratteristica foto luminescenza a 390 nm. L'emissione di questa energia caratteristica dei fosfori si ottiene entro 7 ms dall'esposizione alla luce laser (fig.IV.10).



Fig.III.10 Processo chimico.

Sebbene l'efficienza di assorbimento quantico di una piastra fosfori commerciale sia molto minore di quella di un sistema convenzionale a doppia pellicola con doppio schermo di rinforzo, <u>le piastre offrono una sensibilità estremamente elevata per bassi livelli di radiazione (10⁻⁷Gy).</u>

L'efficienza di assorbimento quantico dei fosfori a memoria può essere aumentata depositando il materiale sensibile in un supporto conformato ad alveare per ridurre la diffusione luminosa.

L'immagine latente dei fosfori a memoria può essere conservata nella piastra per un certo periodo dopo l'esposizione. L'emissione di luce della piastra si riduce di circa il 25% dopo 8 h.

Dopo che la piastra è stata scansionata dal raggio laser per ottenere l'immagine, essa può essere cancellata attraverso l'esposizione ad una luce visibile intensa, per la successiva riutilizzazione. Per ridurre al massimo il livello di rumore indesiderato è bene che la piastra fosfori sia nuovamente cancellata appena prima di ciascuna nuova esposizione. I *lettori laser di piastre a fosfori* sono realizzati con un sistema laser optoelettronico elio-neon, fig. III.11:



Fig. III.11 Disposizione degli elementi di un lettore laser per piastre di fosfori a memoria. Il raggio laser è diretto verso uno specchio rotante che permette una scansione sequenziale dell'immagine latente della piastra. Un sistema a fibre ottiche è posizionato lungo la scansione laser per leggere la foto luminescenza di ciascun pixel. La luce è convertita in segnale elettronico attraverso un fotomoltiplicatore, poi digitalizzato in un convertitore analogico/digitale.

La velocità di lettura laser è convenzionalmente fissata a circa 14 μ s per pixel. È necessario circa 1 min per completare la scansione definitiva.

La luce da 390 nm emessa dai fosfori a memoria è raccolta da un sistema a fibre ottiche e trasferita ad un fotomoltiplicatore. Il segnale analogico viene amplificato logaritmicamente e quindi trasformato in un formato digitale a 10 bit, attraverso un convertitore analogico digitale.

III.6 La fluoroscopia

La fluoroscopia differisce dall'imaging a raggi X convenzionale perché l'immagine prodotta dai raggi X può essere vista in tempo reale.

Il maggior vantaggio di un sistema di fluoroscopia digitale (FD) è rappresentato dalla capacità di elaborare le immagini mediante il calcolatore per poter migliorare la visualizzazione delle informazioni in esse contenute; invece della pellicola, il rivelatore è un intensificatore di immagine accoppiato ad una video camera e ad uno schermo TV, quindi l'immagine può essere vista direttamente su tale schermo TV.

Con gli intensificatori di immagini è possibile ottenere immagini dettagliate, per le quali sono richieste pellicole opportunamente sensibilizzate.

Storicamente le prime applicazioni di questa tecnica hanno trovato ampia utilizzazione nel settore angiografico, dove l'acquisizione di immagine fluoroscopiche in forma digitale consente di isolare il solo circolo vascolare nel quale la quantità e la concentrazione di mezzo di contrasto iodato può essere considerevolmente ridotta rispetto ad esami angiografici tradizionali.

L'unita di fluoroscopia digitale più semplice è composta dagli stessi elementi che ritroviamo nei sistemi tradizionali (fig.III.12) che vengono dettagliati di seguito.



Fig. III.12 Schema delle componenti di un sistema di FD.

Generatore e tubo radiogeno

La funzione principale di un generatore per sistemi digitali è quella di fornire una differenza di potenziale che sia perfettamente ripetibile nel tempo.

Piccole differenze nel Kilovoltaggio applicato al tubo, provocano delle variazioni nell'emissione del fascio di fotoni che, nel caso di applicazioni di algoritmi di sottrazione, provocherà una non adeguata elaborazione con un degrado di qualità dell'immagine risultante; per queste ragioni il tipo di generatore utilizzato è simile a

quello degli apparecchi per angiografia con in più un controllo diretto da parte del processore centrale sul generatore stesso.

Per ragioni analoghe, anche il tubo deve essere dotato di standard operativi caratterizzati da un'elevata ripetitività; inoltre poiché le matrici utilizzate sono oggi usualmente al massimo 1024 x 1024, non sono necessarie macchie focali molto piccole, come quelle richieste per l'ingrandimento diretto di immagine, con conseguenti minori problemi per lo smaltimento di calore da parte del tubo stesso.

Intensificatore di brillanza

Per migliorare la visione dell'immagine, dato che la sola energia dei raggi non è sufficiente, si ricorre ad un'energia complementare, utilizzando i raggi X esclusivamente come agente eccitatore; questo è quanto si realizza negli intensificatori di brillanza.

Gli sviluppi di elettronica hanno consentito di utilizzare come energia complementare quella dei campi elettrostatici ed elettromagnetici. Sono stati così messi a punto degli speciali tubi intensificatori di immagine luminosa, i quali hanno la funzione di accrescere il livello luminoso dell'osservazione per portarlo a condizioni più favorevoli per l'occhio umano.

In questi speciali tubi, vengono utilizzati i principi dell'ottica elettronica, che consistono nell'applicazione di particolari conformazioni di campi elettrici e magnetici, per mezzo dei quali si ottiene la concentrazione di fasci di elettroni, nello stesso modo in cui le lenti concentrano i fasci di luce; alle strutture costituite per ottenere la concentrazione delle immagini elettroniche mediante campi elettrici stazionari, si dà il nome di lenti elettrostatiche.

I tubi intensificatori di immagine luminosa schematicamente sono costituiti come nella figura III.13.



Fig. III.13 Schema di amplificatore di brillanza. L'amplificatore è contenuto in una guaina di vetro (1). L'immagine radiologica viene trasformata in immagine luminosa da un grande schermo fluorescente (2) e convertita poi in immagine elettronica mediante un fotocatodo (3). Gli elettroni vengono accelerati da una differenza di potenziale fra il catodo (3) e l'anodo (5), collimati (4) e proiettati poi su di uno schermo fluorescente piccolo (6) dove si realizza un'immagine molto luminosa. L'immagine può essere rilevata direttamente (da uno CCD) o registrata su un nastro magnetico oppure raccolte in pellicole fotografiche di piccolo formato.

Su una finestra d'entrata è depositato un fotocatodo che ha il potere di convertire l'immagine luminosa di entrata in immagine elettronica; questo processo è possibile grazie all'impiego di particolari sostanze semiconduttrici fotosensibili, che vengono depositate sulla faccia interna della finestra d'entrata del tubo intensificatore.

La scelta del materiale semiconduttore utilizzato permette di ottimizzare questa conversione, in funzione anche della lunghezza d'onda della radiazione luminosa.

Sullo strato fotosensibile si creano delle cariche elettriche, per effetto dei fotoni della radiazione luminosa incidente; questi fotoelettroni creati sullo strato fotosensibile possono migrare, sotto l'azione di un campo elettrico che li accelera e li focalizza, su uno schermo luminescente posto sulla finestra d'uscita generando un'immagine luminosa di intensità più elevata. Si parla di guadagno in luminanza, definito come il rapporto tra luminanza d'uscita e la illuminanza del fotocatodo d'entrata.

I tubi amplificatori di immagine luminosa possono essere costruiti con fotocatodi di tipo diverso, ciascuno sensibile ad una particolare gamma di radiazione luminosa.

La sensibilità di questi tubi è anche diversa a seconda della natura della finestra utilizzata cioè dal tipo di vetro che viene utilizzato, in quanto la radiazione nel campo visibile viene filtrata diversamente a seconda del tipo di vetro.

Esempio di intensificatori di immagine commerciali (fig. III.14).





Fig. III.14 Intensificatori di immagine.

In commercio sono disponibili intensificatori di immagine di diversa dimensione. Tipicamente da 6 fino a 16-20 inch di diametro.

Vediamo quali sono i parametri e le caratteristiche che debbono pretendersi dai vari

componenti di un intensificatore di brillanza.

Ottiche di accoppiamento

Il diaframma luminoso è deputato al controllo della quantità di luce che, dall'uscita dell'intensificatore di brillanza, raggiunge la telecamera.

In un tipico esame in FD la zona da esaminare può essere prima posta al centro del campo, utilizzando bassi valori di milliamperaggio; successivamente il milliamperaggio viene aumentato per ridurre il rumore quantico e migliorare la qualità dell'immagine, durante la fase di acquisizione.

Con telecamere ad elevato rapporto segnale/rumore, come quelle utilizzate in sistemi digitali, si rende necessario un controllo computerizzato che agisca sul diaframma per impedire la saturazione dell'immagine nel caso che i livelli luminosi risultino troppo elevati; inoltre tale controllo del diaframma, che può anche essere accoppiato alla possibilità di modificare il guadagno elettronico della catena televisiva, diventa

indispensabile per la flessibilità del sistema, considerando che i valori di milliamperaggio debbono essere ottimizzati per la riduzione massima del rumore.

Telecamera

La funzione basilare della telecamera è quella di produrre un segnale video elettronico a partire dall'immagine in uscita del tubo intensificatore, che sia direttamente proporzionale alla quantità di fotoni incidenti in ogni singolo punto. Successivamente tale segnale continuo, verrà trasformato in segnale digitale mediante un convertitore A/D.

Vantaggi della FD

La digitalizzazione delle immagini e la loro memorizzazione su supporto elettronico, consentono di ottenere una serie di vantaggi sia in termini di riduzione di dose al paziente e di accuratezza diagnostica, che in rapporto al risparmio economico e gestionale.

I sistemi di rivelazione delle radiazioni sono notevolmente più sensibili del tradizionale accoppiamento schermo-pellicola, pertanto è possibile ottenere riduzioni delle dosi fino a 1/50.

L'elaborazione elettronica dell'immagine permette di modificarne le caratteristiche e migliorare la visualizzazione delle informazioni diagnostiche; è possibile l'esaltazione dei contorni dell'immagine, l'inversione dei livelli di grigio, per ottenere immagini positive e negative, la media tra più immagini (averaging) per eliminare il rumore di fondo introdotto da intensificatori di brillanza quando si utilizzano basse intensità di dose, la variazione del contrasto dell'immagine entro una diversa finestra di grigi, per esaminare aree in cui le densità sono troppo chiare o troppo scure e poter discriminare meglio piccole differenze di contrasto.

Un sistema di questo tipo consente di riprodurre su supporto fotografico solo le immagini significative, eventualmente elaborate, e nel formato desiderato, ottenendo così una notevole riduzione dei costi del materiale sensibile impiegato rispetto alle quantità utilizzate per le indagini convenzionali.

Computer e memorie di massa

I sistemi di elaborazione elettronica utilizzati nelle apparecchiature di diagnostica per immagini sono composti da più microprocessori coordinati da un processore principale.

Facendo riferimento allo schema della fig. III.12 possiamo dire che il collegamento funzionale tra il processore di controllo e le parti costituenti il sistema di FD avviene tramite microprocessori satelliti ognuno dei quali gestisce il funzionamento del sotto sistema a cui è collegato. Il ruolo del processore principale è quello di coordinare i suddetti microprocessori satelliti e conseguentemente il funzionamento di tutte le parti del sistema.

I microprocessori disponibili oggigiorno hanno caratteristiche e quindi prestazioni che solo alcuni anni fa erano riservate ai sistemi cosiddetti " main frame" che dovevano rispondere a severi requisiti di tipo ambientale quali la temperatura e umidità.

Per quanto riguarda le memorie di massa, queste erano in origine solo a supporto magnetico a nastro oppure a disco; in questo settore è stata messa a disposizione una nuova tecnologia di tipo magnetico ottica basata su scrittura binaria mediante fascio laser. Il più importante vantaggio offerto dai dischi ottici e l'elevata capacità di memoria rapportata alle dimensioni fisiche abbinata ad una notevole immunità da disturbi o perturbazioni di tipo elettromagnetico ambientali; inoltre, i dischi ottici, detti comunemente dischi laser, mantengono inalterati nel tempo i dati registrati.

III. 7 Altre grandezze caratteristiche di un intensificatore di brillanza.

Potere di risoluzione

Questo parametro valuta le dimensioni del dettaglio più piccolo che un osservatore allenato è in grado di percepire sul fotocatodo del tubo; si misura disponendo davanti alla finestra d'ingresso del tubo intensificatore una maschera di controllo costituita da una lamina di piombo con una serie di fessure lineari.

Due linee adiacenti costituiscono una coppia di linee. La risoluzione limite corrisponde al numero massimo di coppie di linee per unità di lunghezza che l'osservatore dichiara di percepire. Mediamente il potere di risoluzione massimo di un buon intensificatore è di circa 4-5 lp/mm.

Guadagno di luminosità

E' il rapporto tra la luminosità emessa dallo schermo anodico del tubo intensificatore e la luminosità emessa dallo schermo fluorescente di riferimento, a parità di condizioni di irradiazione.

La misura viene effettuata irradiando sia lo schermo che il tubo intensificatore con un tubo radiogeno alimentato a 80 kV e filtrando il fascio con 20 mm di alluminio al 99,8% in modo da ottenere una radiazione caratteristica da uno strato emivalente di 7 mm di alluminio. La misura delle intensità luminose viene eseguita utilizzando un fotometro con curva di risposta equivalente a quella dell'occhio umano.

Il guadagno di luminosità nei tubi intensificatori di brillanza dipende dalla tensione di accelerazione dei fotoelettroni applicata tra catodo e anodo (tipicamente 30 kV), dal rapporto esistente tra il diametro dello schermo d'ingresso e quello di uscita e dall'efficienza dei composti chimici utilizzati per fotocatodi.

Il guadagno di luminosità non costituisce un parametro efficace di giudizio qualitativo comparativo in quanto l'efficienza degli schermi di riferimento tende a diminuire nel tempo e non è rigorosamente identica tra schermi del medesimo tipo.

Per queste ragioni la Commissione Internazionale delle Unità e Misure Radiologiche (ICRU) ha adottato, come parametro di valutazione, il "fattore di conversione", che risulta più idoneo nelle comparazioni di rendimento in luminosità dei tubi intensificatori.

Fattore di conversione

Il fattore di conversione definisce il livello di luminosità ottenibile sullo schermo di uscita, è funzione della intensità di dose della radiazione incidente in ingresso. Viene espresso in:

G_X= luminanza immagine di uscita/ rate dose raggi X di ingresso

 $(Cd/m^2)/(\mu Gy/s)$ [candele al metro quadro/ micro gray al secondo]

e viene misurato impiegando una radiazione a 80 kVp filtrata con 20 mm di Al. I valori tipici del fattore di conversione dipendono dal formato dell'intensificatore stesso: per un intensificatore da 23 cm è di circa 20 (cd/m²)/(μ Gys).

Rapporto di contrasto

E' un parametro che indica la capacità del tubo di rendere apprezzabili le differenze di quantità di radiazione.

Rumore di fondo

E' un parametro che caratterizza l'attitudine di un tubo intensificatore di immagine a riprodurre fedelmente sotto forma di immagine luminosa di uscita, tutte le informazioni dell'immagine costituita dai fotoni X incidenti.

L'immagine di uscita presenta una intensità luminosa che fluttua intorno ad un valore medio; questa fluttuazione costituisce il rumore di fondo.

Efficienza di rivelazione quantica

E' un parametro che identifica la relazione tra la dose utilizzata e il rumore quantico dell'immagine finale.

L'efficienza di rivelazione quantica è definita come il quoziente tra il quadrato del rapporto segnale rumore dell'immagine in uscita ed il quadrato del rapporto segnale rumore dell'immagine in ingresso.

$$DQE = \frac{\left(\frac{S}{N}\right)^2_{uscita}}{\left(\frac{S}{N}\right)^2_{entrata}}$$
(26)

Dato che il rapporto segnale rumore in ingresso dipende sostanzialmente dalla dose utilizzata, la DQE può anche essere definita per una data qualità del fascio, come:

$$DQE = \frac{\left(\frac{S}{N}\right)^2_{uscita}}{DOSE_{ingreso}}$$
(27)

Appare evidente che un intensificatore dotato di una maggiore DQE produce, a parità di dose in ingresso, una immagine con un migliore rapporto segnale/rumore. L'efficienza di detezione quantica è il parametro utilizzato per giudicare le prestazioni del tubo intensificatore nei confronti del rumore di fondo.

Persistenza o tempo di decadimento

E' chiamato persistenza quel fenomeno particolare per cui le sostanze fluorescenti mantengono la loro luminosità per un certo tempo anche dopo che è cessata l'azione dell'agente eccitatore.

La persistenza è definita come il tempo in cui la luminosità si riduce del 90% partendo dal momento in cui la radiazione stessa viene interrotta.

Nei moderni intensificatori ha un valore di circa 3 ms.

Distorsione

La distorsione è data dalla formula:

$$Dist = 100 \times \left(\frac{I_P - I_C}{I_C}\right)$$
(28)

dove I_P è l'ingrandimento misurato alla periferia dell'immagine e I_C è l'ingrandimento misurato al centro dell'immagine. In pratica è un fattore che indica la fedeltà di riproduzione della proporzione dell'immagine. La distorsione può essere facilmente visualizzata prendendo l'immagine di una griglia rettangolare.

Gli elettroni negli intensificatore si muovono lungo cammini stabiliti; sorgenti elettromagnetiche esterne modificano il loro cammino, più alla periferia che al centro del tubo. Ne risulta una distorsione ad S, principalmente per tubi a grande immagine; il centro dell'immagine è in genere più luminoso, ha una migliore risoluzione e meno distorsione (fig. III.18).



Fig. III.18 Distorsioni tipiche di un tubo intensificatore di immagine.

Vignetting

Riduzione di luminosità alla periferia, dovuta ad una raccolta di luce non uniforme.

Velatura

Degrado del contrasto del soggetto, dovuto a defocalizzazione dei fotoelettroni e a diffusione dei fotoni di luce.

III.8 Esempio di conversione RX-luce in un intensificatore di brillanza.



Consideriamo il fato di un fotone X di 50 keV che è assorbito nel fosforo d'ingresso. L'assorbimento risulta in circa 2000 fotoni di luce e circa metà di

questi possono raggiungere il fotocatodo. Se l'efficienza quantistica del fotocatodo è il 15% allora 150 elettroni saranno rilasciati. Se la tensione di accelerazione è 25 kV, l'efficienza dell'ottica elettronica (cioè l'efficienza di focalizzazione) è del 90% e ciascun elettrone di 25 keV rilascia 2000 fotoni di luce nel fosforo di uscita, allora vengono prodotti circa 270'000 fotoni di luce. Alla fine, se il 70% di questi sono trasmessi attraverso la finestra di uscita, il risultato è un impulso di luce di circa 190'000 fotoni prodotti grazie all'assorbimento di un solo fotone X di 50 keV.

CAPITOLO IV

Radiografia digitale diretta

IV.1 I CCD

Durante i primi anni 70 notevoli investimenti furono fatti per sviluppare una nuova tecnologia di sensori allo stato solido, chiamati Charge Coupled Devices (CCD); tra le numerose applicazioni possibili vi è anche la rivelazione di immagine. Da qualche anno questi moderni elementi vengono largamente usati nelle videocamere amatoriali in sostituzione dei tradizionali tubi da ripresa.Grazie ai continui miglioramenti ottenuti, il passaggio verso questa nuova tecnologia è stato possibile anche nel campo dei sistemi televisivi utilizzati nella radiologia medica.

Il sensore CCD è un circuito integrato composto da qualche centinaia di migliaia (o anche diversi milioni) di elementi fotosensibili, reciprocamente isolati, depositati su uno strato di silicio e disposti secondo una matrice bidimensionale di righe e colonne. La fisica di funzionamento può essere descritta come una sequenza di eventi nel seguente ordine:

I fotoni che colpiscono l'elemento fotosensibile generano, al suo interno, coppie elettrone lacuna nelle substrato di silicio cristallino; la coppia elettrone-lacuna è separata da un intenso campo elettrico applicato. Le lacune vengono rimosse mentre gli elettroni liberati vengono trattenuti in loco dal potenziale elettrico applicato all'elettrodo metallico superiore detto "gate". La quantità di elettroni accumulati è proporzionale alla quantità di fotoni incidenti (fig. IV.1) fotoni



Fig. IV.1 Struttura di un "pixel". I fotoni che colpiscono lo strato fotosensibile del CCD generano coppie elettrone-lacuna nel substrato di silicio cristallino.

- 2. Dopo un piccolo periodo, chiamato tempo di integrazione, gli elettroni vengono rapidamente trasportati, sotto forma di pacchetti di cariche isolate, verso la parte del sensore adibita alla memorizzazione temporanea.
- 3. Da questo deposito i pacchetti di cariche sono trasferiti allo stadio di uscita dove la carica elettrica viene trasformata in tensione (V). Esistono differenti tipi di sensori allo stato solido ma i CCD utilizzati per la radiologia medica sono del tipo interline (IL) o del tipo Frame Transfer (FT). La figura IV.2 mostra la configurazione di un sensore di tipo IL.



Fig. IV.2 Configurazione di un sensore INTERLINE.

Il sensore di immagine è costituito da una matrice di rivelatori abbinati a registri di scorrimento verticale, che a loro volta, confluiscono in un unico registro di scorrimento orizzontale che possiamo definire di linea.

La superficie sensibile del CCD, quando, riceve l'immagine attraverso l'obiettivo della telecamera, ciascun rivelatore genera una quantità di elettroni liberi proporzionale ai fotoni luminosi che lo hanno colpito.

Dopo il tempo di integrazione, si procede al trasferimento immediato di tutte le cariche di ciascun elemento nella corrispondente cella del rispettivo registro di scorrimento verticale. Tutte queste celle sono schermate dalla luce da uno strato di alluminio e non vengono influenzate dalla luce dell'immagine presente. Successivamente i pacchetti di cariche vengono svuotati parallelamente nel registro di scorrimento orizzontale che invierà così, linea per linea, le informazioni relative a tutta l'immagine allo stadio di uscita, per la conversione in tensione. Una volta completato lo svuotamento dei registri di scorrimento verticale un nuovo segnale è inviato all'elettrodo di comando per il trasferimento delle cariche accumulate nel frattempo dai sensori nelle rispettive celle del registro e il ciclo riprende come sopra descritto.

In figura IV.3 è rappresentato il tipo Frame Transfer dove la parte foto sensibile è combinata con il meccanismo di trasferimento.

Le cariche generate durante il tempo di integrazione vengono trasferite, tramite registri di scorrimento paralleli, nella sezione di memorizzazione, schermata dalla luce e contenente tante celle quante ve ne sono nella parte di rivelazione.



Fig. IV.3 Configurazione di un sensore FRAME TRANSFER:

A trasferimento completato ha inizio una nuova fase di integrazione. Contemporaneamente le cariche memorizzate vengono scaricate nel registro di scorrimento orizzontale, linea per linea, come per il sensore IL.

Le principali caratteristiche che differenziano i sensori CCD dai tubi da ripresa sono:

• **persistenza**: caratteristica intrinseca dei tubi da ripresa e gioca un ruolo estremamente importante nei sistemi televisivi dedicati all'immagine radiologica; si manifesta come una reazione lenta ai cambiamenti dell'immagine.

La persistenza varia in funzione del livello di segnale elaborato; questa caratteristica offre sia vantaggi che svantaggi: il vantaggio è che il rumore quantico tipico della radiazione è mediato nel tempo e l'immagine risulta

meno granulosa, lo svantaggio è che i dettagli risultano sfuocati con immagini in movimento. I sensori CCD sono privi di persistenza e riproducono perciò una immagine più rumorosa ma senza sfocature da movimento; si devono perciò adottare misure alternative di riduzione del rumore come l'adozione di intensificatori di brillanza con schermo di uscita a fosfori con leggera persistenza o mediante integrazione di immagini con l'ausilio di memorie digitali.

 linearità: è un importante punto di differenza tra tubi da ripresa e i CCD; ha a che fare con il trasferimento di contrasto. La risposta del CCD è strettamente lineare: ciò significa che se l'intensità luminosa che colpisce il sensore raddoppia, raddoppia anche il segnale ottenuto.

I tubi da ripresa hanno un comportamento non lineare più o meno accentuato: quando l'intensità luminosa aumenta, aumenta anche il segnale ma in maniera non proporzionale. La pendenza della funzione di trasferimento tende gradualmente a diminuire (fig.IV.4).



FIg. IV.4 Comparazione di linearità fra sensore CCD e Vidicon.

• **Blooming**: è un fenomeno di sfocatura per la saturazione dei particolari molto luminosi dell'immagine.

Questa caratteristica, tipica dei tubi da ripresa, è meno presente nei sensori CCD che mantengono la capacità di rappresentazione dei dettagli anche nelle aree più luminose dell'immagine.

• **stabilità:** nei tubi da ripresa un pannello elettronico esplora continuamente la superficie fotosensibile lungo linee orizzontali; nel CCD esistono invece elementi discreti di immagine (pixel) dotati di un automeccanismo di lettura. Come risultato la geometria dell'immagine è fissa, priva di distorsioni, con potere di risoluzione omogeneo sia al centro che in periferia, al contrario dei tubi da ripresa dove il potere di risoluzione peggiora in prossimità dei bordi.

La maggior stabilità del sensore CCD si manifesta anche nella maggior resistenza agli urti e nella insensibilità ai disturbi elettromagnetici.

Le catene televisive medicali convenzionali sono costituiti da una telecamera contenente il tubo da ripresa, le unità di deflessione e il preamplificatore, e da una unità centrale contenente l'elettronica di controllo.

L'utilizzo del CCD introduce, grazie alla grande possibilità di miniaturizzazione dei sensori allo stato solido la possibilità di realizzazione di catene televisive " monoblocco" con ingombro ridotto, estremamente affidabili grazie all'assenza delle delicate interfacce tra telecamera e unità di controllo. Esse trovano impiego nei sistemi mobili con amplificatori di brillanza per sala operatoria e nei sistemi telecomandati convenzionali.

4.2 I flat panel

I flat panel sono degli schermi piatti a matrice attiva realizzati con la stessa tecnica usata nei display degli schermi dei computer. Sono ideali quando si ha bisogno di immagini di parti estese del corpo, in quanto sono rivelatori a grande area e sono adatti per le diverse tecniche radiografiche clinicamente importanti; il loro utilizzo permette di diminuire la dose irradiata al paziente.

Esistono due tipi di flat panel, quelli a conversione diretta e quelli a conversione indiretta. Essi si differenziano per il meccanismo di conversione dei raggi X in carica elettrica e quindi in segnale elettrico.


Fig.IV.5 Conversione diretta e indiretta.

Nella conversione indiretta vediamo i RX che incidono sullo scintillatore che li assorbe e crea luce visibile che incide sul fotodiodo che trasforma la luce in carica elettrica la cui lettura viene controllata dal transistor TFT.

Nella conversione diretta i RX incidono sul fotoconduttore che li trasforma in carica elettrica e poi manda il segnale al transistor (fig. IV.5).

La dimensione dei pixel, cioè dell'elemento di immagine, può essere piccolo come $\sim 100 \ \mu m \ x \ 100 \ \mu m$. Per confronto una pellicola radiografica, il cui elemento di immagine è circa 10 μm , ha un'immagine a più elevata risoluzione spaziale. Tuttavia con il flat panel abbiamo il vantaggio di diminuire la dose e fornire un'immagine digitale in tempo reale. Osserviamo alcune apparecchiature con Flat Panel (fig. IV.6 fig. IV.7)



Fig. IV.6 Apparecchiatura per torace.



Fig. IV.7 Apparecchoiatura per mammografia.

FPD a conversione indiretta.

Sono schematicamente rappresentati in fig. IV.8



Fig. IV.8 FPD.

Il primo strato dei FPD a conversione indiretta è rappresentato da uno strato di scintillatore, di solito CsI, accoppiato con una struttura di lettura a matrice attiva (AMA= active matrix array) di grande area 40 cm x 40 cm.

La matrice attiva è fatta di silicio amorfo che è un discreto semiconduttore, è facile da fabbricarsi a grande area ed è meno costoso del silicio cristallino; l'AMA consiste di milioni di pixel (i quadrati della figura) connessi da TFT (Thin Film Transistor, uno per ogni pixel) a linee di trasmissione (bus) che attraversando l'intero array sono collegati all'elettronica periferica.

Esistono molti materiali scintillatori: CaWO₄(tungstato di calcio), Gd₂O₂S:Tb (GOS, ossisolfato di gadiolino drogato con terbio), CsI:Na (ioduro di cesio con sodio), CsI:Tl (ioduro di cesio drogato con tallio).

Vediamo in fig IV.9 il coefficiente di attenuazione lineare μ di alcuni degli scintillatori mensionati. Maggiore è μ migliore è l'assorbimento di raggi X e minore è la dose richiesta per creare l'immagine.



Fig.IV.9 Curve per il coefficiente di attenuazione.

Lo scintillatore più usato è lo ioduro di cesio con tallio come attivatore, in quanto ha eccellente efficienza quantistica (circa 1000γ /fotone X a 60 KeV cioè un fotone X a 60 KeV assorbito da un cristallo CsI genera 1000 fotoni verdi). Un altro vantaggio dello CsI è che può essere fabbricato in forma colonnare (aghiforme) e questo consente di avere una migliore risoluzione spaziale perché limita la diffusione laterale della luce prodotta.

Il tipo di attivatore introdotto nello strato, in questo caso il tallio, controlla lo spettro (fig.IV.10) di emissione cioè il colore della luce emessa.



Fig. IV. 10 Accoppiamento spettrale.

La lunghezza d'onda della luce emessa dallo scintillatore deve essere tale da cadere sullo spettro di assorbimento del pixel di silicio della matrice attiva. La struttura fisica del materiale scintillatore può essere molto diversa.



Fig. IV.11 Materiale scintillatore.

La figura IV.11 mostra i cristalli sferoidali di un comune scintillatore e i cristalli aghiformi dello ioduro di Cesio. In tale figura si può notare la diversa diffusione laterale della luce prodotta dal cristallo scintillatore invertito da raggi X.

Il problema principale dello strato scintillatore è il bilancio tra la risoluzione spaziale e l'efficienza di rivelazione di raggi X: se lo strato scintillatore è piccolo i raggi X lo attraversano senza interagire e non si ha formazione di immagine; se lo spessore è elevato (qualche millimetro) si ottiene una buona efficienza di rivelazione a scapito della risoluzione spaziale. Tale problema può essere risolto usando scintillatori strutturati in maniera aghiforme, come il CsI; ciò comporta che la luce di raggi X assorbita sia confinata dalla struttura aghiforme e si abbia una risoluzione spaziale elevata fig IV.12.



Fig. IV.12 Struttura colonnare .

Analizziamo la struttura dei FDP a conversione diretta.

Nella conversione diretta di raggi X non abbiamo più il materiale scintillatore ma i raggi X incidono direttamente su un fotoconduttore (materiale semiconduttore che illuminato produce coppie elettrone-lacuna) e vengono convertiti direttamente in carica. Di solito come fotoconduttore si usa il selenio amorfo.

Nella conversione diretta, le coppie elettrone-lacuna (e^h) sono allontanati in direzioni opposte da un campo elettrico **E** che ne evita la ricombinazione e permette la raccolta degli elettroni e delle buche sui pixel, dando origine al segnale elettrico.

L'applicazione del campo elettrico (\sim 10V/µm) attraverso lo strato di Se costringe gli elettroni a muoversi lungo le linee di campo verticali, riducendo significativamente lo spread laterale di informazione.

Lo strato di a-Se è ricoperto da un elettrodo metallico per formare una struttura a condensatore in cui gli elettroni che si formano durante l'esposizione vengono raccolti a causa del bias fig. IV.13



Fig. IV.13 Conversione diretta.

L'unico materiale fotoconduttore usato commercialmente è il selenio amorfo a-Se in quanto ha una buona efficienza quantistica (~ 800 e⁻h/ fotone X a 60 KeV) ed ha conduttività elettrica proporzionale all'intensità della radiazione assorbita; richiede però alta tensione (E>10V/µm), e questo comporta un rischio per la matrice attiva.

Per ridurre la dose al paziente, i materiali fotoconduttori devono avere elevata efficienza, cioè devono avere un elevato coefficiente di attenuazione $\mu=\mu(E,Z,\rho)$, ovvero una lunghezza di attenuazione $\delta = 1/\mu$ (che è lo spessore del materiale che attenua il fascio del 63%), più bassa possibile.

La figura IV.14 mostra che per energie tipiche della radiografia diagnostica, fotoconduttori come a-Se, CdS, CdTe offrono lunghezze di attenuazione tra 0.1 e 1 mm, un valore accettabile per applicazioni pratiche.



Fig.IV.14 Lunghezza di attenuazione vs energia del fotone.

Lettura del segnale: elementi di swich.

La carica risultante dall'esposizione ai raggi X viene temporaneamente accumulata, subito dopo è trasferita all'amplificatore di lettura lungo la colonna dati.

Il trasferimento è realizzato da uno swich, che è attivato da un impulso di controllo appropriato: il TFT funge da swich (fig.IV.15).



Fig. IV.15 Esempio di swich in un FPD a conversione diretta.

Lo swich gode della proprietà di avere un ampio range dinamico $R_{off}/R_{on} > 10^6$, un rumore trascurabile e inoltre possiamo mettere più di 1000 swich in parallelo per colonna.

IV.2.1 Limitazione degli FPD.

Non è facile da realizzare la riduzione della dimensione dei pixel, vi è sempre la presenza di segnali residui, il rumore elettronico è associato a capacità e resistenze delle linee inoltre ha una limitata integrazione dell'elettronica dei pixel.

Caratteristiche di FPD commerciali.

Illustriamo i risultati comparati delle caratteristiche fisiche di tre sistemi radiografici digitali "flat panel".

Tutti i sistemi presi in esame vengono impiegati per uso clinico. Alcuni dati tecnici delle apparecchiature sono indicati nelle tabelle di seguito riportate. I sistemi valutati impiegano tecnologie differenti; due sono sistemi indiretti (AGFA, Ferrania), uno diretto (Kodak).

Imaging system	Detector	Detector	Image	Digital	Pixel
	producer	type	size	matrix	size
Kodak Direct	Hologic	Direct a-Se	35,2 x	2560 x	139
View DR 9000			43,6 cm	3072	μm
Agfa	Canon	Indirect Gd ₂ O ₂ S	43x43 cm		160 μm
Ferrania lifeln Vision	Trixell Pixium 4600	Indirect Csl	43x43 cm		134 μm

Le analisi sono state eseguite con set up sperimentali il più vicino possibile a quelli di utilizzo clinico (tubo radiogeno a 70, 120 kV e 180 cm-distanza fuoco rivelatore). Nel corso delle misure sperimentali sono stati analizzati i seguenti parametri di qualità:linearità, risoluzione spaziale (mediante la valutazione dell'MTF), rumore (mediante valutazione dello spettro di potenza del rumore) ed efficienza quantica di rivelazione (DQE).

Linearità

La valutazione di linearità è stata eseguita acquisendo immagini per differenti valori di dose da 1 a 20 μ Gy (compatibilmente coi sistemi radiogeni). Si è misurato il valore medio dei pixel (livello di grigio). Abbiamo quindi valutato l'andamento dei

livelli di grigio in funzione della dose al rivelatore. Le rette di regressione sono state ottenute col metodo dei minimi quadrati.

Rumore (NPS)

Le misure di NPS sono state eseguite esponendo il rivelatore ad un campo di radiazioni uniforme. La valutazione è stata eseguita a 6 valori di esposizione tra 1 e 20μ Gy, corrispondenti ad un intervallo di utilizzo clinico.

NPS "noise power spectrum", descrive quanto bene il sistema processa il segnale di rumore. Descrive le fluttuazioni del rumore con la frequenza spaziale (rappresenta la decomposizione in termini spettrali della varianza dell'immagine dopo un'esposizione uniforme).

Risoluzione spaziale (MTF)

La MTF(f) descrive l'abilità del sistema a distinguere variazioni nella distribuzione spaziale del flusso di fotoni incidenti; descrive quanto bene un sistema processa il segnale, e' una funzione decrescente della frequenza (fig IV.16).



Fig. IV.16 Curva MTF



Risultati.

Dall'analisi delle curve di risposta dei sistemi analizzati si può affermare che tutti i sistemi hanno una buona linearità (R^2 >0.996) con il logaritmo della dose, per Kodak e Canon, e con la dose, per Ferrania.

Nel grafico di MTF sono anche state indicate le frequenze di Nyquist corrispondenti alle dimensioni dei pixel delle matrici. I valori per i sistemi indiretti sono significativamente inferiori rispetto a quelli per i sistemi diretti. Non sono state notate significative differenze, per i tre sistemi, tra MTF nella direzione X o Y, o, nel caso di rivelatori composti da più pannelli, tra i quattro quadranti. I dati indicano un MTF maggiore nel caso del sistema Agfa rispetto al Ferrania, sebbene si tratti in entrambe i casi di sistemi indiretti e il cristallo di CsI sia strutturato, mentre quello di Gd₂O₂S sia granulare. In relazione a ciò va comunque tenuto in considerazione che i dati provenienti dal sistema Ferrania non sono sottoposti a post elaborazione, mentre nel caso degli altri due sistemi non è possibile escludere tale eventualità. Dai grafici si può osservare una modesta dipendenza dell'MTF dalla tensione.

L'analisi degli spettri di Wiener ha evidenziato che per l'apparecchiatura Canon si ha un NPS compreso tra 10^{-3} e 10^{-4} mm² e risulta essere più elevato a basse tensioni; per l'apparecchiatura Ferrania i valori si attestano tra i 10^{-5} e 10^{-6} mm², con una maggiore dipendenza dalla dose alle alte tensioni. In questo caso l' NPS diminuisce sensibilmente (quasi un ordine di grandezza) all'aumentare della frequenza.

L'apparecchiatura Kodak ha un NPS costante alle diverse frequenze con valori compresi tra 10^{-4} e 10^{-5} mm², e valori lievemente inferiori per le basse tensioni. In tutti e tre i casi è stata confermata la previsione teorica di riduzione dell'NPS all'aumentare della dose. Questi andamenti vengono trasposti nelle curve di DQE anche se in questo caso diventa consistente il contributo del rumore, che per i sistemi diretti (Kodak) è sensibilmente maggiore che per quelli indiretti (Ferrania, Canon), rivelando una maggiore dipendenza anche dalla tensione. I valori maggiori si hanno per tensioni di 70 kV per tutti e tre i sistemi, anche se per i sistemi indiretti si ha una minore differenziazione. Per quanto riguarda la dose si può osservare che l'intervallo che fornisce risultati migliori è quello intorno tra i 7 e i 9 µGy per tutti e tre i sistemi. I valori più elevati si hanno per i sistemi Kodak (70kV) e Ferrania (70 e 120kV).

Efficienza quantica di rivelazione (DQE).

E' l'efficienza di trasferimento di un sistema per imaging dal suo ingresso alla sua uscita come percentuale di rapporti segnale/rumore (SNR). La DQE è una indicazione di come il SNR di un segnale di immagine di ingresso sia trasferito al campo immagine di uscita.

Matematicamente:

$$DQE = \frac{(SNR_{out})^2}{(SNR_{inp})^2}$$
(29)

Idealmente DQE = 1, in genere è minore perché il rivelatore aggiunge del rumore ad esempio a causa dell'elettronica.

La DQE(f) in funzione della frequenza spaziale (misurata in cicli/mm) 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(f) sta sostituendo criteri di misura come quello della MTF o quello della risoluzione come funzione delle linee visibili. Più alta è la DQE (valori massimi raggiunti 70%) più bassa è la dose per esposizione, migliore è la discriminazione a basso contrasto.

La DQE(f) sarà il parametro di utilizzo per i controlli di qualità di un sistema digitale.

Nel caso dei raggi X,
$$SNR_{in}^2 = N$$
, $SNR_{out}^2 = \frac{[MTF(f)]^2}{NPS^2}$, quindi:

$$DQE = \frac{k[MTF(f)]^2}{N \times NPS(f)}$$
(30)

dove k è un fattore dimensionale di conversione delle unità e N numero di fotoni X incidenti.

IV.3 Fotodiodi nei FPD a conversione diretta.

Un fotodiodo (fig. IV.16) è un particolare tipo di diodo che funziona come <u>sensore</u> <u>ottico</u> in grado di riconoscere una determinata gamma di lunghezza d'onda e di generare un segnale elettrico di corrente.

Esso consiste di una <u>giunzione p-n</u> drogata asimmetricamente. La zona *p*, cioè la zona drogata con N_a accettori, può ad esempio essere molto più drogata rispetto alla zona *n*, zona caratterizzata dalla presenza di atomi donori con densità $N_d \ll N_a$. La zona p, disposta molto vicino alla struttura esterna del fotodiodo, è a sua volta rivestita da uno strato <u>antiriflesso</u> e da un elettrodo.



Fig.IV.16 Fotodiodo.

Polarizzazione diretta

Il fotodiodo, se polarizzato in maniera diretta, e cioè con una tensione al terminale p più alta di quella al terminale n, si comporta come un comune diodo. La corrente che esso è in grado di condurre segue, in prima approssimazione, la legge esponenziale del <u>diodo</u>.

Non essendo tuttavia progettato per la polarizzazione diretta, esso non avrà una capacità di corrente tale da suggerirne un simile utilizzo in quanto il surriscaldamento dovuto al passaggio di corrente potrebbe danneggiare gli elementi circostanti.

Polarizzazione inversa

Il fotodiodo opera correttamente se polarizzato in maniera inversa, e cioè se la tensione ai propri terminali si presenta più alta nella zona n che nella zona p.

In questo caso, il campo elettrico di *built-in*, presente in tutti i dispositivi a giunzione, tenderà ad aumentare di intensità favorendo la creazione di una <u>zona di svuotamento</u> (depletion region). Questa regione svuotata può essere considerata come una zona resistiva.

Nel momento in cui un fotone incide sulla superficie del fotodiodo, l'energia, data dall'equazione

$$E_g = h v \tag{31}$$

se è maggiore del Bandgap tra banda di valenza e banda di conduzione del materiale del dispositivo, causerà la creazione di una coppia elettrone-lacuna libera (<u>e-h</u>). Una (e-h) libera consiste in un elettrone eccitato in banda di conduzione ed una lacuna in banda di valenza. Una volta generata la coppia, essa è soggetta al campo elettrico prodotto dalla differenza di potenziale applicata. L'elettrone sarà quindi attratto verso la zona n mentre la lacuna verso la zona p.

Questo flusso di carica causa una fotocorrente inversa che rappresenta il segnale elettrico prodotto dall'incidenza del fotone.

IV.4 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 (fig. IV.17).



Fig. IV.17 Diffusione nello strato scintillatore

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 IV.18.



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 IV.19, evitando così di perdere quei fotoni dovuti alla diffusione.



Fig.IV.19

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 IV.20.



Fig.IV.20

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. Un prototipo di rivelatore riempito con lo scintillatore si può notare in figura IV.21.



Fig.IV.21 Rivelatore riempito con lo scintillatore

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 IV.22.



Fig.IV.22

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 IV.23.



Fig. IV.23

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.

CAPITOLO V

Elaborazione di immagini digitali

Introduzione

Ricordiamo che un'immagine digitale è la rappresentazione in forma numerica di un immagine reale. I valori numerici sono disposti secondo una matrice bidimensionale i cui punti sono chiamati pixel. L'acquisizione dell'immagine avviene tramite il processo di digitalizzazione che consiste nella conversione di un segnale analogico continuo in un valore digitale (numerico) discreto.

I processi di *campionamento* e *quantizzazione* concorrono insieme alla digitalizzazione di un segnale.

Il campionamento è quella operazione per mezzo della quale si eseguono rilevamenti a intervalli di tempo regolari su un segnale analogico continuo frazionandolo in un numero discreto di campioni.

Nella fase di quantizzazione ad ogni campione rilevato viene assegnato un valore numerico discreto scelto da una tavolozza di valori predefinita. La fedeltà di rappresentazione dell'immagine digitale è determinata dalla frequenza di campionamento e dal livello di quantizzazione. Più ampia è la scala da cui attingere i valori da assegnare a ciascun pixel e meglio saranno rappresentate le piccole variazioni di intensità di grigi tra pixel adiacenti.

Lo sviluppo dell'Information Technology (IT), con la diffusione delle tecnologie "computer based" in tutti i settori della medicina e particolarmente in radiologia, ha determinato cambiamenti sostanziali nella gestione dell'attività assistenziale e soprattutto nella sua qualità, permettendo la diffusione dei PACS. L'acronimo sta per *Picture Archiving and Communication System* e rappresenta l'integrazione in un network di diversi sottosistemi, quali le modalità di acquisizione di immagini e dati, l'archivio, le workstation di visualizzazione e refertazione. La principale caratteristica di un PACS è la sua flessibilità, ovvero la capacità di adeguare la propria architettura alle dimensioni del presidio in cui deve essere implementato e

agli obiettivi da raggiungere; tutti i PACS sono formati da una configurazione più o meno complessa degli stessi componenti di base: modalità di acquisizione delle immagini digitali o digitalizzate, archivi, workstation di refertazione, web server, network, ma possono offrire funzionalità molto diverse fra loro. L'integrazione e la comunicazione tra le diverse componenti è un punto fondamentale per assicurare l'efficacia del sistema: l'introduzione di un formato standard, sia per le immagini che per il protocollo di comunicazione, ha contribuito a questo obiettivo. I PACS attualmente commercializzati impiegano standard di comunicazione DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine). Si tratta di un protocollo che ha il ruolo di specificare i servizi del PACS, cioè la tipologia e le modalità di colloquio tra PACS e i diversi componenti del sistema, senza però definire una particolare architettura del sistema. Le caratteristiche del DICOM ci permettono di integrare un archivio in grado di ricevere informazioni da tutte le diagnostiche e di poterle inviare alle workstation. Il DICOM è, quindi, uno standard che definisce il tipo di codifica e di compressione dell'immagine, la disposizione dei dati identificativi del paziente e dell'esame, definisce i protocolli di trasmissione e archiviazione.

V.1 Radiografia digitale basata su fosfori a memoria

La maggior parte dei sistemi con fosfori a memoria richiede le stesse fasi operative di una radiografia su pellicola tradizionale.

Le quattro fasi principali nel funzionamento del sistema sono: utilizzo della piastra fosfori da parte del tecnico di radiologia, immissione dei dati identificativi, lettura laser della piastra e formazione dell'immagine del computer (fig V.1)



Fig. V.1 Sistema di imaging con piastre a fosfori. Il percorso della piastra (IP) dal caricamento nella cassetta alla stampa su pellicola. La mano simbolizzata indica le procedure manuali.

Impiego della piastra a fosfori da parte del tecnico di radiologia.

Viene scelta una piastra di dimensioni appropriate e caricata automaticamente in una cassetta.

Le piastre richiedono nella manipolazione la stessa cura degli schermi di rinforzo tradizionali: pulizia periodica ed uso di guanti di cotone per evitare di ungere o graffiare la superficie. Esse vanno soggette a rovinarsi e piegarsi durante il trasporto automatico nei rulli.

Le piastre sono caricate meccanicamente nelle cassette dopo la cancellazione automatica attraverso la luce.

Inserimento dei dati del paziente.

I dati identificativi del paziente possono essere inseriti manualmente con una speciale carta magnetica di identificazione. Le carte magnetiche accompagnano i pazienti e le stesse cassette durante l'esecuzione degli esami radiologici.

I dati identificativi sono associati alla identificazione delle immagini ed alle istruzioni di elaborazione dopo l'esame.

Un lettore di codici a barre rileva il numero della piastra attraverso un'apposita finestra nel coperchio della cassetta; esso associa i dati dell'immagine sulla piastra alle istruzioni di elaborazione ed ai dati anagrafici.

Nel centro presso il quale ho effettuato la mia attività di tirocinio viene usato il programma agfa cr qs 3.0, di cui si parla in seguito, come software di acquisizione immagini che visualizza una schermata su cui immettere i dati personali del paziente e il tipo di esame da effettuare, un esempio è mostrato in fig. V.2.

Nana Der Peter D Tolle da Commune	-	For these and the second secon
State State-gener State-type Accessed (States)	2	Salaruty
Copy Copy Copy Copy Copy Copy Copy Copy	View Poullan Expression Care Since Strates	
Pesting Destington Proc	Dangelink Primer	for trees al

Fig. V.2 Schermata per immissione dati del paziente

Lettura laser della piastra.

La cassetta esposta viene inserita nel lettore laser per la lettura e lo scaricamento automatico.

La capacità di memorizzazione temporanea della macchina assicura una breve attesa nel trattamento delle piastre e delle cassette.

Il tempo totale di elaborazione è di 3-4 min per i fosfori. Dopo la lettura le piastre sono cancellate e sistemate in un magazzino per la riutilizzazione.

Formazione e presentazione dell'immagine.

In una piastra il segnale relativo all'immagine viene letto e digitalizzato. I dati relativi alle immagini e all'identificazione anagrafica del paziente sono memorizzati simultaneamente in un disco magnetico e trasferiti in un'unità di archiviazione a lungo termine. Le immagini possono essere anche trasmesse a distanza. L'elaborazione on-line attraverso monitor ad alta risoluzione o la stampa possono essere eseguiti attraverso il processore di immagine (fig.V.1).

Il processo di formazione dell'immagine è diviso in tre fasi fondamentali: acquisizione, elaborazione e visualizzazione dell'immagine. L'elaborazione è una parte intrinseca ed essenziale della radiologia digitale, può essere continuamente modificata, attraverso dei particolari software, nei vari dati per ottenere una ottimale visualizzazione dell'immagine finale . L'immagine non può essere vista senza essere elaborata, quindi viene usato un algoritmo di elaborazione che può aumentare la resa diagnostica di certe applicazioni cliniche. Possiamo distinguere due categorie di elaborazioni sulle immagini digitali. La prima tipologia di elaborazione consiste nel combinare contenuti informativi estratti da immagini diverse in una immagine nuova, ottenendo una nuova informazione. Questo è il caso delle ricostruzioni multiplanari, di endoscopia virtuale ed altri tipi di elaborazione 3D tipiche dei sistemi ad acquisizione volumetrica come la tomografia computerizzata.

Un secondo tipo di elaborazione è quello mirato al miglioramento della percepibilità dell'immagine. Queste vengono trattate in modo da evidenziare un determinato tipo di informazione in essa contenuto rispetto ad altri. Vale a dire, migliorarne selettivamente il rapporto segnale/rumore in base all'obiettivo diagnostico proposto. Tipiche operazioni di elaborazione digitale delle immagini bidimensionali sono: la modificazione del contrasto, inversione delle tonalità di grigi,esaltazione dei contorni, filtrazioni e ingrandimenti.

V.2 Software agfa cr qs

Il software di sistema orientato allo studio CR (Computer Radiography) QS (Quality System) offre strumenti utili per rendere più agevoli e rapide l'anteprima delle immagini elaborate, le correzioni avanzate delle immagini, le annotazioni più svariate e l'inoltro ai sistemi PACS o alla stampante. CR QS è uno strumento di elaborazione delle immagini molto intuitivo e facile da usare, realizzato su misura per il flusso di lavoro dell'utente e basato sul famoso software di elaborazione delle immagini MUSICA di Agfa (Multi Scale Image Contrasto di amplificazione). MUSICA, scompone l'immagine digitale in una serie di diverse gamme di frequenza

e modula l'ampiezza del segnale; può elaborare immagini a più dimensioni fornendo anche informazioni più dettagliate sulla loro qualità.

Confrontiamo la qualità delle immagini prima e dopo essere state elaborate da MUSICA.

Esempio di un torace



Torace prima dell'elaborazione



Torace dopo l'elaborazione



Come si può notare, con l'elaborazione di MUSICA si visualizzano i dettagli più sottili in tutte le dimensioni, si migliora la comodità di lettura.

Gli apparecchi dedicati alla radiologia toracica vengono spesso dotati di algoritmi speciali "a doppia energia". L'imaging a doppia energia consente l'acquisizione di due immagini radiografiche postero-anteriori (PA) del torace, a circa 200 ms una dall'altra. Le informazioni dell'immagine ad alta energia (110- 150kVp) vengono associate alle informazioni provenienti dall'immagine a bassa energia (60-80kVp) per generare immagini delle ossa e del tessuto molle. Queste due acquisizioni forniscono al radiologo: la radiografia PA standard, un immagine PA del torace in cui non appaiono le ossa (conosciuta come immagine del tessuto molle), un immagine del sistema scheletrico del torace (definita immagine ossea).

il kilovoltaggio finale scelto per il radiodramma del torace è un compromesso tra lo spettro dell'alta energia, che è desiderabile per le proprietà dell'imaging (elevato contrasto), e il voltaggio ideale necessario per mantenere bassa la dose al paziente. La minima dose al paziente varia secondo la taglia del paziente come pure secondo il QDE, è ottenuta con voltaggi compresi tra 90 e 120 KVp per pazienti corpulenti e tra 80 e 100 KVp per pazienti magri, i parametri relativi alla precedente radiografia sono: 90KVp, 10mAs, 40ms.

Referto medico: l'indagine eseguita con tecnica numerizzata (sensibile contrazione della dose di radiazioni al paziente) ha permesso di constatare reperto negativo per lesioni a focolaio sia a livello respiratorio, che costale e cardiovasale rilevabili radiologicamente.

Esempio di mammografia

L'algoritmo a doppia energia, oltre che nella radiografia del torace, trova applicazione anche in mammografia.

Per le operazioni di filtraggio e di elaborazione un immagine digitale viene rappresentata nel dominio delle frequenze spaziali, cioè come variazione di energia radiante in funzione della frequenza spaziale. Le basse frequenze contengono informazioni sull'illuminazione globale e sulle piccole variazioni di luminosità, le alte frequenze invece ci informano del dettaglio, dei bruschi cambiamenti di energia. I filtri di edge enhancement sono dei filtri passa alto, esaltano il contenuto ad alta frequenza dell'immagine, evidenziano i contorni. Questi filtri aumentano la risoluzione spaziale a discapito del rapporto segnale rumore. I filtri di smoothing invece, sono filtri passa basso, esaltano le basse frequenze. Essi aumentano il rapporto segnale rumore ma riducono la risoluzione spaziale.

Fra tutte le aree cliniche nelle quali la radiografia rappresenta un elemento basilare, la mammografia è quella nella quale la tecnologia digitale ha avuto, fino ad ora, il minor impatto pratico. L'imaging digitale non è ancora clinicamente accettato come modalità mammografico. La risoluzione spaziale limitata, propria di tutti i sistemi digitali, è la ragione principale del mancato sviluppo della mammografia digitale. Malgrado queste limitazioni, tuttavia, l'imaging digitale avrà un grande futuro ed è stato già occasionalmente applicato nella valutazione di pazienti con sospetto di tumore, in mammelle e radiologicamente dense (un problema particolare dell'immagine della mammella è la forte attenuazione dei raggi X nella mammella densa). Circa il 30% delle donne ha un parenchima mammario denso con un'alta percentuale di elementi fibroghiandolari. Questi danno una attenuazione simile a quella prodotta da masse tumorali della mammella e in un sistema di rilevazione quale la pellicola radiografica, con un contrasto limitato, il normale parenchima mammario può facilmente oscurare una massa tumorale; l'elaborazione dell'immagine digitale può facilitare la visualizzazione di queste regioni).

Mammografia prima dell'elaborazione



Mammografia dopo l'elaborazione





Tale mammografia è stata fatta per un controllo generale; i parametri usati sono: 28KV, 25mAs.

Referto medico: l'indagine eseguita con tecnica numerizzata ha permesso di constatare ancora una buona rappresentazione della componente ghiandolare della varietà di micron nodulare diffusa. Si escludono caratteri patognomonici di dimostrazione radiologica attuale.

Conclusioni

In questa tesi è stato trattato lo studio dei raggi X, in particolare il loro uso in radiologia diagnostica. Sono state approfondite le loro caratteristiche principali

quali: produzione, assorbimento, spettro, qualità e quantità. Soffermandoci su una loro basilare caratteristica, che è quella di impressionare le lastre fotografiche, si è parlato di pellicole radiografiche (vecchi metodi di rivelazione), fino a giungere ai fosfori di storage e amplificatori di brillanza (metodi di rivelazione moderni). In tale lavoro, inoltre, si è dato ampio spazio ai flat panels e quindi alla radiologia digitale, fino a giungere ad una proposta di flat panel che tende ad ottimizzare la dose al paziente con conseguente miglioramento delle informazioni diagnostiche.

Il capitolo finale tratta dell'elaborazione di immagini digitali argomento approfondito durante l'attività di tirocinio.

Bibliografia

- 1. Radiologia: elementi di tecnologia. Roberto Passariello. Gruppo editoriale Idelson-Gnocchi.
- 2. Appunti del corso "Tecnologie e tecniche di imaging radiodiagnostica" A. Di Bartolomeo.
- 3. Radiologia digitale computerizzata nella pratica clinica. Reginald E. Greene, Jorg-Wilhelm Oestmann. Gruppo editore Verducci.
- L'immagine radiologica: tecnologie e tecniche di acquisizione. Robert A. Fosbinder, Charles A. Kelsey. Edizione italiana a cura di Alessandro Beaux, Marco A. Ciccone, Mauro Guerrini.
- 5. Fisica generale: elettromagnetismo relatività ottica. Edoardo Amaldi, Romano Bizzarri, Guido Pizzella. Gruppo editore Zanichelli.
- 6. Fisica: elettromagnetismo-onde. Mazzoldi, Nigro, Voci. Gruppo editore EdiSES.
- Valutazione delle caratteristiche fisiche di sistemi radiografici digitali tipo "Flat panel"; Torresin, A. Mari, P. Colombo, F.Ghielmetti, S. Re, A. Bergantin, G.Pedroli. – Struttura Complessa di Fisica Sanitaria, Azienda Ospedale Niguarda Ca' Granda, Milano.
- M J Yaffe and J A Rowlands Imaging Research Program, Sunnybrook Health Science Centre, The University of Toronto, 2075 Bayview Avenue, Toronto, Ontario, Canada M4N 3M5 X-ray detectors for digital radiography, Phys. Med. Biol. 42 (1997) 1-39
- 9. Safa O. Kasap and John A. Rowlands.Direct-Conversion Flat-Panel X-Ray Image Sensors for Digital Radiography. Proceedings of the Ieee, Vol. 90, April 2002 591
- 10. Sol M. Grunera, Department of Physics, Laboratory of Atomic and Solid State Physics, Cornell University, Ithaca. Charge-coupled device area x-ray detectors. Review of Scientific instruments volume 73, number 8 August 2002.
- Badela, A. Galeckasa, J. Linnrosa, P. Kleimannb, C. Fr.ojdhc,d, C.S. Petersson. Improvement of an X-ray imaging detector based on a scintillating guides screen XNuclear Instruments and Methods in Physics Research A 487 (2002) 129–135,

Ringraziamenti

Desidero ringraziare innanzitutto il Dottore Antonio Di Bartolomeo per la disponibilità offertami durante la realizzazione di questa tesi.

Un sentito ringraziamento alla Professoressa Ileana Rabuffo per i suoi preziosi insegnamenti e per la sua gentilezza e professionalità.

Ringrazio il Dott. Mario Gargiulo e tutti tecnici del suo centro per la loro pazienza e disponibilità offertami durante il tirocinio, e per avermi dato la possibilità di toccare con mano ciò che è stato descritto in questa tesi.

Un ringraziamento speciale ai miei genitori, che mi hanno sostenuto e incoraggiato in questi anni.

Ringrazio in particolare i miei amici e colleghi Carlo Iuorio, Antonio Stabile, Enrico Leo e Michelangelo Formisano per la loro sincera amicizia e l'insostituibile aiuto al superamento di vari esami.

Un profondo grazie alla mia migliore amica Emanuela, per tutto ciò che le parole sarebbero inadeguate ad esprimere, ma soprattutto per esserci, sempre.

Ringrazio la mia ex coinquilina nonché amica sincera Virginia che è stata l'unica persona a sapermi regalare un po' di spensieratezza e tranquillità anche nei momenti più difficili del mio percorso universitario.

Ringrazio mia cugina Luigina che più di chiunque altro ha creduto in me.

Grazie anche a Renzo, Gianpaolo, Alessandro V., Davide, Michele, Mammamamma, Zia Rosa e Susi.