

Tecnologie e tecniche di imaging radiodiagnostica

***Principi alla base della formazione
dell'immagine diagnostica in medicina
nucleare***

Parte 2

Versione preliminare

fare riferimento al sito web:

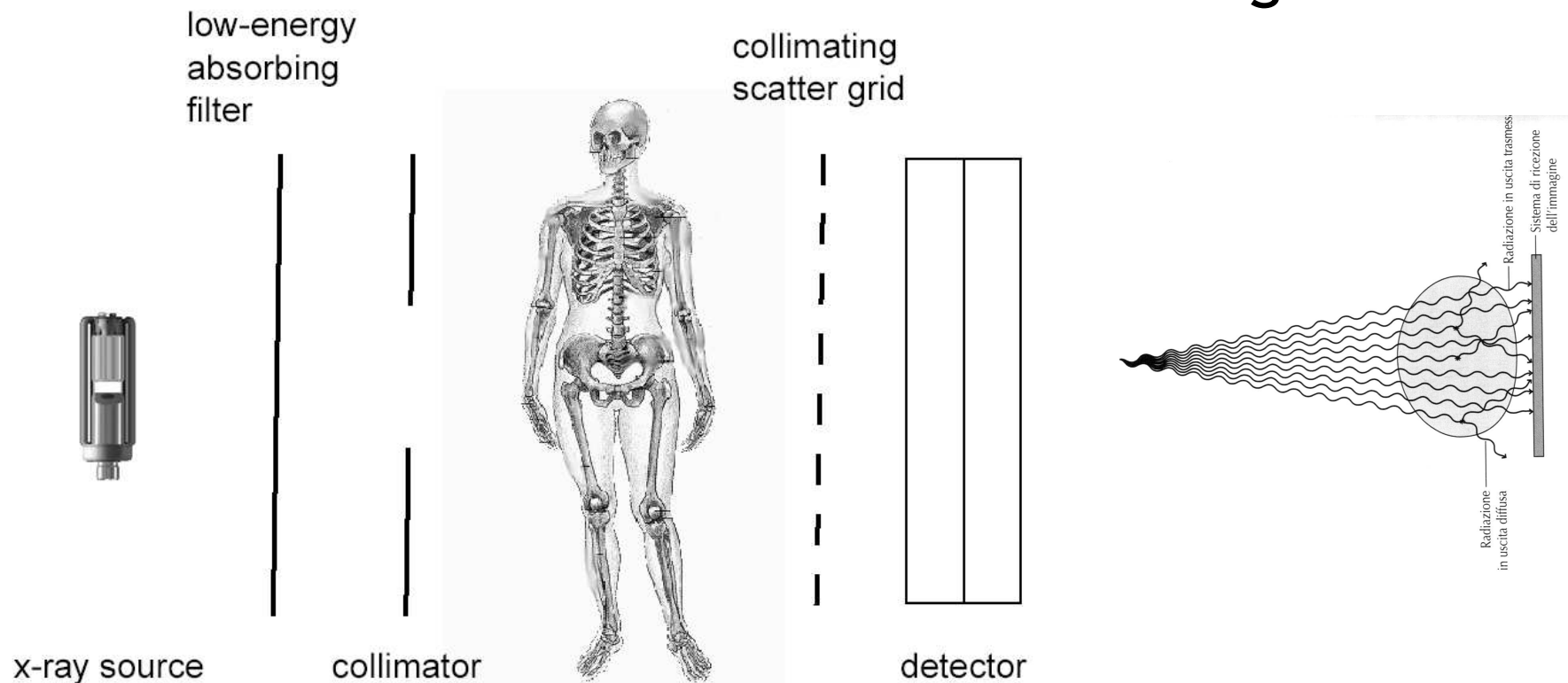
www.sa.infn.it/antonio.dibartolomeo

Antonio Di Bartolomeo

AA 2004-05 - gennaio 2006

- **Qualità dell'immagine: densità, contrasto, risoluzione, distorsione**
- Rivelatori schermo/pellicola
- Intensificatori di immagine
- Radiografia digitale diretta ed indiretta
- Usi clinici
- Effetti biologici e sicurezza

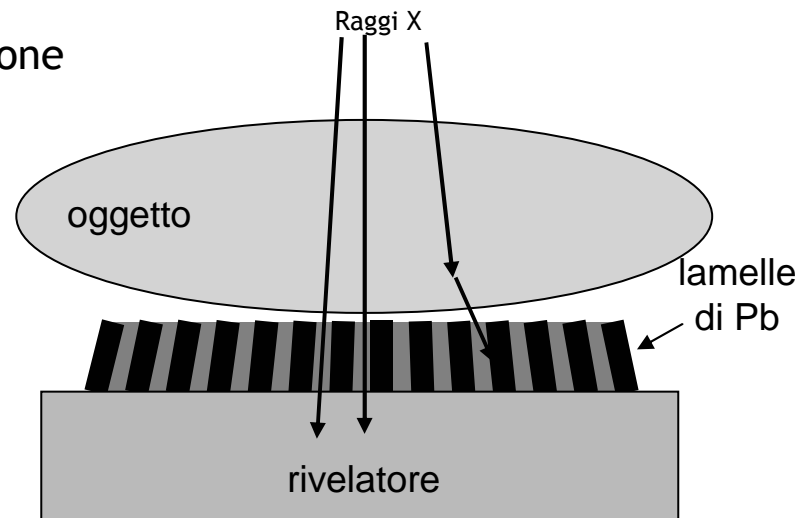
Schema di acquisizione di immagini radiografiche



- *Generatore di ragg X*
- *Filtro di alluminio*, rimuove la radiazione soft cioè i fotoni a bassa energia (processo detto beam hardening)
- *Collimatore*, per ridurre la parte di paziente irradiata
- *Paziente*, soggetto attenuatore del fascio di raggi X
- *Griglia*, matrice collimatrice di tungsteno che assorbe i fotoni diffusi (scatterati). Ferma i fotoni a grande angolo di incidenza.
- *Rivelatore*, può essere una combinazione *schermo-pellicola*, un *intensificatore d'immagine* con telecamera, una cassetta contenente un *storage-phosphor plate* o un *flat panel detector* (rivelatore a schermo piatto).

Griglia anti-diffusione

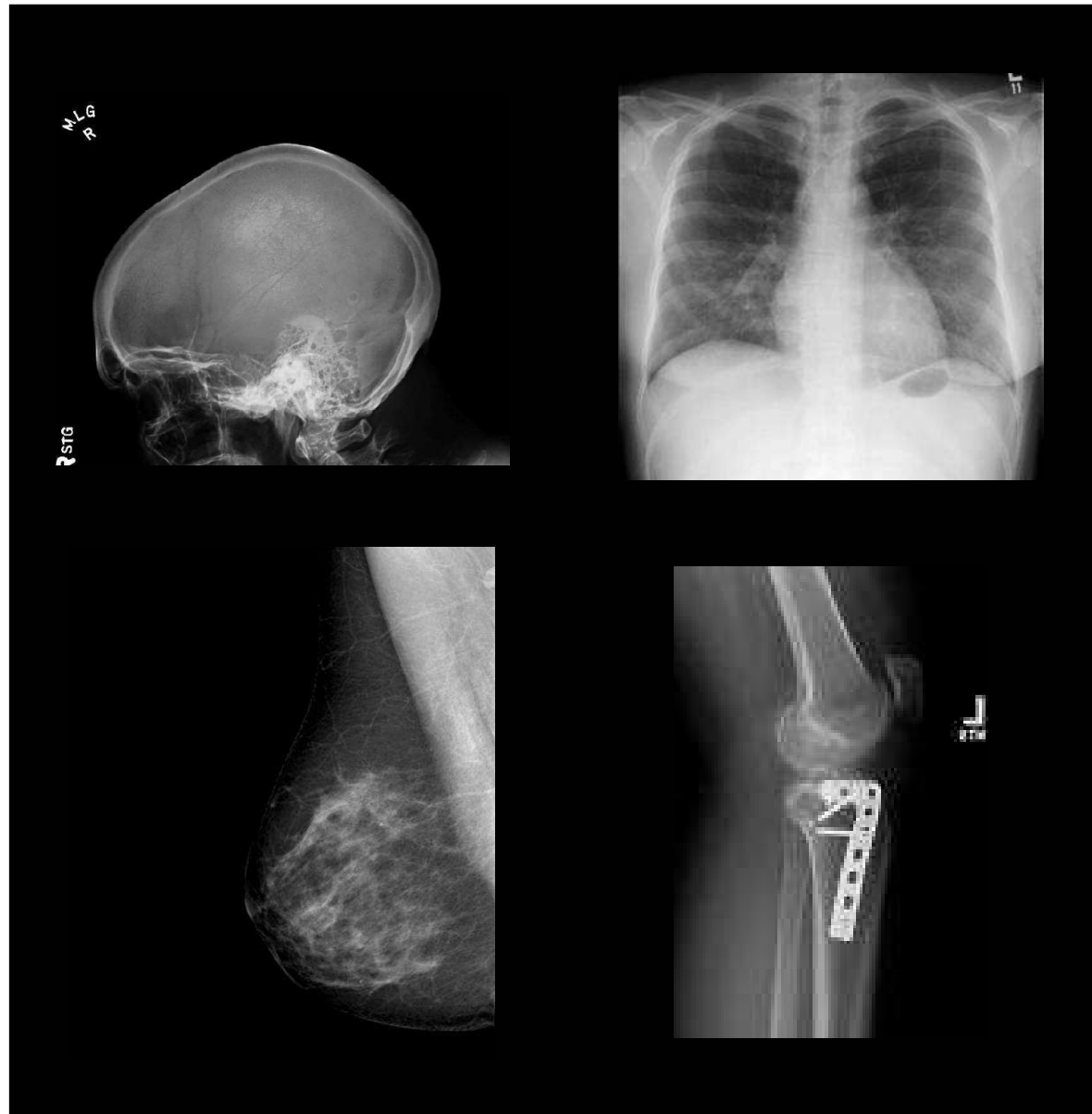
- Interazioni Compton significative per basse energie dei fotoni E_p (37-50% di tutti i fotoni)
- Griglia lineare
 - lamelle di piombo + materiale interstiziale radiotrasparente
 - Lamelle focalizzate verso la sorgente
 - Rapporto di griglia, rapporto tra altezza delle lamine e loro distanza: ~ 3.5-5:1
 - *Fattore di riduzione: ~5 Scatter-to-primary (SPR) reduction*
 - Correzione della diffusione soltanto in una dimensione
- Griglie a croce introdotte di recente
- Griglie vengono mosse durante l'esposizione
- Esposizione più lunga



Alcune regole pratiche nell'acquisizione di un'immagine radiografica

- Per *ottenere la minima dose al paziente e una buona qualità dell'immagine*, usare il più piccolo valore possibile di mA (diminuisce dose al paziente) e il più alto valore possibile di kVp (produce immagini con più dettagli)
- Usare la più stretta collimazione possibile (meno radiazione diffusa, solo parti rilevanti del paziente esposte)
- Il tubo a raggi X deve essere il più lontano possibile dal paziente
- Il rivelatore deve essere quanto più vicino possibile al paziente
- L'uso della griglia aumenta la dose di radiazione; se la qualità dell'immagine è adeguata la griglia va rimossa.

Esempi di immagini radiografiche



L'immagine radiografica

- L'aspetto dell'immagine radiografica usata ai fini diagnostici dipende da:
 - **Caratteristiche del paziente**, cioè dalle interazioni tra i raggi X ed i diversi tessuti del paziente
 - **Caratteristiche del sistema di rivelazione** dei raggi X trasmessi

- Parametri per caratterizzare l'immagine radiografica:
 - *Densità ottica*
 - *Contrasto*

- L'aspetto dell'immagine radiografica è influenzato da vari fattori tecnici
 - *Tempo di esposizione (s)*
 - *mA, kVp*
 - *Distanze SID, SOD, OID*
 - *Dimensione della macchia focale*
 - *Orientamento del fascio RX rispetto al paziente*

- Le immagini prodotte con i raggi X, 2D ottenute per proiezione di parti corporee 3D, possono essere in vario modo *distorte* o *sfocate* e condurre ad errori diagnostici
- Ingrandimento radiografico diretto: immagine ingrandita, ma distorta di una certa parte anatomica
- Tomografia: particolare tecnica che utilizza il movimento per sfuocare alcune porzioni dell'immagine ; in tal modo si aumenta la visibilità di strutture poste in sedi di interesse

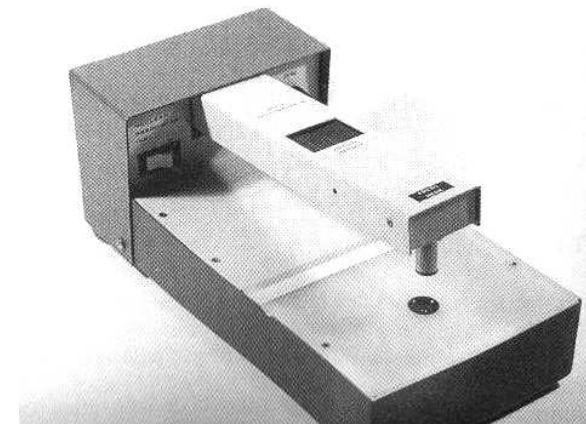
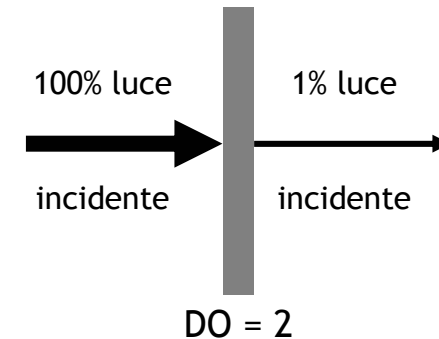
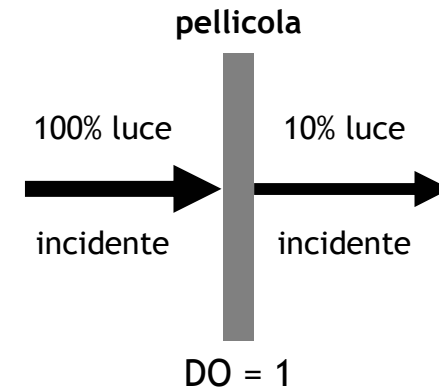
Densità ottica

- Densità ottica (DO) o densità dell'immagine è un indice del grado di annerimento dell'immagine
- Matematicamente definita come:

$$DO = \text{Log} (I_{\text{inc}} / I_{\text{trasm}})$$

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

- Definita in modo logaritmico perché *l'occhio risponde in modo logaritmico* alle variazioni di luminosità: una immagine con DO doppia appare due volte più scura.
- La DO si misura utilizzando un *densitometro ottico*.
- In radiologia diagnostica tipiche DO sono 0.2-3, l'ottimale è 0.5-1.5. DO > 2 nero; DO < 2 trasparente.



Controllo della densità ottica

➤ I fattori tecnici che influenzano la densità ottica sono i *mAs* (*prodotto tra corrente nel tubo e tempo di esposizione*) e la *SID* (*distanza tra la macchia focale ed il ricettore dell'immagine*)

➤ mAs

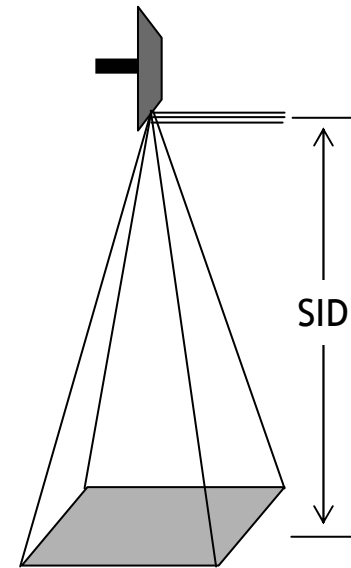
E' il principale fattore usato per controllare la DO. Aumentando i mA (da 25 a 1000) o il tempo di esposizione (s) si producono più raggi X e quindi si ottengono immagini più nere, ovvero con più elevata DO. Non consigliabile aumentare il tempo di esposizione per evitare artefatti da movimento.

➤ SID (source to image receptor distance o DFF distanza fuoco-film)

Distanza tra fuoco e pellicola. Aumentando la SID si riduce il numero di raggi X che colpisce la pellicola (legge dell'inverso del quadrato della distanza), quindi la densità ottica. Raddoppiando la SID l'intensità si riduce ad un quarto dell'originale.

Solitamente la SID non viene variata per cambiare l'annerimento. SID tipiche in radiodiagnostica sono 1-1.80 m.

➤ *Sistema di controllo della densità ottica (-2,-1,N,+1,+2)* permette di regolare la densità, tramite AEC, con cambiamenti della DO pari al 30%



mAs: combinazione di tempo e milliamperere

- *Legge di reciprocità*: è possibile impostare varie combinazioni di mA e tempi di esposizione ottenendo un analogo valore di mAs e quindi di densità ottica

- Valori più alti di mA con ridotti tempi di esposizioni determinano densità ottica del radiogramma identica a quella ottenuta mA inferiori e tempi di esposizione maggiori

- Per una data densità ottica, il rapporto $mAs / (SID)^2 = costante$

<i>s</i>	<i>mA</i>	<i>mAs</i>
0.01	1000	10
0.050	200	10
0.1	100	10
0.25	40	10
0.50	20	10
1	10	10

- Immagine troppo chiara -> pellicola sottoesposta -> aumentare i mAs
 - Immagine troppo scura -> pellicola sovraesposta -> diminuire i mAs
- Piccole variazioni di densità ottica richiedono variazioni di mAs di almeno il 50%
- Selezione dei mAs

Relazione mAs -SID: esempio

In sala diagnostica di pronto soccorso viene eseguita una proiezione laterale del rachide cervicale ad 1 m, 70 kVp, 10 mAs; l'immagine ha una densità soddisfacente.

Per un successivo controllo è necessario eseguire una radiografia in laterale in una delle diagnostiche della radiologia dove è utilizzata una SID pari a 180 cm.

Quale nuovo valore di mAs deve essere selezionato per ottenere una buona radiografia a tale distanza?

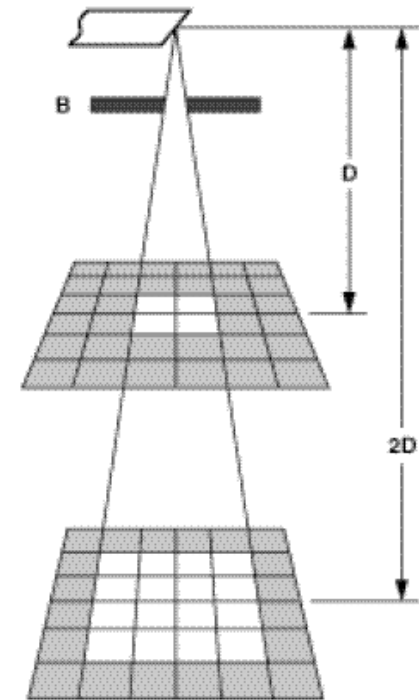
Soluzione:

Si è visto che, a parità di densità ottica:

$$\frac{mAs}{(SID)^2} = \text{cos.} \rightarrow \left[\frac{mAs}{(SID)^2} \right]_1 = \left[\frac{mAs}{(SID)^2} \right]_2 \rightarrow [mAs]_2 = \left[\frac{mAs}{(SID)^2} \right]_1 \cdot [(SID)^2]_2$$

Quindi

$$[mAs]_2 = \left[\frac{10 \text{ mAs}}{(100 \text{ cm})^2} \right]_1 \cdot [(180 \text{ cm})^2]_2 = 32 \text{ mAs}$$

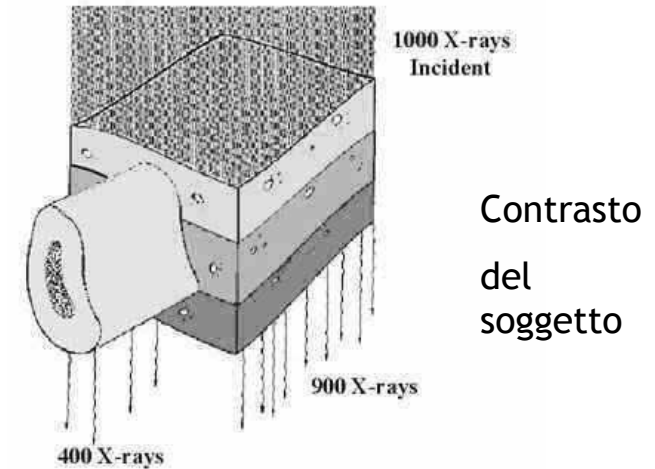


kVp e densità dell'immagine

- Al giorno d'oggi la quasi totalità delle esposizioni viene realizzata utilizzando tecniche a kVp costante (es 70 keV)
 - La densità dell'immagine radiografica, ad esempio per compensare diversi spessori del paziente, viene controllata variando i mAs
- ... tuttavia: un aumento dei kVp determina un aumento della radiazione in uscita dal paziente e quindi un maggior annerimento della pellicola
- **Regola del 15%:** una variazione percentuale dei kVp pari al 15% è equivalente ad una variazione dei mAs di un fattore 2.
 - A parità di densità ottica se i kVp sono aumentati del 15% i mAs devono essere ridotti di un fattore 2
 - *kVp non usato come fattore di controllo della DO (sue variazioni opportunamente compensate con i mAs)*
- *Aumenti del kVp riducono il contrasto radiografico, allargando la scala dei livelli di contrasto (vedi seguito).*

Contrasto

- *Contrasto*: differenza di densità ottica tra due aree dell'immagine
- *Contrasto del soggetto* e *contrasto del rivelatore o pellicola*
- Il contrasto del soggetto dipende dall'assorbimento differenziale del fascio di raggi X: diverse parti corporee trasmettono o attenuano il fascio in maniera differente.
- Il kVp (che controlla la *qualità* del fascio) è il principale fattore di controllo del contrasto radiografico; maggiore kVp risulta in un contrasto più basso (long scale) e generalmente in un aumento di dettagli
- Variazioni di mA, tempo di esposizione o SID hanno influenza trascurabile



Contrasto basso o *long-scale*



Contrasto alto o *short-scale*



Basso ed alto contrasto

- *Scala di contrasto*
numero di densità tra il nero ed il bianco.
- *Immagine a basso contrasto (long scale):*
presenta molte densità tra nero e bianco, più dettagli
- *Immagine ad alto contrasto (short-scale):*
presenta poche densità tra nero e bianco
- Elevati valori di kVp danno origine ad un fascio di raggi X più energetico e penetrante e determinano produzione di immagini a basso contrasto e in genere con più dettagli
- Bassi valori di kVp producono immagini ad alto contrasto (short scale)
- Modifiche del contrasto per applicazioni specifiche con *trasformazioni del livello di grigio*

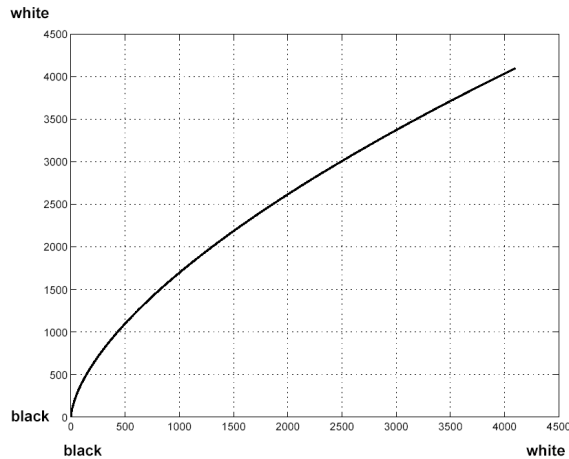
Contrasto basso



Contrasto alto



Trasformazioni del livello di grigio



- Cambiamento del contrasto di determinate zone dell'immagine per applicazioni specifiche
- *trasformazioni del livello di grigio*
 - g: R->R, ciascun livello di grigio è mappato in un altro livello di grigio, indipendentemente dalla posizione del pixel



Fattori per il contrasto del soggetto (1)

➤ *Spessore*

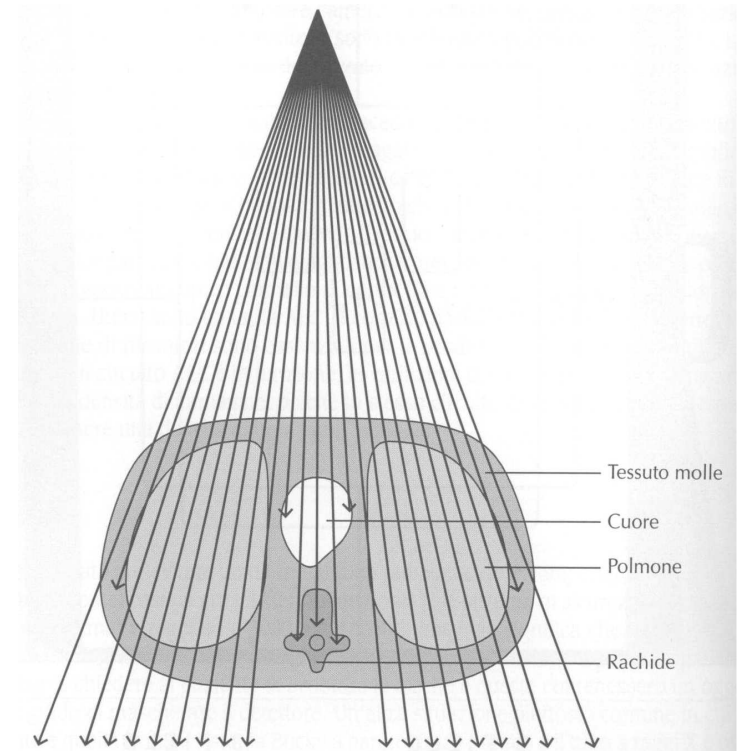
Le parti più spesse del corpo sono in grado di attenuare maggiormente la radiazione. Es. un aumento di 4 cm dei tessuti molli determina una diminuzione della radiazione trasmessa di circa un fattore 2.

➤ *Numero atomico*

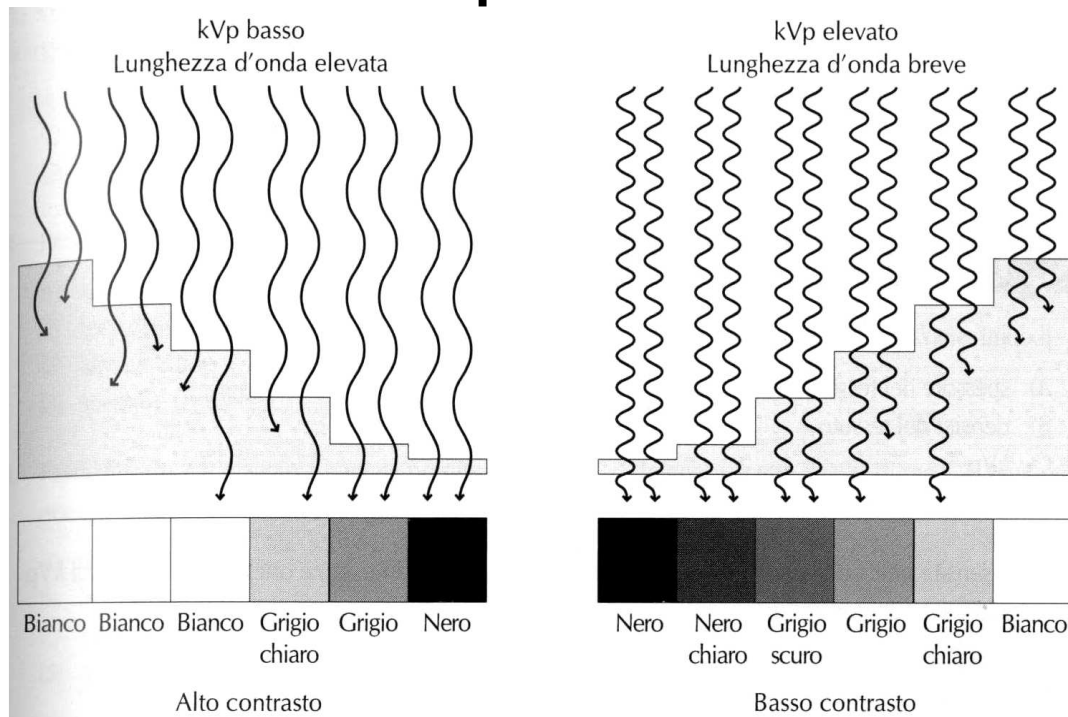
I tessuti ad alto numero atomico presentano maggiore attenuazione. L'osso ha valore di attenuazione maggiore dell'adipe o dei tessuti molli perché ha più elevato numero atomico; sul radiogramma appare di minore densità, contribuendo notevolmente alla densità del soggetto

➤ *Tipo e densità del tessuto*

Maggiore densità -> maggiore assorbimento. Il grasso ha una densità minore dei tessuti molli, perciò i tessuti molli attenuano maggiormente ed appaiono più chiari



Fattori per il contrasto del soggetto (2)



➤ kVp

Il contrasto del soggetto dipende dall'energia media dei raggi X, che è controllata da kVp.

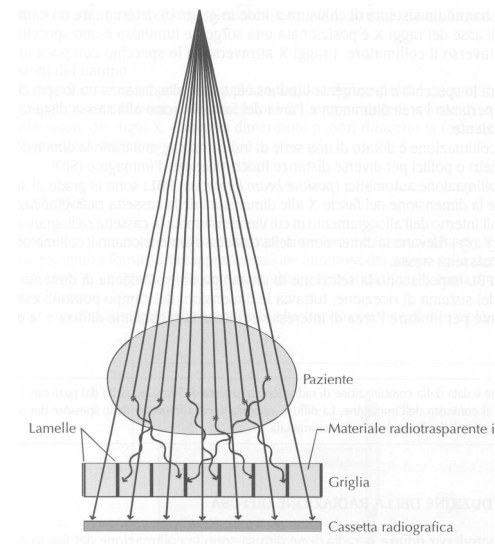
Raggi X di elevata energia hanno minore assorbimento differenziale perché sono più penetranti. Energie maggiori determinano anche maggiore effetto Compton. Minore assorbimento differenziale e maggiore diffusione Compton risultano in perdita di contrasto. Per la mammografia si usano kVp bassi in modo da aumentare il contrasto del tessuto mammario del soggetto.

➤ Mezzi di contrasto

Elementi ad elevato numero atomico e densità. Esempi: bario a livello intestinale e iodio nell'apparato urinario. Anche l'aria è usata come mezzo di contrasto.

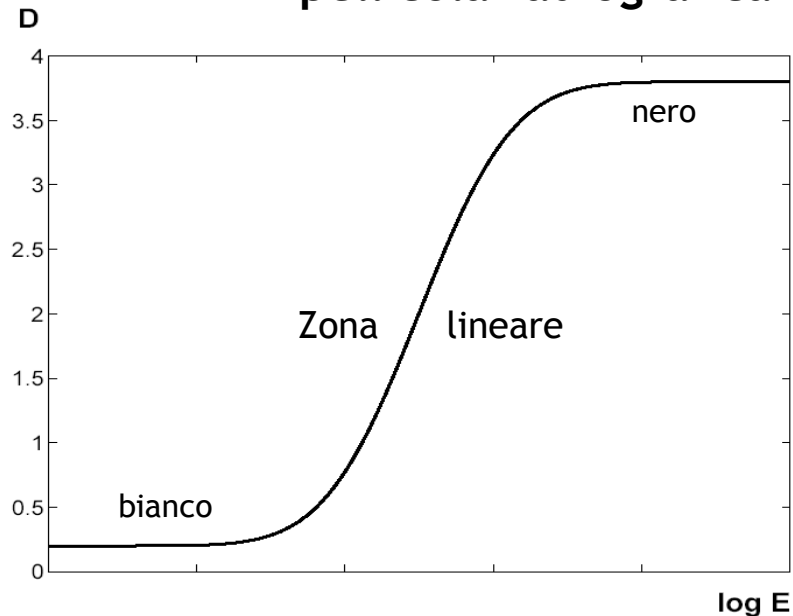
➤ Radiazione diffusa

La radiazione diffusa Compton riduce il contrasto (del soggetto e della pellicola) radiografico. Per assorbirla o ridurla prima che raggiunga la pellicola si usano griglie



Contrasto del rivelatore

curva sensitometrica della
pellicola radiografica



- L'esposizione E in genere è espressa in mR:
 $1 \text{ roentgen (R)} = 0.000258 \text{ C/kg}$
- Il **roentgen** è la quantità di radiazione ionizzante che produce un'unità elettrostatica di elettricità (1 esu) in un centimetro cubico di aria alla temperatura di 0 °C ed alla pressione di 1 Atm.

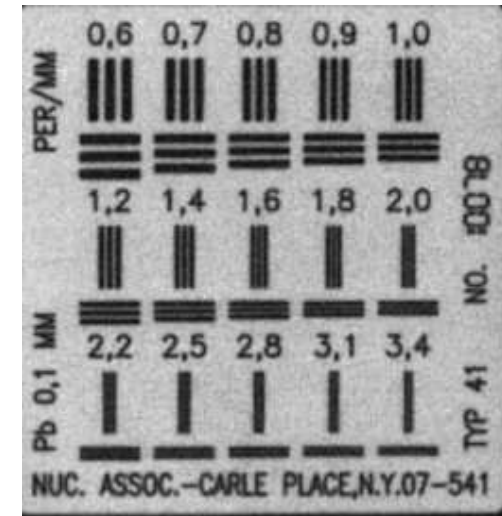
- **Curva sensitometrica:** densità ottica in funzione del logaritmo dell'esposizione E (prodotto dell'intensità incidente per il tempo di esposizione)
- Forma ad S
- Nelle zone a bassa (bianco) o alta densità (nero) il contrasto è short-scale e generalmente c'è poca informazione (pochi dettagli nell'immagine)
- La parte utile è generalmente la parte pendente (zona lineare).
- Una pendenza elevata comporta un contrasto high-scale al costo di un più piccolo range di esposizione utile

Fattori che influenzano la densità ed il contrasto dell'immagine radiografica

Fattore		Densità	Contrasto
mAs	Aumento	Aumento	Nessuna variazione
	Riduzione	Riduzione	Nessuna variazione
kVp	Aumento	Aumento	Riduzione
	Riduzione	Riduzione	Aumento
SID	Aumento	Riduzione	Nessuna variazione
	Riduzione	Aumento	Nessuna variazione
Macchia focale	Aumento	Nessuna variazione	Nessuna variazione
	Riduzione	Nessuna variazione	Nessuna variazione

Risoluzione spaziale dell'immagine

- *Dettaglio, risoluzione spaziale, accuratezza*: termini usati per indicare la precisione dell'immagine, cioè il modo in cui il sistema è in grado di rappresentare piccole caratteristiche quali linee di frattura, contorni o bordi delle strutture
- Dettaglio: livello minimo di separazione tra due linee o bordi che consenta di riconoscerli ancora come oggetti separati di un'immagine
 - Es: un sistema con risoluzione di 0.5 mm può produrre immagini nitide di due oggetti distanti 0.5 mm; oggetti più vicini di 0.5 mm verranno fusi in un unico segnale e non riconosciuti come entità separate
- La risoluzione spaziale si misura in coppie di *linee per millimetro lp/mm*; sistemi dotati di elevata risoluzione spaziale sono in grado di individuare un numero maggiore di linee per millimetro
- Tipiche risoluzioni spaziali per schermo-pellicola sono 5-15 lp/mm



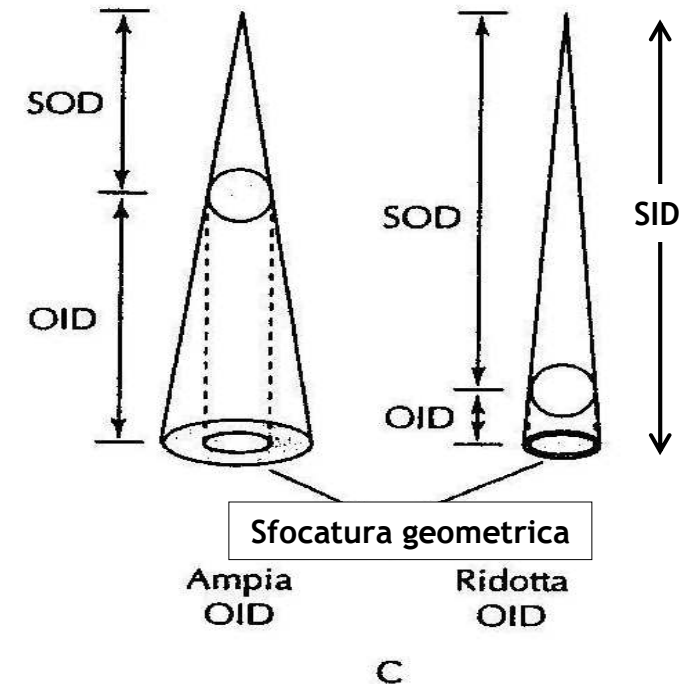
Fattori geometrici e risoluzione spaziale

- I fattori geometrici che influenzano il dettaglio dell'immagine sono
 - Dimensioni della macchia focale
 - **SID** (distanza tra la sorgente-macchia focale- e il ricettore d'immagine)
 - **OID** (distanza tra l'oggetto esaminato ed il ricettore d'immagine)
 - **SOD** (distanza tra sorgente e oggetto esaminato)

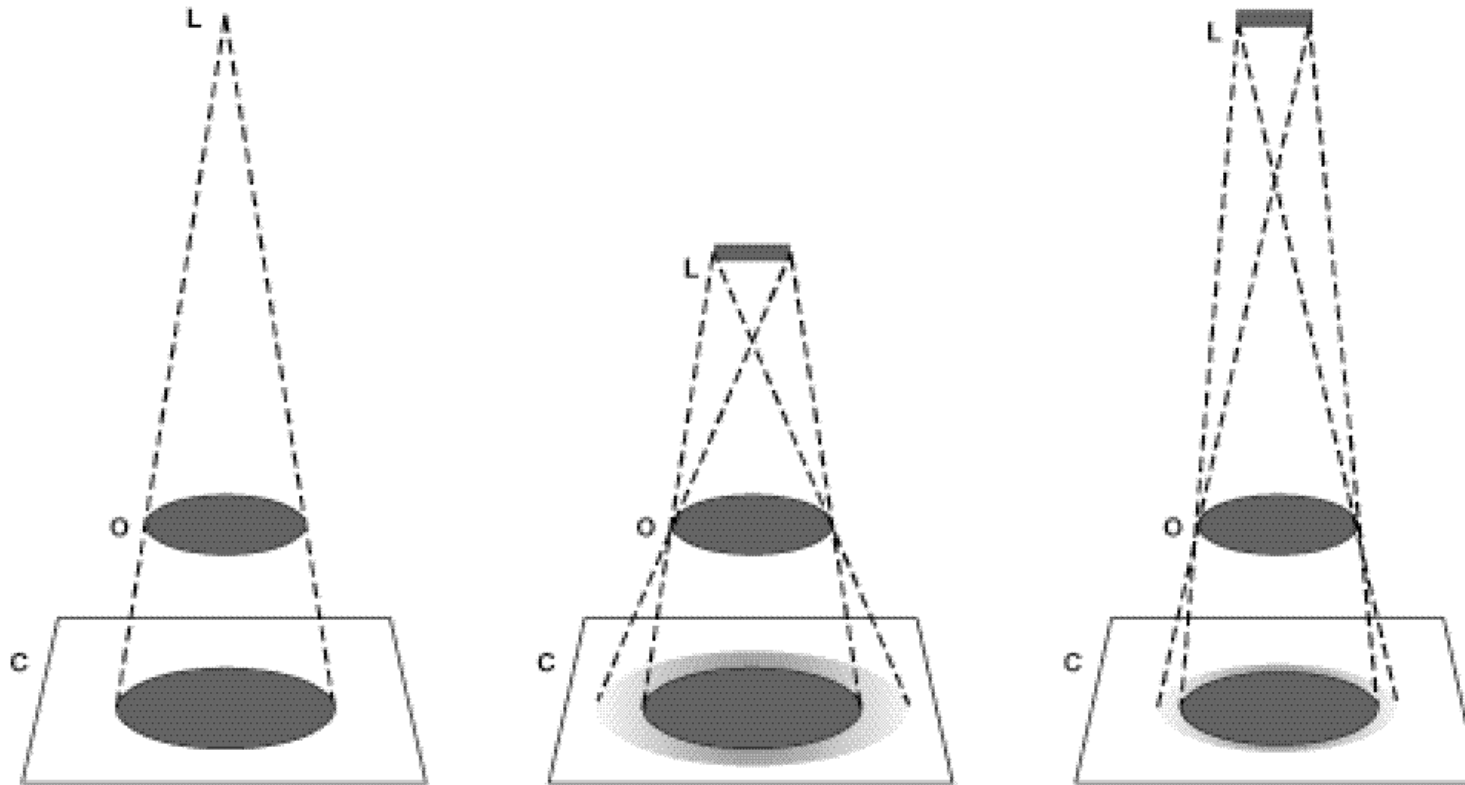
- Questi fattori determinano *sfocatura geometrica*, cioè mancanza di nitidezza dei contorni di un oggetto, quindi riduzione di dettaglio.

- detta anche *penombra* fa se causata dalla macchia focale

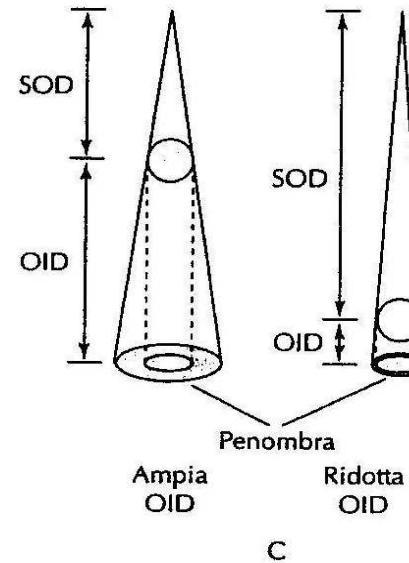
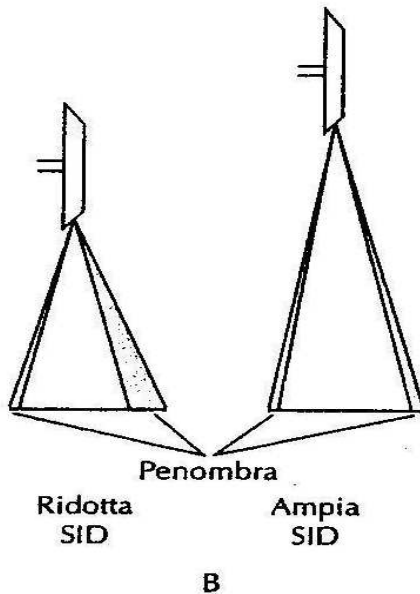
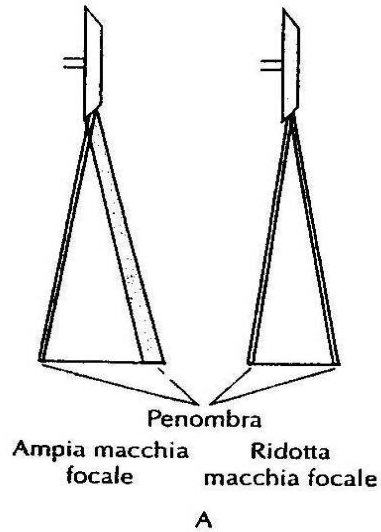
- Le immagini ad elevato dettaglio si ottengono con
 - Elevata SID
 - Ridotta OID
 - Piccola macchia focale



Fattori geometrici e risoluzione spaziale



Sfocatura geometrica



Fattore	Sfocatura dell'immagine
Riduzione SID	Aumento
Aumento SID	Riduzione
Aumento macchia focale	Aumento
Aumento mAs	Nessuna variazione
Aumento OID	Aumento
Riduzione SOD	Riduzione
Aumento kVp	Nessuna variazione

Effetto di sfocatura dell'immagine minore sul lato anodico e maggiore su quello catodico.

La *penombra* aumenta con SID e SOD piccoli e OID e macchie focali grandi

Distorsione delle dimensioni

➤ *Distorsione*: inadeguata rappresentazione delle dimensioni o della forma di un oggetto

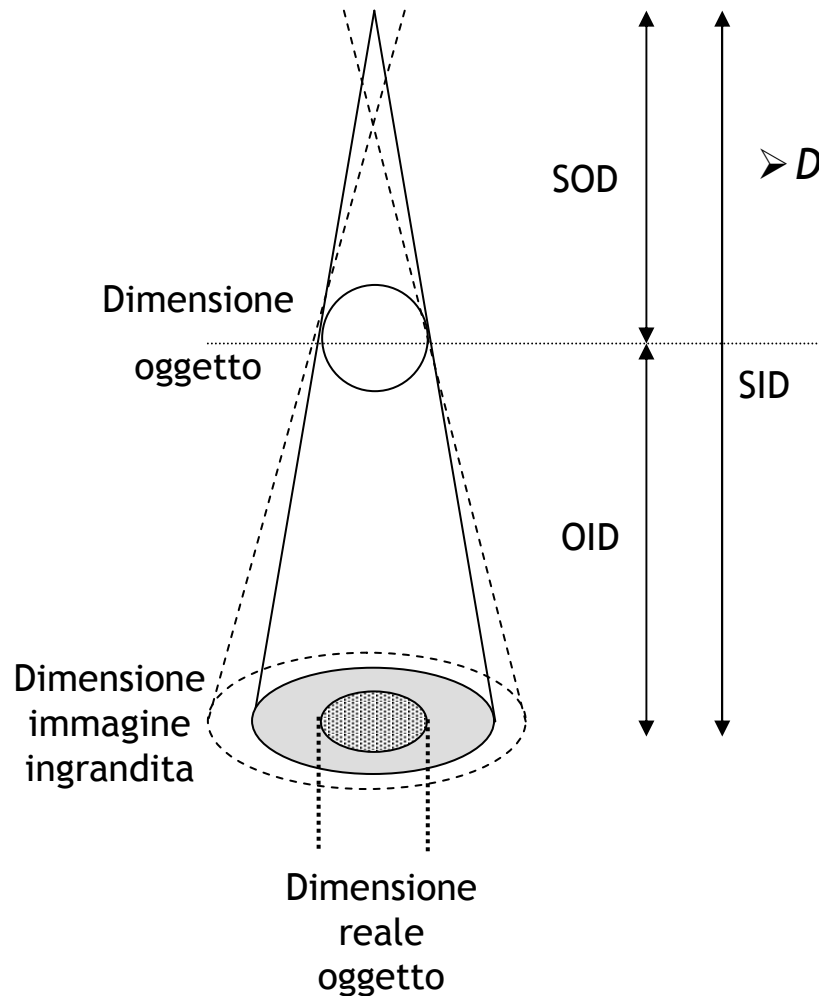
- *Distorsione delle dimensioni*
- *Distorsione della forma*

➤ *Distorsione delle dimensioni -> ingrandimento*

- L'oggetto rappresentato appare più grande nell'immagine radiografica di quanto sia in realtà
- L'entità dell'ingrandimento è dato dal *fattore di ingrandimento MF*, ovvero il rapporto tra dimensioni dell'immagine I e dimensioni dell'oggetto O:

$$MF = I/O \quad \text{o} \quad MF = SID/SOD$$

- L'ingrandimento dei segmenti corporei esaminati deve essere sempre minimizzato
- L'entità della *sfocatura geometrica* aumenta in presenza di ingrandimento → nella pratica radiologica l'ingrandimento deve essere minimizzato
- ***Il principale fattore per controllare l'ingrandimento è il SOD***



Distorsione delle dimensioni - Esempio

Esempio

Qual è la dimensione di un oggetto radiografato se la SID è 100 cm, la OID è 25 cm e l'immagine misura sul film è 6 cm?

Risposta

$$I = 6 \text{ cm}$$

$$SID = 100 \text{ cm}$$

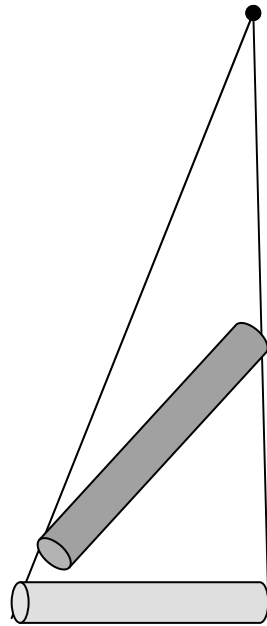
$$OID = 25 \text{ cm}$$

$$SOD = (100 - 25) \text{ cm} = 75 \text{ cm}$$

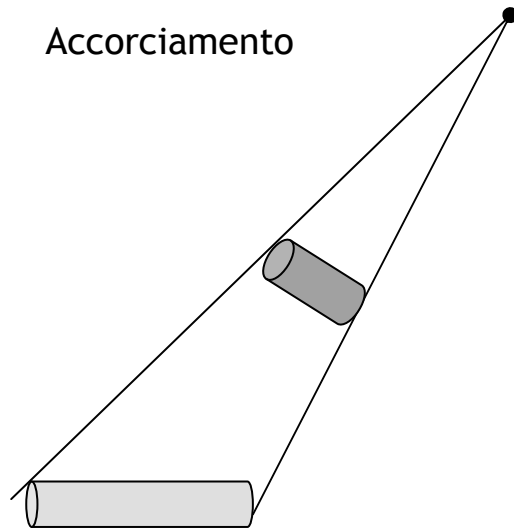
$$MF = \frac{SID}{SOD} = \frac{100}{75} = 1.33$$

$$MF = \frac{I}{O} \Rightarrow O = \frac{I}{MF} = \frac{6 \text{ cm}}{1.33} = 4.5 \text{ cm}$$

Distorsione della forma



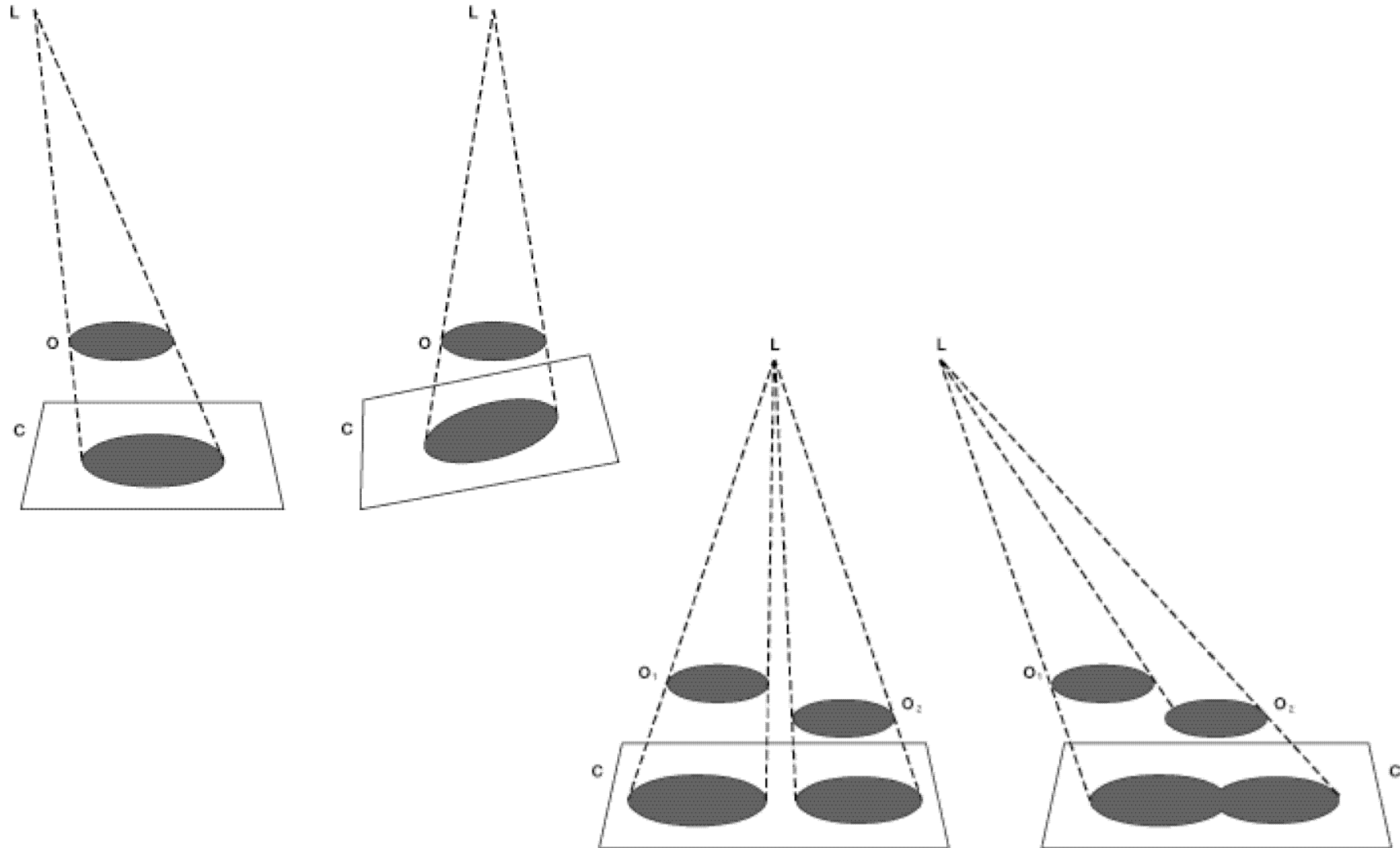
Accorciamento



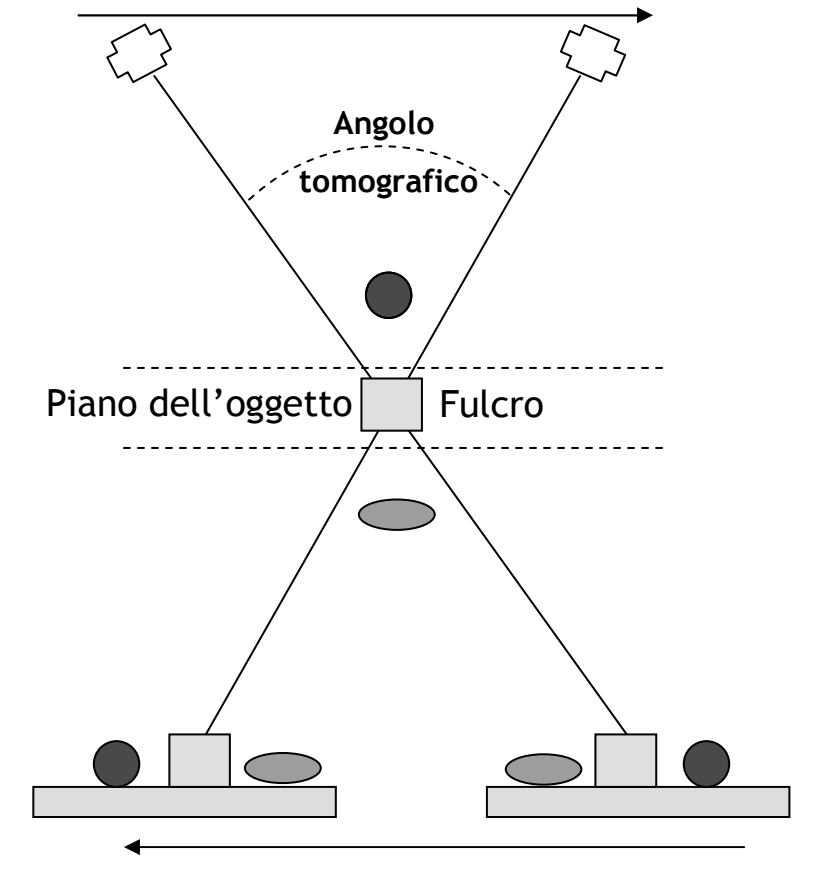
Allungamento

- Consiste nell'allungamento o accorciamento unidimensionale della rappresentazione rispetto all'oggetto iniziale
- Dipende dall'allineamento del tubo a raggi X rispetto all'oggetto ed al ricettore d'immagine
- L'allineamento del *raggio centrale* (linea immaginaria che collega la macchia focale al centro del ricettore) col soggetto e il ricettore è fondamentale per eliminare la distorsione di forma
 - Il raggio centrale deve essere mantenuto perpendicolare al piano del ricettore e alla struttura anatomica esaminata, in modo da ridurre il cambiamento di forma
- Oggetti distanti dal raggio centrale appaiono distorti
- In alcune condizioni cliniche si usa la distorsione di forma per ridurre la sovrapposizione di particolari strutture.

Distorsione della forma



Tomografia lineare



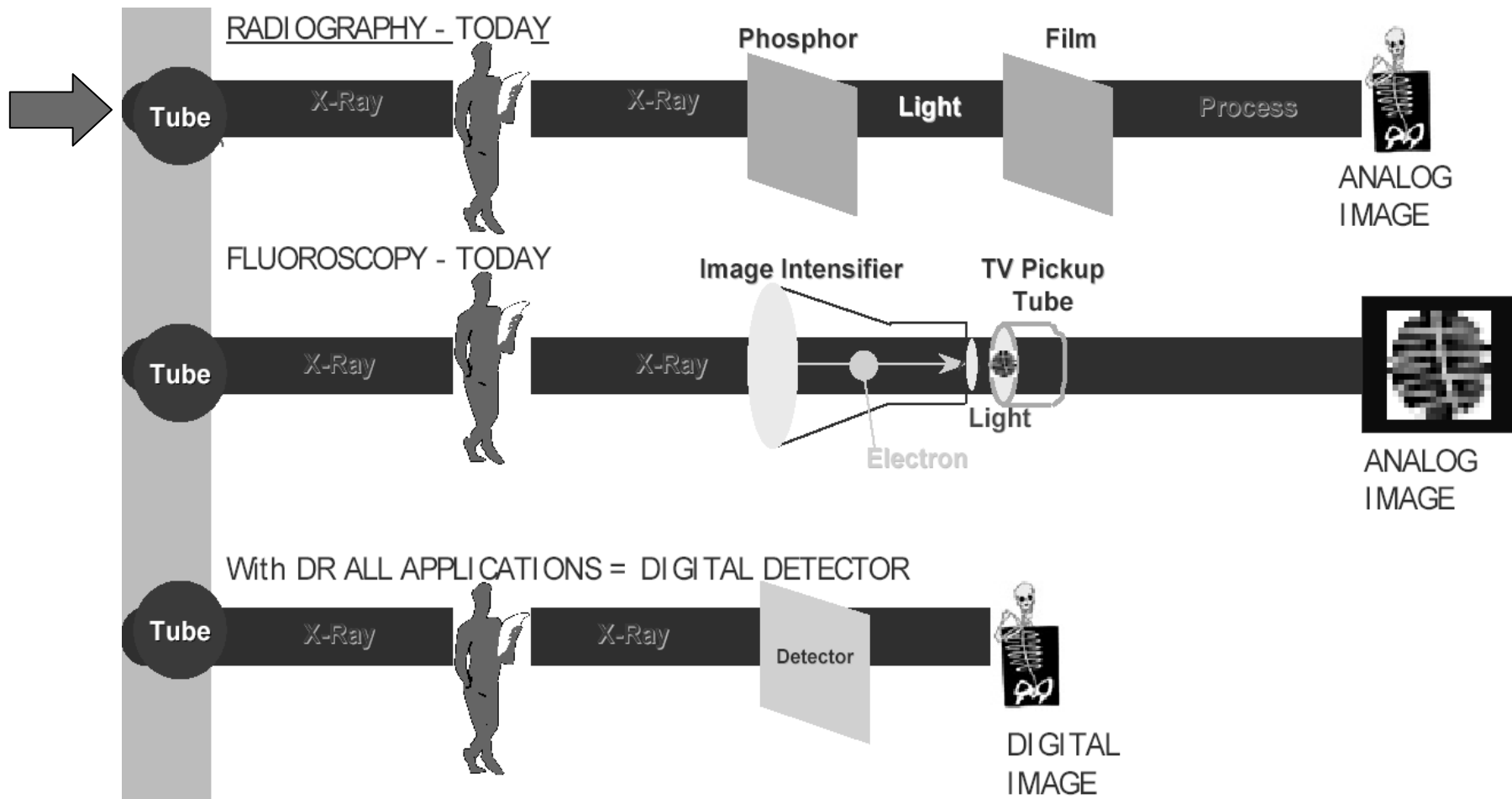
- È una tecnica utilizzata per migliorare la visualizzazione di alcuni particolari sfuocando strutture che si trovano sopra o sotto l'oggetto di interesse
- Il tubo a raggi X ed il piano del recettore vengono mossi in direzioni opposte durante l'esposizione. Si fa ricorso ad elevati tempi di esposizione e bassi mA.
- *Fulcro e piano dell'oggetto* o piano focale: gli oggetti al di sopra o al di sotto del piano focale appaiono sfocate, mentre gli oggetti nel piano stesso hanno un'immagine ben definita
- E' stata quasi completamente sostituita dalla tomografia computerizzata e dalla risonanza magnetica
- Il movimento tomografico è rettilineo (tomografia lineare), ma esistono movimenti più complessi: circolare, ellittico, spiraliforme etc

Sfocatura da movimento

- E' determinata dai movimenti volontari ed involontari del paziente durante l'esposizione
- La sfocatura da movimento del paziente riduce la risoluzione spaziale
- Per attenuare la sfocatura è necessario
 - immobilizzare la parte da esaminare
 - utilizzare tempi di esposizione brevi, ridurre s ed aumentare mA

- Qualità dell'immagine: densità, contrasto, risoluzione, distorsione
- **Rivelatori schermo/pellicola**
- Intensificatori di immagine
- Radiografia digitale diretta ed indiretta
- Usi clinici
- Effetti biologici e sicurezza

Metodi per ottenere l'immagine a raggi X



Proprietà del rivelatore

Alcune importanti proprietà che i rivelatori usati per le radiografie devono avere sono:

➤ Copertura di campo

➤ Caratteristiche geometriche

➤ Efficienza quantistica

- Probabilità di interazione per un fotone X di energia E: $QE = 1 - \exp[-\mu(E) \cdot T]$
- QE maggiore a piccole energie
- Le interazioni dei raggi X usati in diagnostica interagiscono principalmente per effetto fotoelettrico, che genera un fotoelettrone ad alta velocità, la cui perdita di energia nel rivelatore dà origine ad eccitazione o ionizzazione.

➤ Sensibilità

- Poiché il prodotto finale di un rivelatore di raggi X (ad eccezione del sistema schermo pellicola) è un segnale elettrico, la sensibilità può essere definita in termini della carica prodotta dal rivelatore per fotone X incidente ad una data energia.
- Dipende dalla QE e dall'efficienza di conversione primaria

➤ Risoluzione spaziale

➤ Caratteristiche di rumore

➤ Range dinamico

- $DR = X_{max}/X_{min}$ dove X^{max} = fluenza che fornisce il segnale massimo che il rivelatore può accomodare, X_{min} = è la fluenza che fornisce un segnale equivalente alla somma in quadratura del rumore del rivelatore e del rumore quantistico dei raggi X

➤ Uniformità

➤ Velocità di acquisizione

➤ Numero di frame al secondo

➤ Costo

Pellicole fotografiche (1)

- La pellicola (film) fotografica ha bassa sensibilità per la rivelazione diretta dei raggi X; soltanto l'1-2% dei fotoni incidenti contribuisce all'immagine sulla pellicola: questa percentuale è detta *efficienza quantistica* (QE)

- Uno schermo fluorescente (fosforo), con alta efficienza quantistica, è usato per convertire i raggi X in luce, che viene diffusa in tutte le direzioni; la parte di luce diretta verso la pellicola contribuisce all'esposizione della pellicola, aumentando la QE a ~25%

- *Fluorescenza*
 - L'emissione della luce inizia simultaneamente alla radiazione eccitatrice e l'emissione di luce cessa immediatamente dopo la radiazione eccitatrice
 - Fosfori usati: tungstato di calcio (CaWO_4) o terre rare come ossisolfato di gadolinio ($\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$)

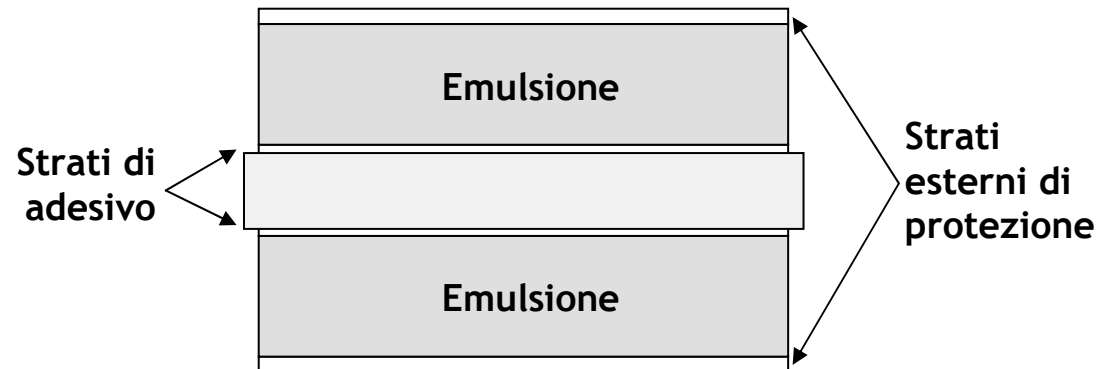
- *Fosforescenza*
 - Continuazione dell'emissione di luce dopo che la radiazione è cessata, per un tempo maggiore di 10^{-8} s
 - Negli schermi della radiografia è un effetto indesiderabile poichè può causare immagini multiple o nebbia

Pellicole fotografiche (2)

- Substrato di plastica flessibile e trasparente (acetato, poliestere, ~0.2 mm) con entrambi i lati ricoperti di **emulsione sensibile alla luce**
- **Emulsione**: gelatina con cristalli di alidi di argento (come bromuro (AgBr) o ioduro di argento) detti grani ed aventi dimensioni di 0.1-1 mm
- Contenuta in una *cassetta radiografica* a prova di luce e tra due *schermi di rinforzo*

- Dimensioni tipiche in cm²:

18 x 24
24 x 30
28 x 35
35 x 43



Pellicole fotografiche (3)

➤ Quando esposti alla luce i grani di alidi di argento assorbono energia e subiscono un complesso cambiamento fisico. Un grano che ha assorbito sufficiente energia contiene un grumo di argento metallico chiamato *centro di sviluppo*.

- Durante lo **sviluppo**, il centro di sviluppo precipita e trasforma l'intero grano in argento metallico, che appare nero (*annerimento*)
- Il **fissaggio** rimuove chimicamente i grani di bromuro di argento non sviluppati

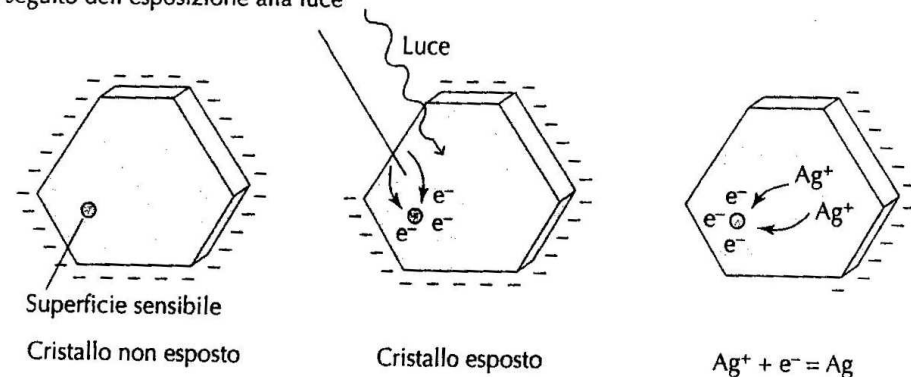
➤ L'*annerimento* complessivo della pellicola dipende dall'energia depositata ($E = I \times t$) ed è misurato dalla densità ottica

$$[D = \text{Log} (I_{\text{incidente}} / I_{\text{transmessa}})]$$

Es. $D > 2 = \text{"nero"}$

$D = 0.25 \dots 0.3 = \text{trasparente (bianco)}$

Cariche negative o elettroni liberati dalla superficie esterna del cristallo a seguito dell'esposizione alla luce



➤ Alla fine rimane nera la parte di pellicola dove si è formato argento metallico, cioè la parte colpita da luce; rimane bianca la parte dove il composto di argento non colpito dalla luce è stato solubilizzato ed eliminato dal fissaggio

Curva sensitometrica della pellicola

➤ Relazione tra esposizione della pellicola e densità ottica D : curva sensitometrica o H&R

➤ Caratteristiche della pellicola:

– **Nebbia (fog) o velo**

D senza esposizione, dovuta al colore del supporto, cristalli non esposti ma sviluppati, radiazione diffusa, temperatura, $D < 0.2$

– Piede (toe=alluce)

– Regione lineare: $0.5 < D < 2.5$

– Spalla (shoulder)

– **Sensibilità (velocità S)**

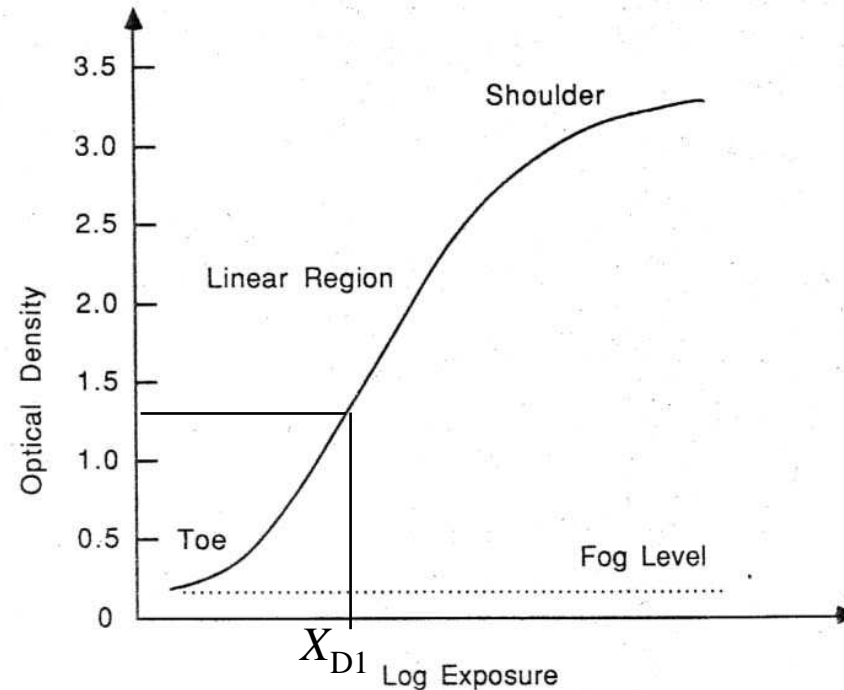
Reciproco dell'esposizione X_{D1} che produce una densità ottica D di 1 superiore al livello di velo, si misura in ASA o ISO :

$$S = 1/X_{D1}$$

La velocità con cui la pellicola diventa nera è determinata dalla grandezza dei grani e dalle proprietà di diffusione nella emulsione.

Più grossi sono i grani maggiore è la velocità.

La quantità di fotoni necessaria per cambiare un grano in Ag metallico non dipende dalla grandezza del grano.

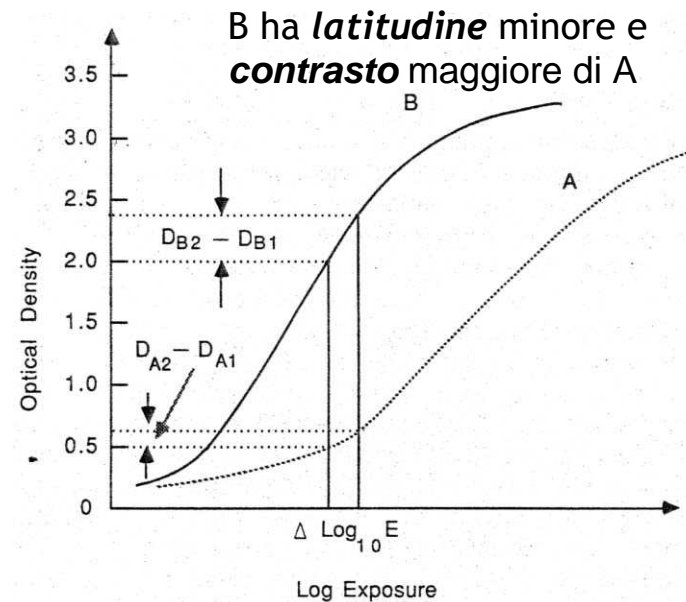
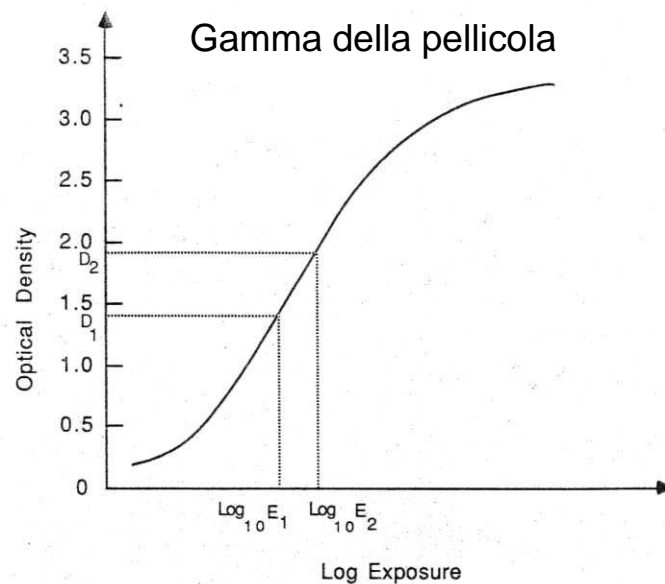


Caratteristiche della pellicola

➤ Caratteristiche della pellicola:

- *Gamma della pellicola* γ (massima pendenza): $\gamma = \frac{D_2 - D_1}{\log X_2 - \log X_1} \Big|_{\max}$
- *Contrasto* $C = \Delta D / \Delta \log X$
- *Latitudine*: Range di esposizione entro i quali si ottiene una radiografia di qualità accettabile, tipicamente valori di $D \approx 0.5 \dots 2.5$

- Le pellicole ad ampia latitudine presentano un basso contrasto (lunga scala)
- Pellicole ad alta velocità presentano in genere un contrasto maggiore (corta scala) ed una latitudine minore.
- Una bassa latitudine può facilmente dare immagini sotto o sovra-esposte



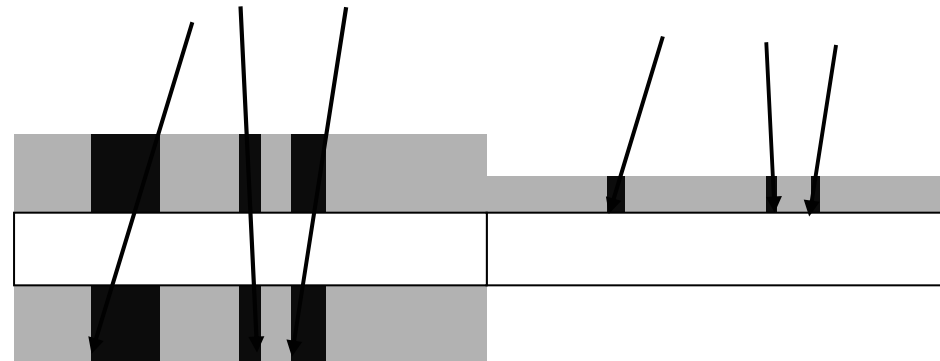
Sensitometria e densitometria

- **Sensitometria:** misurazione della risposta di una pellicola a diverse densità di luce
- Il **sensitometro** espone la pellicola alla luce attraverso una serie di filtri progressivamente più scuri. L'immagine formata dal sensitometro è una serie di tonalità progressive dal chiaro allo scuro
- Il **densitometro** è costituito da una sorgente luminosa e da un rivelatore di luminosità
- Il densitometro confronta l'intensità della luce che attraversa un punto della pellicola con un livello di trasmissione luminosa pari al 100%
- In commercio sistemi per densitometria e sensitometria integrati



Sensibilità e risoluzione spaziale

- **Granularità:** l'immagine non è continua, ma granulata, effetto particolarmente rilevante nei film veloci, che hanno grani di dimensione maggiore.
- La risoluzione dipende dalla dimensione dei grani e in parte dalle proprietà di diffusione della luce da parte dell'emulsione e dallo schermo di rinforzo (fosfori) usato con la pellicola
- Compromesso tra sensibilità (S) e risoluzione (R):
 - Dimensioni del grano: grosso: $S \uparrow / R \downarrow$ fino: $S \downarrow / R \uparrow$
 - Spessore dell'emulsione: spesso: $S \uparrow / R \downarrow$ sottile: $S \downarrow / R \uparrow$
 - No. di strati di emulsione: duale: $S \uparrow / R \downarrow$ singolo: $S \downarrow / R \uparrow$



Pellicola a doppia emulsione

Pellicola a singola emulsione

Conservazione e manipolazione della pellicola

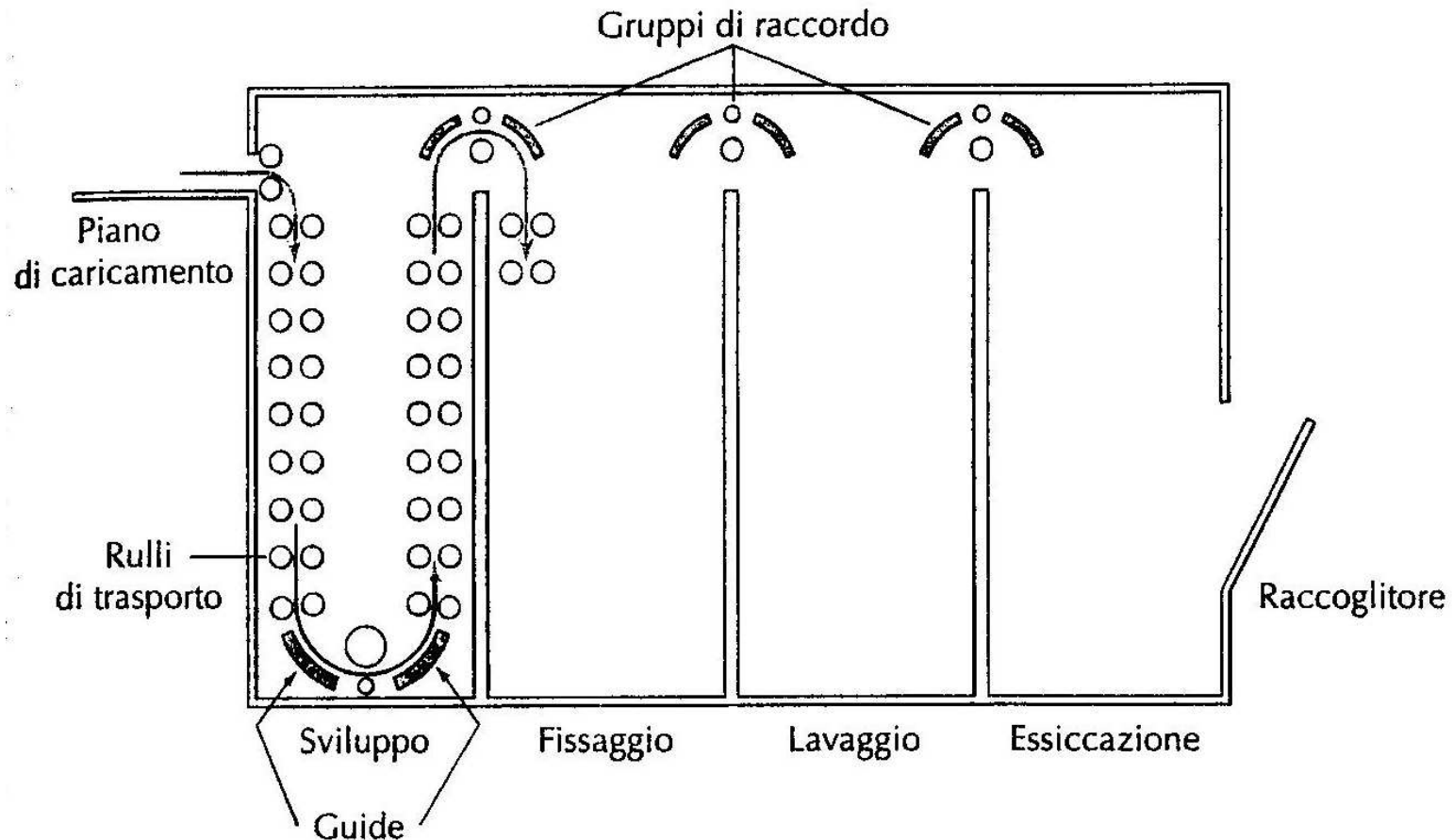
- La pellicola è molto sensibile alle condizioni di conservazione e manipolazione, che possono produrre velature o artefatti
 - Velatura: aumento della densità dell'intera pellicola
 - Artefatti: aree indesiderate di alterata densità
- La pellicola è sensibile alla luce, alla radiazione, alla temperatura, all'umidità ed alle manipolazioni improprie, come pressioni localizzate.
- Le pellicole esposte, ma non ancora sviluppate, sono sensibili alla radiazione più delle pellicole non esposte → le pellicole devono essere tenute schermate e sviluppate subito dopo l'esposizione
- Manipolazione in camere oscure, debolmente illuminate da luci di sicurezza che filtrano la luce di energia sufficiente ad esporre la pellicola
- La pellicola deve essere conservata in ambiente fresco e asciutto (temperatura ~ 21 °C e umidità relativa < 60 °C). Deve essere protetta da luce e radiazioni di qualsiasi genere, abrasioni, pressioni, cadute

Trattamento chimico della pellicola

- La pellicola esposta contiene l'*immagine latente*
- Il trattamento chimico trasforma l'immagine latente invisibile in una immagine visibile
- L'immagine visibile è prodotta dalla riduzione degli ioni d'argento dei grani in argento metallico
- I grani così ottenuti appaiono neri, perché diffondono la luce, essendo troppo piccoli per rifletterla

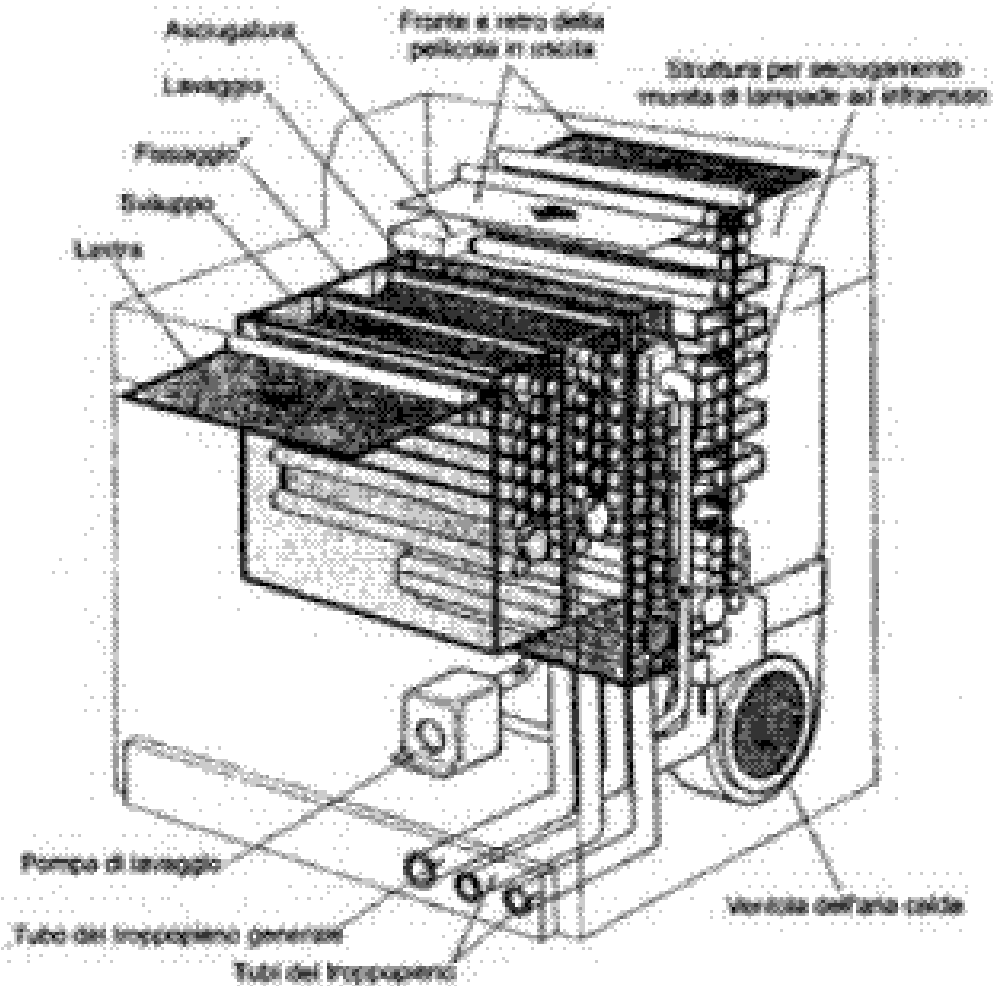
- Il trattamento della pellicola prevede 4 fasi
 - Sviluppo
 - Fissaggio
 - Lavaggio
 - Essiccazione
- Il trattamento viene fatto in *sistemi automatici*, che realizzano le 4 fasi in un tempo di 1.5 min o meno, trasportando la pellicola in vasche di sviluppo, fissaggio e lavaggio ed infine nella camera di essiccazione

Sistema per il trattamento automatico della pellicola



Le quattro fasi del trattamento della pellicola sono sviluppo , fissaggio, lavaggio, essiccazione. In un sistema per il trattamento automatico tali operazioni si realizzano in meno di 1.5 minuti.

Macchina sviluppatrice



Sviluppo, fissaggio, lavaggio, essiccazione

➤ *Sviluppo*

- Trasforma i cristalli di alogenuro di argento in argento metallico, lasciando inalterati i cristalli non esposti
- La soluzione di sviluppo, che è caustica, contiene due agenti riducenti, ***idrochinone*** e ***fenidone***
- La velocità di sviluppo dipende dalla concentrazione dei prodotti chimici e dalla temperatura della soluzione di sviluppo e dal tempo in cui la pellicola resta all'interno della soluzione
- Alla soluzione viene aggiunta ***glutaraldeide*** per evitare un'eccessiva perdita dell'emulsione nella soluzione calda e favorire l'indurimento della stessa durante l'essiccazione
- ***Un aumento di tempo, temperatura e concentrazione determinano l'aumento della velocità, del contrasto e della velatura della pellicola***

➤ *Fissaggio*

- La soluzione di fissaggio, a base di ***acido acetico***, interrompe l'azione dello sviluppo, possibile soltanto in un ambiente basico
- L'***ammonio tiosolfato*** dissolve i cristalli di alogenuro d'argento non esposti
- Il ***solfito di sodio*** viene aggiunto ai liquidi di sviluppo e fissaggio per contrastare l'azione dell'ossigeno, che indebolisce l'effetto di entrambe le soluzioni

➤ *Lavaggio*

- La pellicola deve essere lavata perché dopo un po' il fissaggio residuo potrebbe determinare un ingiallimento dell'immagine
- L'acqua del lavaggio è continuamente in circolo (flusso laminare)

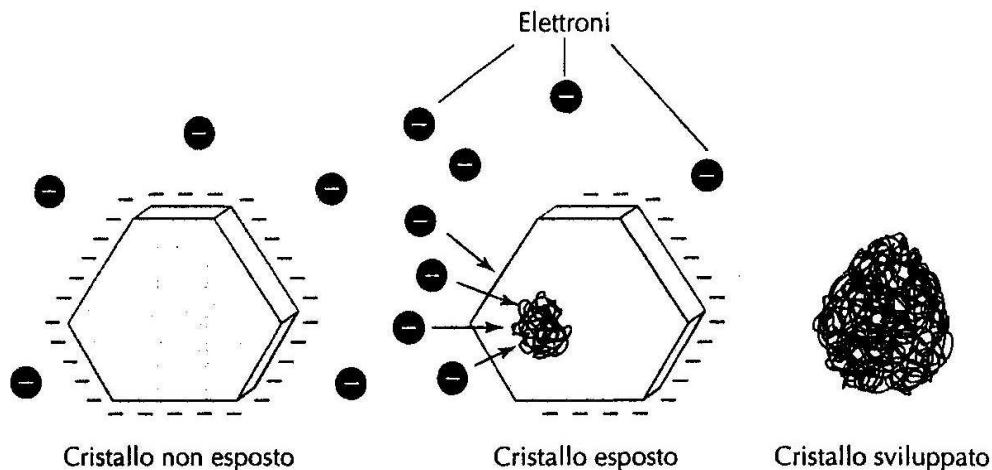
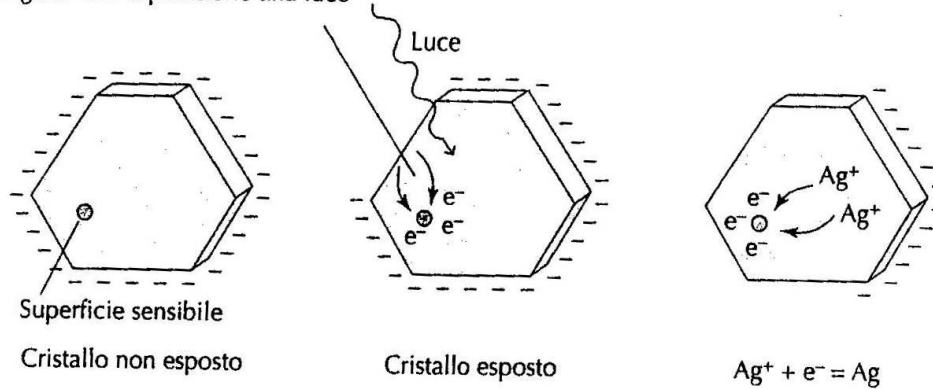
➤ ***Essiccazione:*** È realizzata da soffi di aria calda e rimuove l'acqua dalla pellicola, asciugando e rendendo solida l'emulsione

Agenti chimici

Agente chimico	Funzione
<i>Sviluppo</i>	
Idrochinone	Agente riducente
Fenidone	Agente riducente
Carbonato di sodio	Mantenimento del giusto pH (>7)
Solfito di sodio	Stabilizzatore
Bromuro di potassio	Ricolorante
Glutaraldeide	Indurente
Acqua	Solvente
<i>Fissaggio</i>	
Tiosolfato d'ammonio	Acqua ripulente
Acido acetico	Mantenimento del giusto pH (< 7)
Allume di potassio	Indurente
Solfito di sodio	Stabilizzatore
Acqua	Solvente

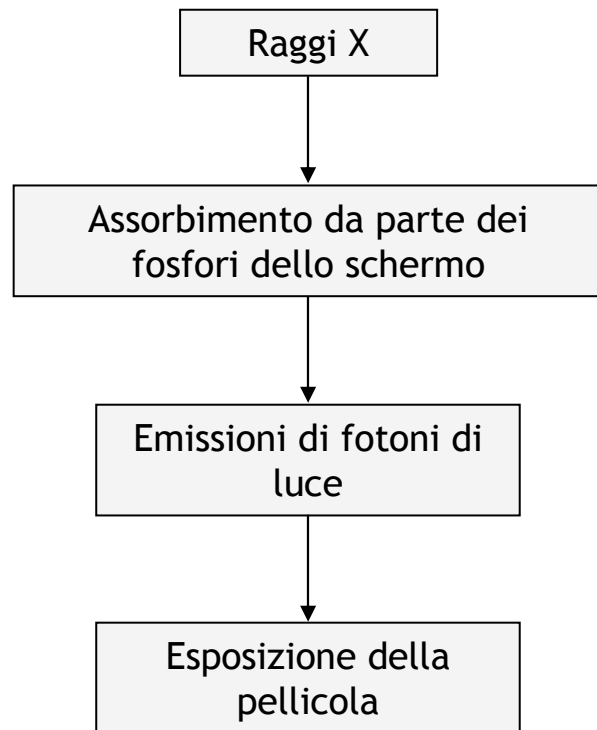
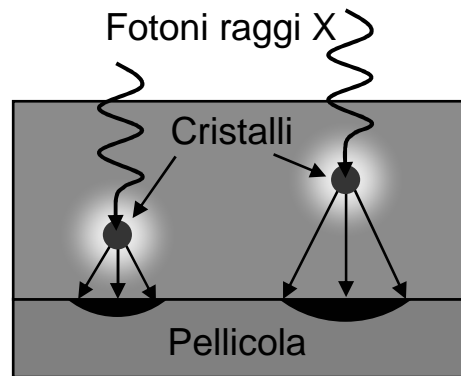
Azione del liquido di sviluppo sui grani

Cariche negative o elettroni liberati dalla superficie esterna del cristallo a seguito dell'esposizione alla luce



- I cristalli o grani di alogenuro di argento sono costituiti da atomi di Ag, Br, I: lo ione Ag è positivo e quelli di Br e I sono negativi.
- La presenza di Br e I all'interno del cristallo determina una carica negativa sulla superficie dei cristalli, dove sono presenti anche impurità positive dette **trappole elettroniche**
- Quando il cristallo è esposto, gli elettroni liberati dalla ionizzazione vengono catturati dalle trappole elettroniche e la carica superficiale dei grani è ridotta
- Le trappole elettroniche richiamano ioni positivi di argento che saranno neutralizzati durante lo sviluppo dando origine ad argento metallico
- Gli **agenti riducenti** presenti nello sviluppo sono elettronegativi e vengono respinti dalle cariche negative dei cristalli non esposti
- La minore carica negativa dei cristalli esposti permette agli agenti riducenti di interagire con questi cristalli riducendoli in Ag metallico: gli agenti chimici riducenti forniscono elettroni agli ioni di Ag, determinandone la conversione in atomi di argento.

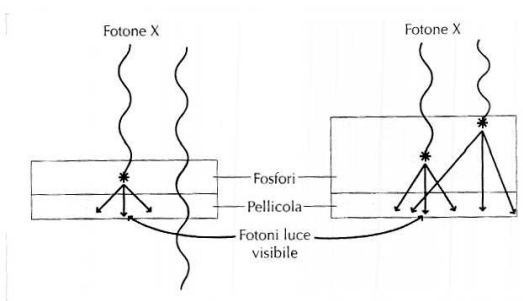
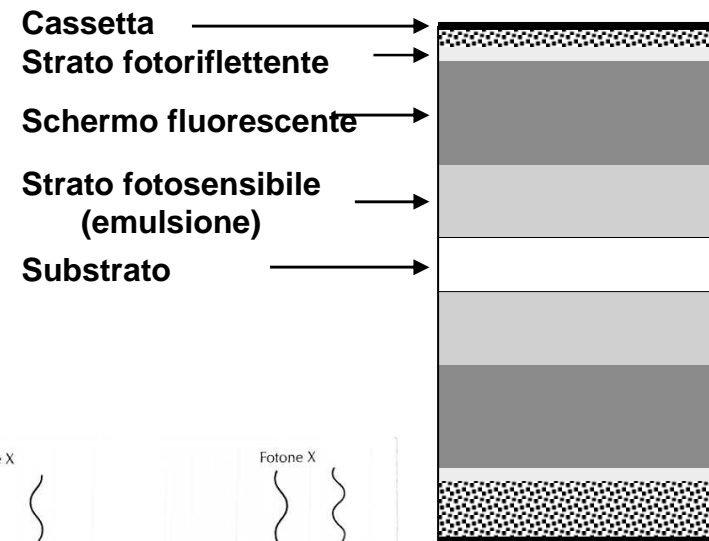
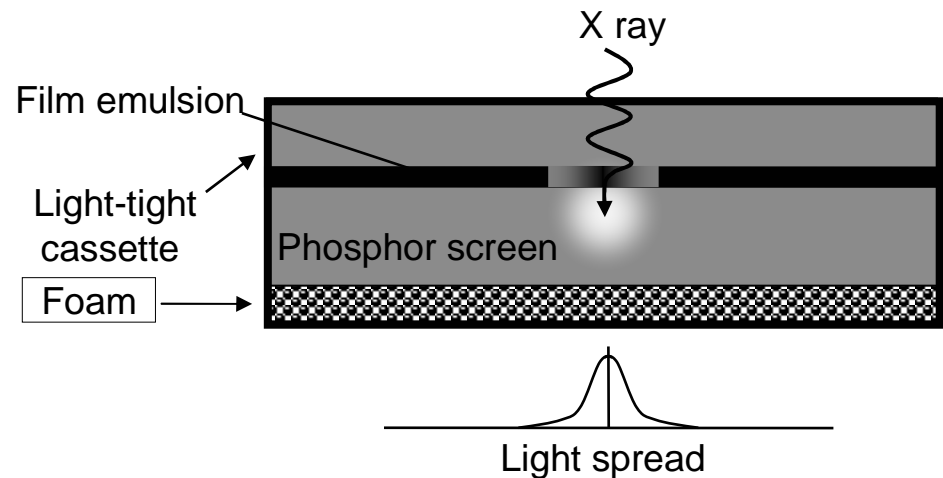
Schermi di rinforzo



- Gli schermi di rinforzo vengono usati per aumentare l'efficienza di assorbimento dei raggi X e ridurre la dose somministrata al paziente
- Cristalli scintillanti (detti *fosfori*) disposti in una sostanza plastica trasparente sono usati per convertire l'energia dei raggi X in luce visibile o del vicino infrarosso per mezzo della fluorescenza
- L'intensità della luce emessa dallo schermo è linearmente dipendente dalla intensità dei raggi X
- Poiché $E_{p,x\text{-ray}} \approx (100 \dots 10,000) \times E_{p,vis}$ un solo fotone X può generare molti fotoni ottici, tipicamente un fotone X assorbito \rightarrow 5000 fotoni ottici
- La maggior parte dei raggi X, in grado di attraversare uno spessore pari o superiore a 30 cm (paziente), passano senza problemi attraverso una emulsione spessa meno di 1 mm. Soltanto l'1% della densità ottica della pellicola radiografica viene prodotta direttamente dai raggi X; il restante 99% è risultante dall'esposizione alla luce prodotta dagli schermi di rinforzo

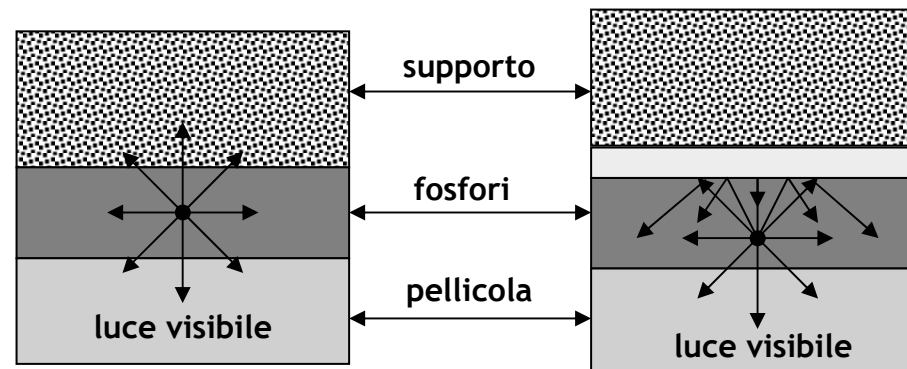
Combinazione schermo/pellicola (1)

- Sandwich di 2 fosfori e 1 pellicola in una cassetta a prova di luce (*cassetta radiografica*)
- Spessore dello schermo ***bilancio tra sensibilità e risoluzione***
- Lo sparpagliamento laterale della luce causato dalla diffusione dei fotoni ottici limita la risoluzione: può essere minimizzato con tinte assorbitorici
- Lo strato di emulsione sempre bene a contatto con lo schermo (pellicole *dual-coated* -> due strati di schermo), per evitare diffusione della luce prima di raggiungere la pellicola con conseguente degrado della risoluzione



Combinazione schermo/pellicola (2)

- *Strato otticamente riflettente*, che riflette la luce emessa dai fosfori verso la pellicola radiografica



Fosfori degli schermi di rinforzo

➤ *Efficienza quantistica (QE)*

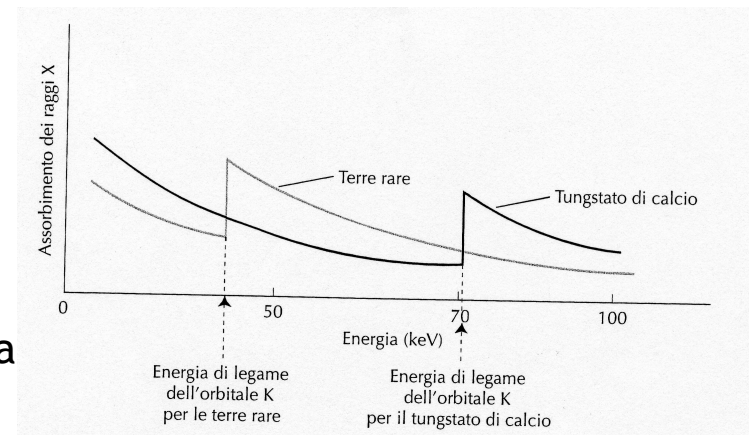
frazione dei fotoni X interagenti con lo schermo che danno fotoni di luce: 30-60%

➤ *Efficienza di conversione*

frazione dell'energia assorbita dei raggi X convertita in luce (indice del numero di fotoni ottici emessi per raggio X assorbito):

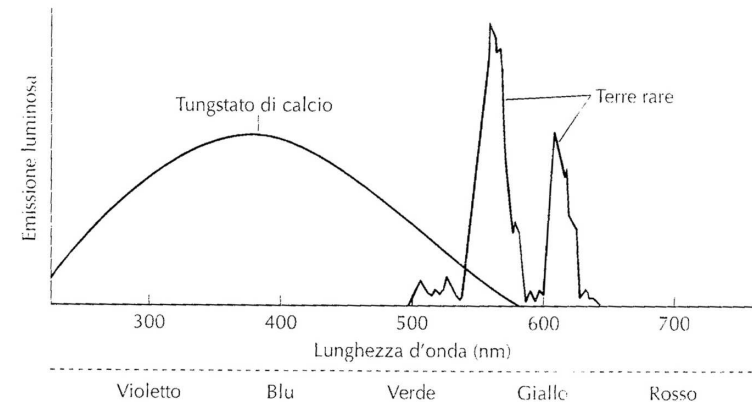
- 5% per il CaWO_4
- 12-18% per fosfori con terre rare:
 LaOBr:Tb , $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Tb}$, $\text{Y}_2\text{O}_2\text{S:Tb}$

➤ 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 dei fosfori



➤ Le lunghezze d'onda di fluorescenza sono scelte in modo da adattarsi alla sensibilità spettrale della pellicola (accoppiamento spettrale):

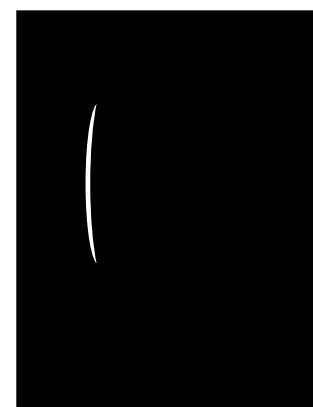
- CaWO_2 : 350nm-580nm,
picco @ 430 nm (blu)
- Terre rare: Gd: verde
La: blue



➤ *Pellicole pancromatiche* sensibili alla luce blu;
pellicole ortocromatiche, sensibili alla luce verde

Cassetta radiografica

- Contenitore a tenuta di luce che contiene la pellicola ed una coppia di schermi di rinforzo, incollati al suo interno frontalmente e posteriormente
- E' necessario che tra la pellicola e gli schermi di rinforzo ci sia un ottimo contatto per poter ottenere immagini di adeguato dettaglio
- La porzione frontale dello chassis radiografico (rivolto verso il tubo radiogeno) è costruito con materiali radiotrasparenti, cioè a basso numero atomico, in modo da ridurre al minimo l'attenuazione dei raggi X. Sul lato posteriore c'è invece un sottile strato di materiale ad elevato numero atomico in grado di attenuare la radiazione X
- Il film di emulsione è separato dallo schermo tramite un sottile strato protettivo di plastica di spessore inferiore a 0.01 mm, che protegge lo strato contenente i fosfori da abrasioni che possono verificarsi quando la pellicola viene inserita o rimossa dalla cassetta. Abrasioni dello schermo di fosforo appaiono come zone bianche della pellicola



Artefatto su una pellicola radiografica causato da un graffio sullo schermo di rinforzo.

Caratteristiche degli schermi fluorescenti (1)

➤ *Velocità dello schermo*

- Indica quanta luce viene ottenuta dai fosfori per una data esposizione ai raggi X; velocità standard è 100, range 50-1000
- *Bassa velocità* (50): vengono usati per ottenere immagini ad elevata risoluzione spaziale, per esempio per indagini di piccoli segmenti ossei
- *Media velocità* (100): usati per applicazioni diagnostiche di routine
- *Alta velocità* (400-1000): usati per esami che richiedono tempi di esposizione molto brevi
- I mAs devono essere impostati in modo da compensare le variazioni di velocità dello schermo. Il passaggio da uno schermo ad alta velocità ad uno a bassa velocità richiede un aumento dei mAs per produrre una adeguata densità ottica
- Schermi più spessi presentano una maggiore quantità di cristalli di fosforo utilizzabili per l'interazione con i raggi X, risultando più veloci.

➤ *Rumore o punteggiatura quantica*

- Aspetto granulare dell'immagine che dipende dal numero di raggi X che interagiscono coi fosfori, particolarmente evidente con gli schermi ad alta velocità ovvero a basse esposizioni

➤ *Fattore di amplificazione*

- Si tratta del rapporto dei valori di mAs necessari per produrre la stessa densità ottica in una pellicola radiografica esposta in presenza ed in assenza dello schermo.

➤ *Risoluzione spaziale*

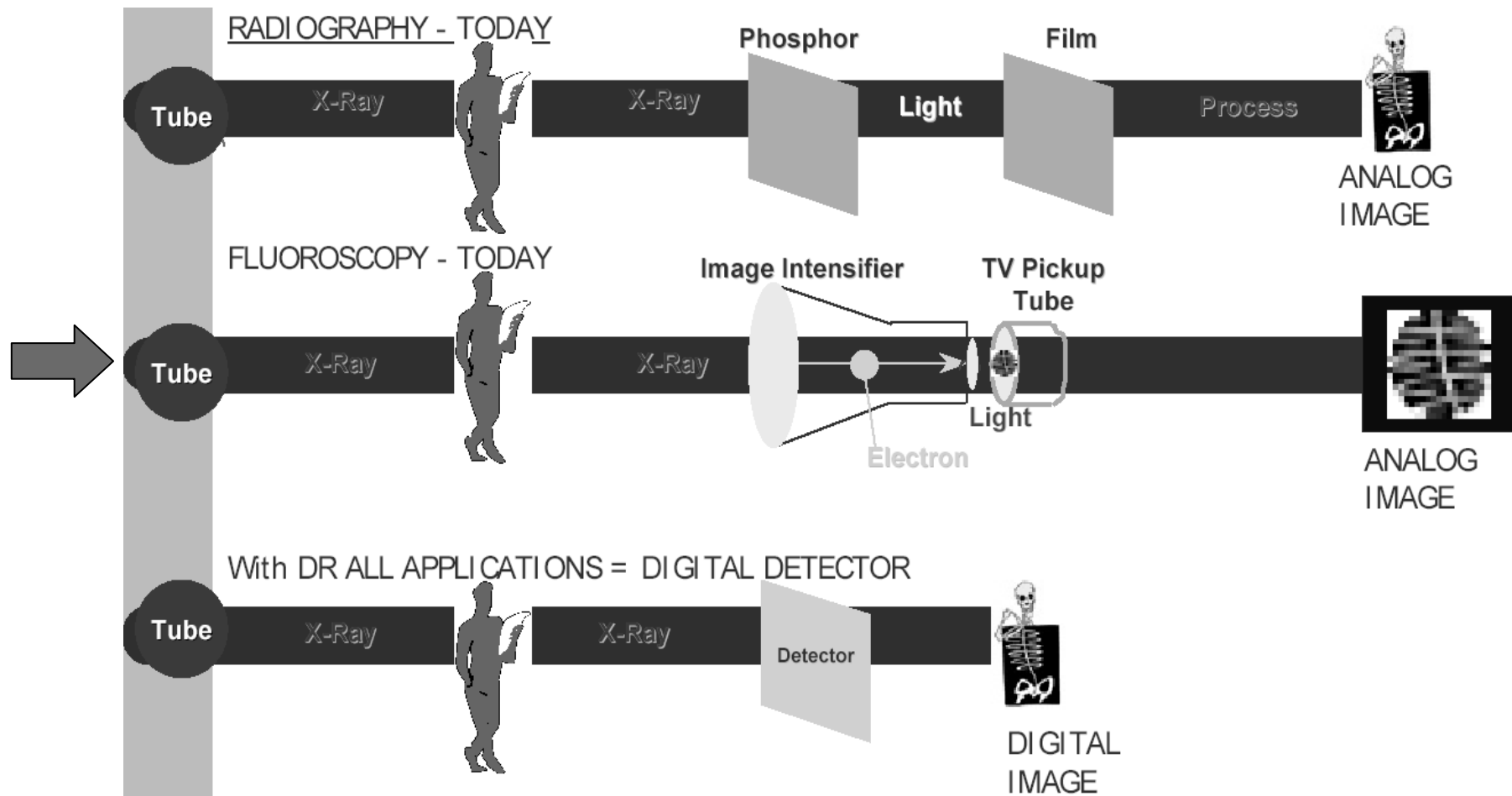
- Dipende dallo spessore dello schermo e dalle dimensioni dei cristalli.
- *Schermi con spessore maggiore presentano una risoluzione spaziale inferiore poiché la luce si diffonde in spazi più grandi e si disperde verso i bordi dell'immagine. Tali schermi hanno però maggiore sensibilità.*

Principali richieste per l'immagine a raggi

	General radiography	Mammography	Fluoroscopy
Size	> 40 x 40 cm	>18 x 24 cm	>30 x 30 cm
Pixel size	~ 150 μm	60-100 μm	200-400 μm
Typical nb of incid.X/pel	~1000	~5000	~10
Corresponding dose	2.5 μGy	100 μGy	25 nGy
Energy range	30-120 keV	~20 keV	30-120 keV
Input equiv. noise	< 5 X quanta	< 5 X quanta	< 1 X quantum
Dynamic range	12 bit	12 bit	12 bit
Readout time	1-5 s	1-5 s	~30 ms (30fps)

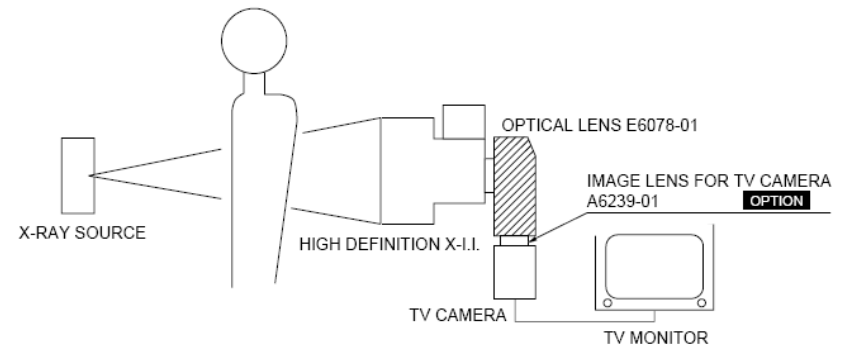
- Qualità dell'immagine: densità, contrasto, risoluzione, distorsione
- Rivelatori schermo pellicola
- ***Intensificatori di immagine***
- Radiografia digitale diretta ed indiretta
- Usi clinici
- Effetti biologici e sicurezza

Metodi per ottenere l'immagine a raggi X



Fluoroscopia

- La fluoroscopia differisce dall'imaging a raggi X convenzionale perché l'immagine prodotta dai raggi X può essere vista in tempo reale.
- Invece della pellicola, il rivelatore è un **intensificatore di immagine** accoppiato ad una videocamera e ad uno schermo TV
- L'immagine a raggi X può essere vista direttamente su uno schermo TV o catturata in formato digitale e vista/manipolata in seguito
- I moderni intensificatori di immagine permettono di ottenere una elevata risoluzione spaziale, assicurando immagini di alta qualità (ottimo contrasto e dettaglio)
- Con gli intensificatori di immagini è possibile ottenere immagini dettagliate, per le quali sono richieste pellicole opportunamente sensibilizzate. Esempio: microstrutture nelle mucose dello stomaco.



Angiografia : prende immagini dei vasi sanguigni attraverso l'iniezione di un fluido contenente iodio nelle arterie o nelle vene.



Angiogramma cerebrale che mostra un aneurisma di un'arteria cerebrale.

Esempi di immagini fluoroscopiche

Angiografia cerebrale che mostra le arterie cerebrali



Immagine real-time

Immagine 3D dei vasi sanguigni

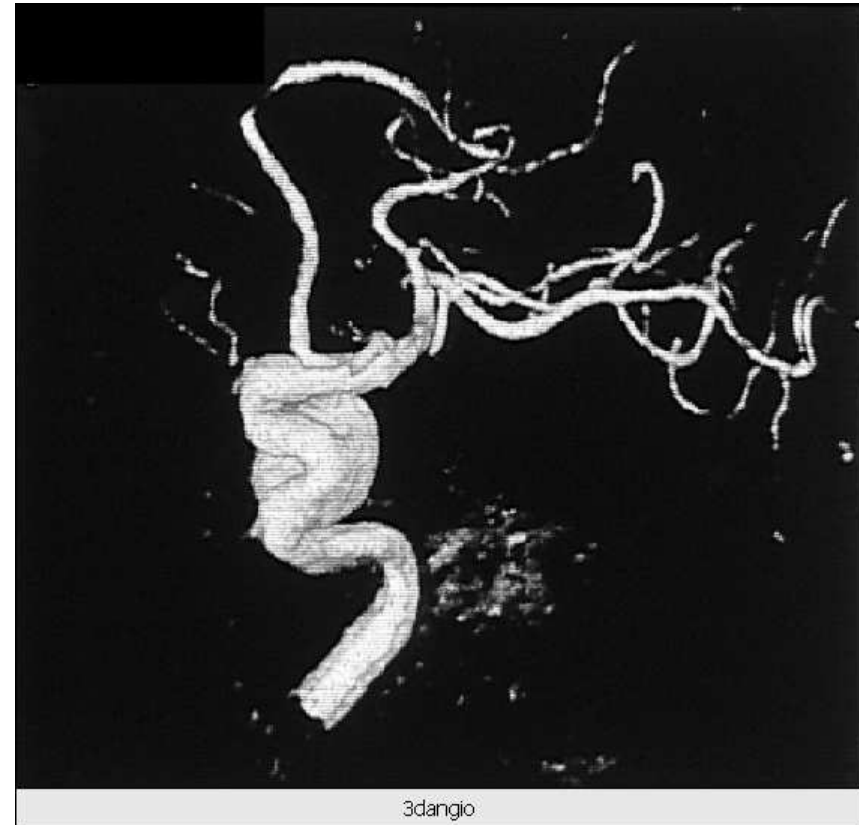


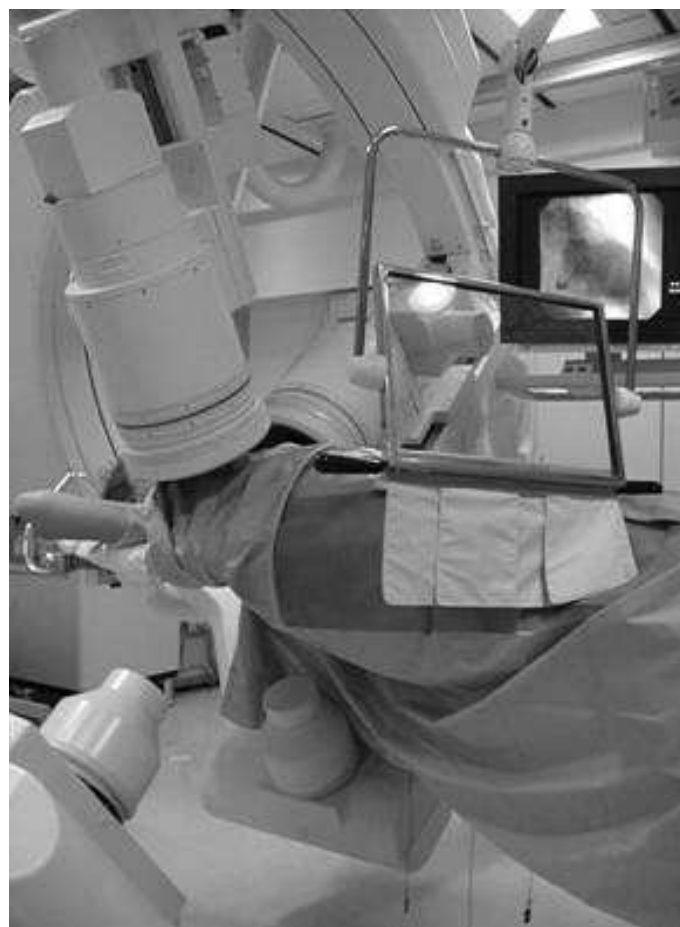
Immagine rielaborata

Moderno apparato per la fluoroscopia

Image intensifier troppo lontano dal paziente



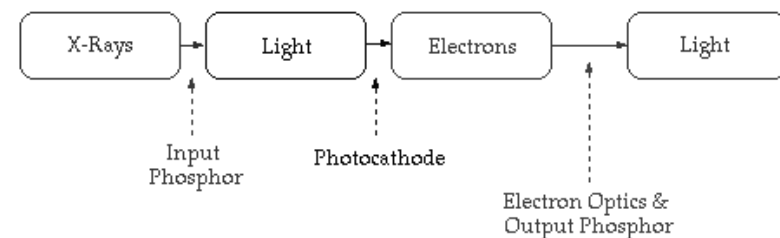
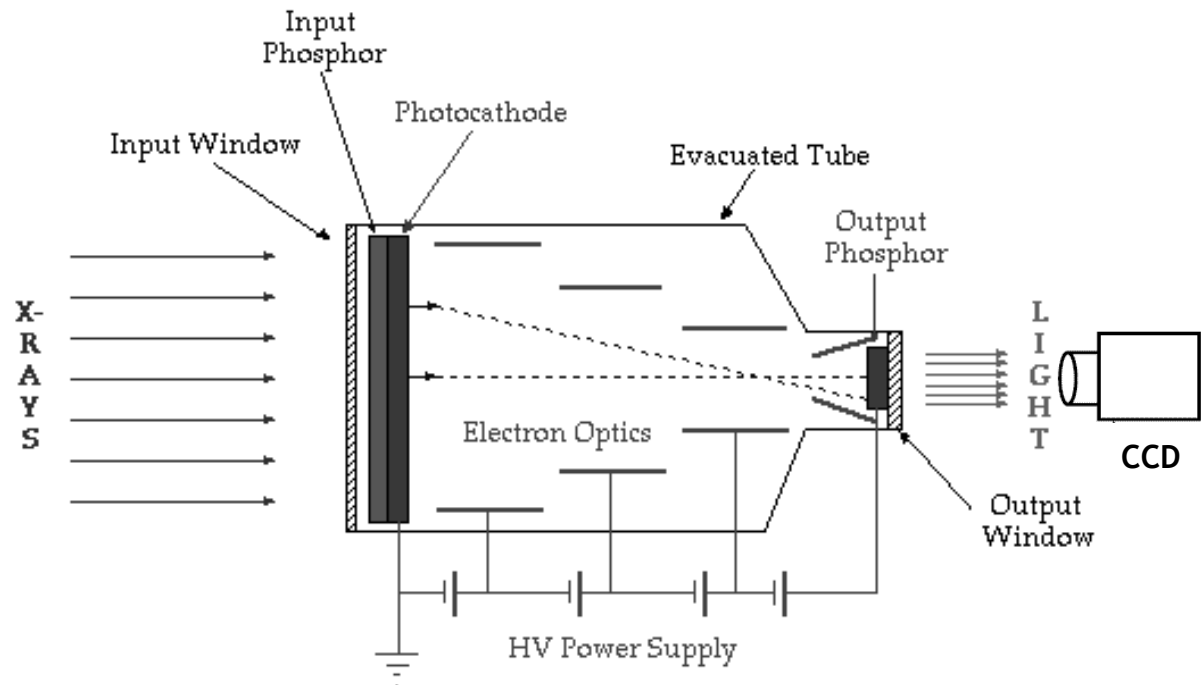
Image intensifier vicino al paziente



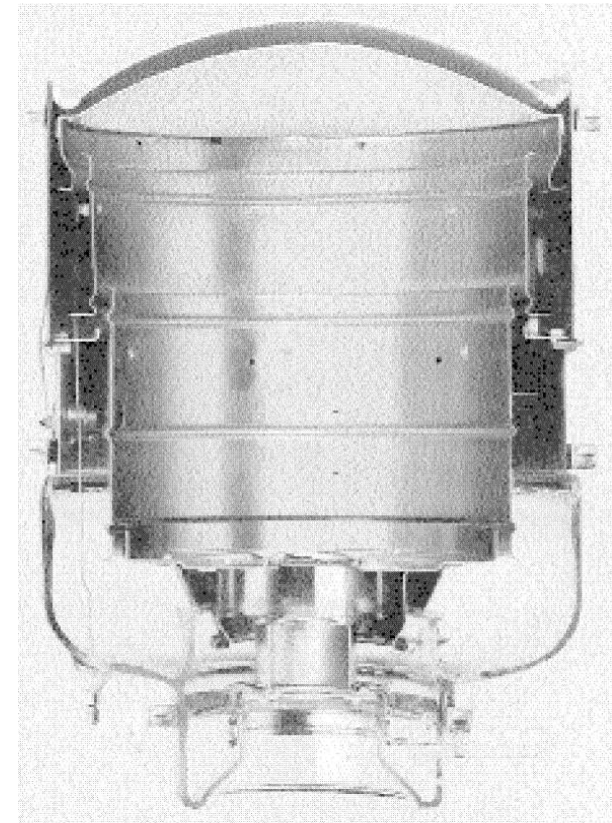
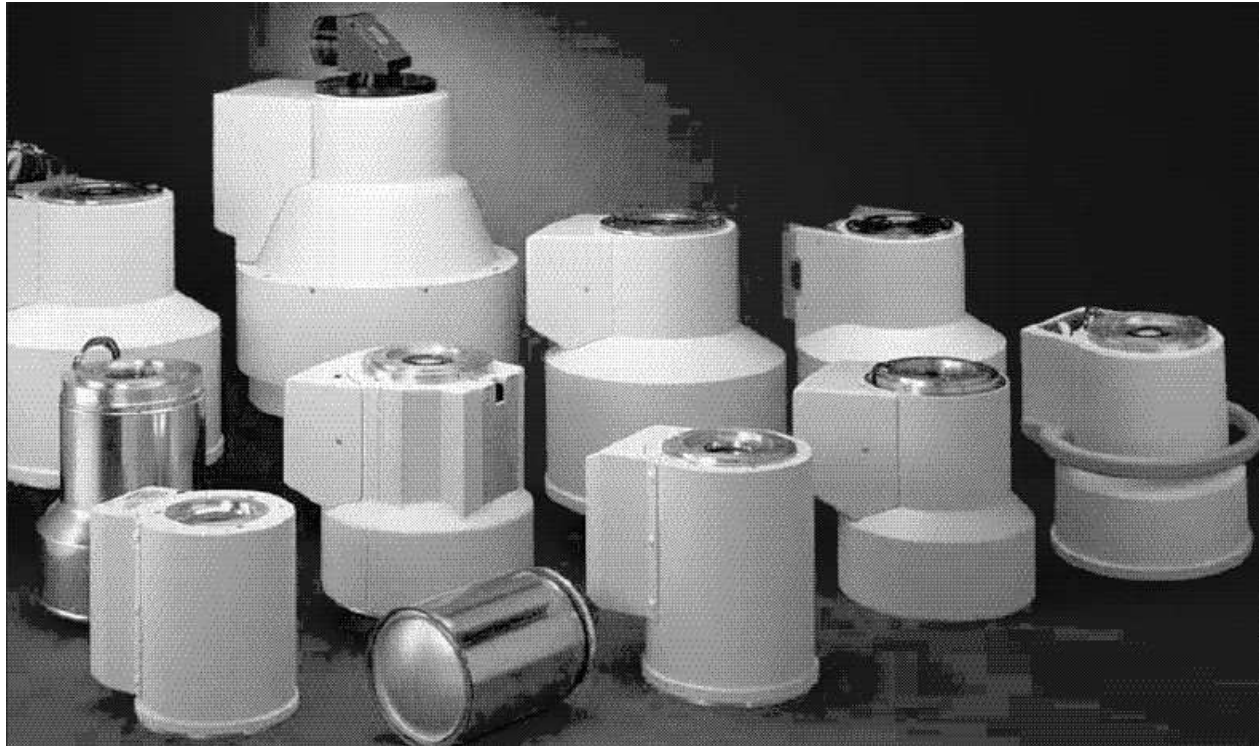
- Per mantenere costante la qualità dell'immagine, un sistema di controllo automatico della luminosità (**automatic brightness system ABS**) rivela l'intensità di raggi X che raggiunge il rivelatore e aggiusta i mA e/o i kVp. Ad esempio, se il fluoroscopio si muove da una parte più spessa ad una più sottile del corpo, l'intensità dei raggi X viene ridotta per evitare il "flooding" della telecamera e per ridurre la dose di radiazione al paziente
- In alcuni dispositivi c'è una griglia tra il paziente ed il rivelatore (piastra con una serie di strisce di piombo che fermano la radiazione diffusa permettendo un miglior contrasto)

Intensificatori d'immagine

- Un *intensificatore di immagine* a raggi X è un tubo più o meno grande che converte una immagine a raggi X di bassa intensità in un'immagine visibile (ad esempio su uno schermo TV tramite una telecamera)
- Conversione dell'energia dei raggi X in luce nel *fosforo d'ingresso* (cristallo di ioduro di cesio CsI)
- Emissione di elettroni a bassa energia dal *fotocatodo* (antimonio Sb)
- Accelerazione (per aumentare la luminosità) e focalizzazione degli elettroni sul *fosforo di uscita* (ZnCdS o $Gd_2O_2S(Tb)$) tramite *lenti elettroniche* (campo elettrico)
- La telecamera è collocata vicino allo schermo d'uscita per minimizzare la perdita di luce



Esempio di intensificatori di immagine commerciali



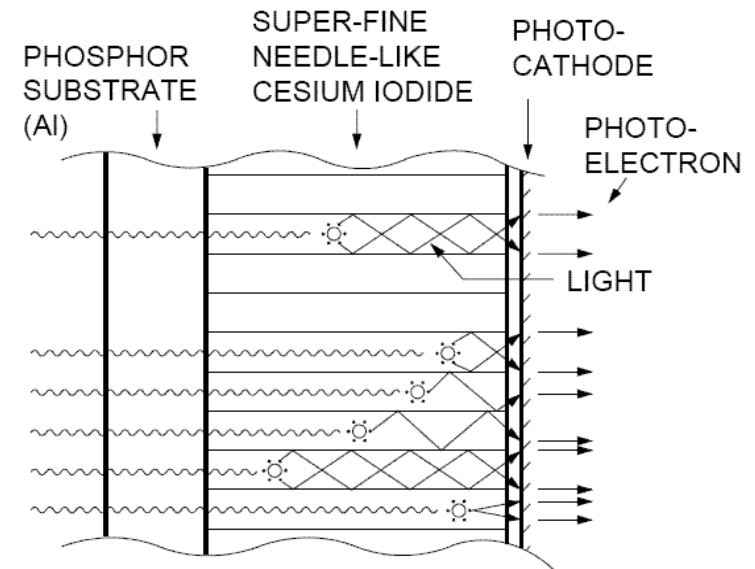
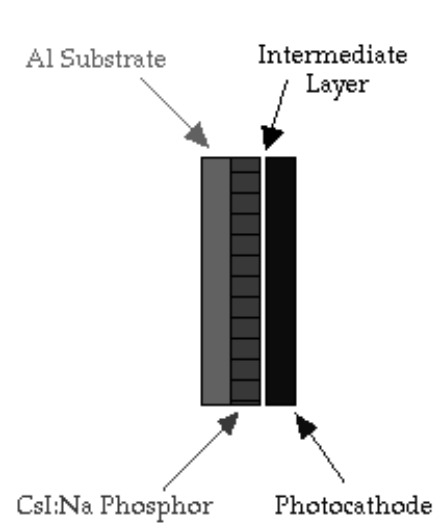
In commercio sono disponibili intensificatori di immagine di diversa dimensione.

Tipicamente da 6 fino a 16-20 inch di diametro

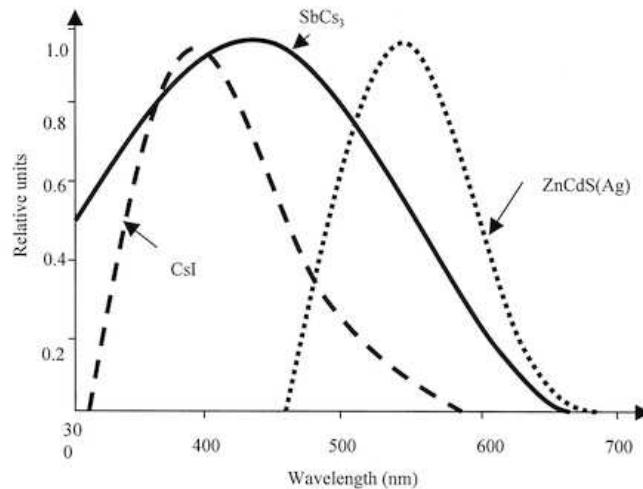
Fosforo di ingresso



Fosforo di ingresso



(b) New Input Phosphor Screen



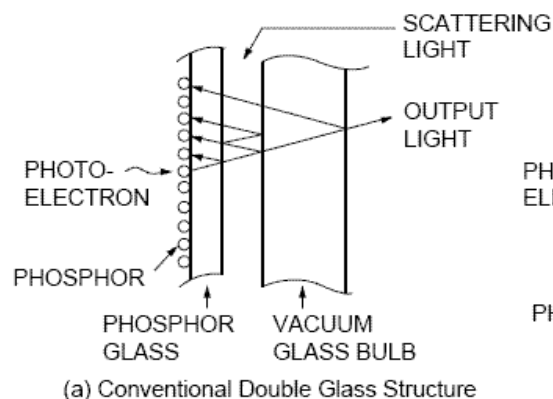
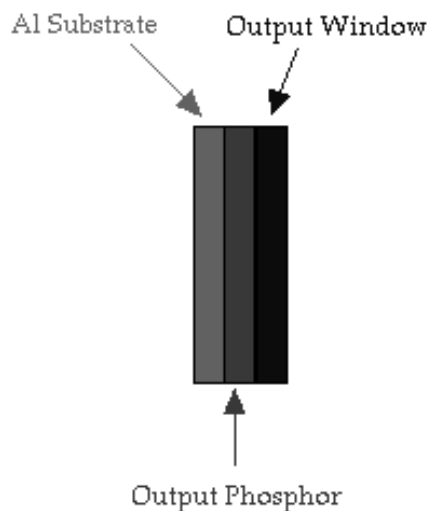
Lo spettro di emissione del fosforo di ingresso deve essere ben accoppiato allo spettro di assorbimento del fotocatodo



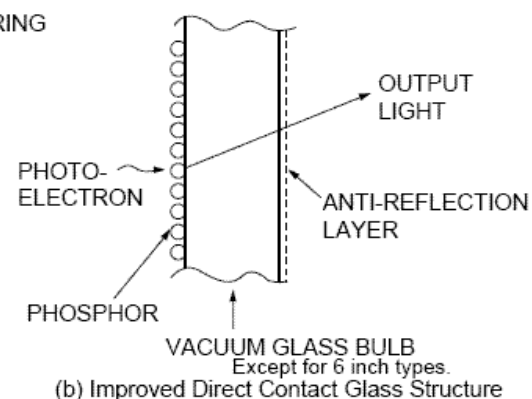
Photo: Electron Microscope Photograph of CsI Input Phosphor Screen

I cristalli di ioduro di cesio sono aghiformi (hanno cioè una struttura colonnare) per garantire una elevata risoluzione spaziale.

osforo di uscita

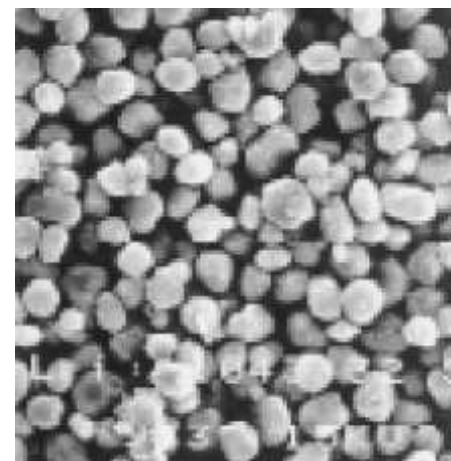


(a) Conventional Double Glass Structure

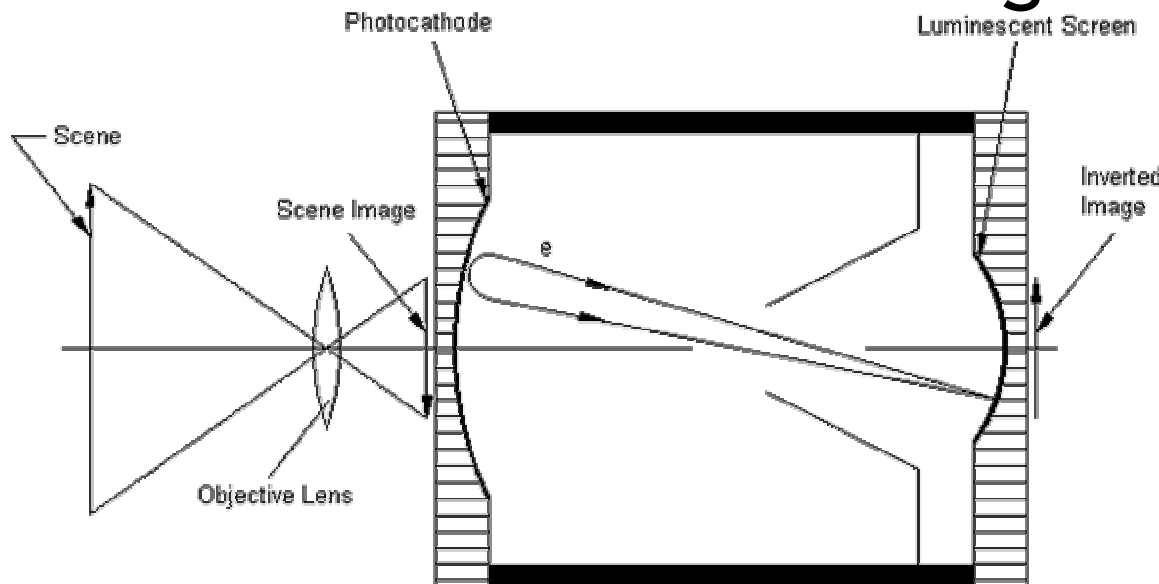


(b) Improved Direct Contact Glass Structure

- Costituito da particelle molto piccole e disperse in maniera uniforme
- Cristalli P20 (ZnCdS:Ag , emissione max a 530 nm, luce verde) o P43 ($\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S(Tb)}$) o altro
 - P43 hanno tempo di decadimento più corto e dimensioni del cristallo più ridotte e producono immagini più brillanti e con migliore risoluzione
 - Tipici diametri dei fosfori: 3-10 μm (ma esistono fosfori di dimensioni 5-10 nm!)
- Il fosforo di uscita collocato a contatto con il bulbo di vetro a vuoto per ridurre la riflessione della luce aumentando in maniera significativa il contrasto delle parti fini.



Focalizzazione degli elettroni



Elettroni emessi da un fotocatodo piuttosto ampio (diametro 15-40 cm) sono focalizzati sul fosforo di uscita, di area molto più piccola (diametro 1.5-6 cm) ->

riduzione dell'immagine

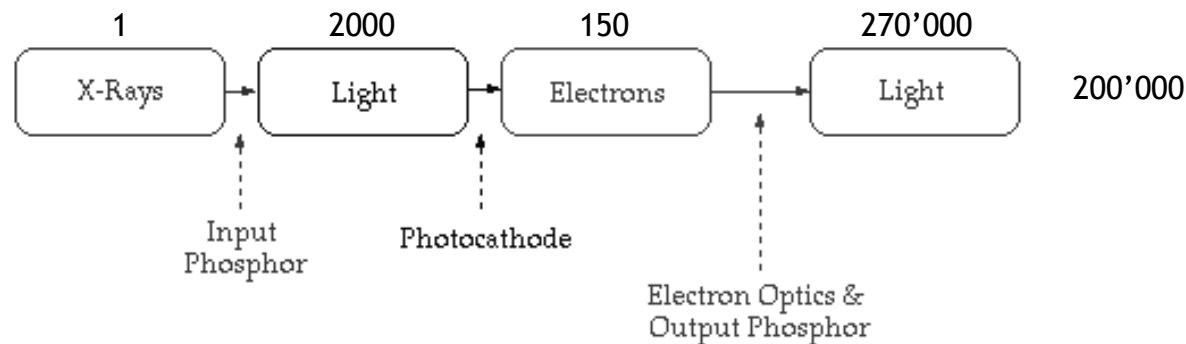
(*minification gain*, guadagno di riduzione):

$$M = \frac{(\text{diametro del fosforo di ingresso})^2}{(\text{diametro del fosforo di uscita})^2}$$

Valori tipici: da 36 a 256

- Tensione di accelerazione degli elettroni: 25-35 kV
- Corrente elettronica tipica nel tubo: 10^{-8} to 10^{-7} A
- Esiste un punto di incrocio per gli elettroni nel tubo e l'immagine sul fosforo d'uscita risulta invertita rispetto all'immagine sul fosforo d'ingresso
- Un ingrandimento maggiore dell'immagine può essere ottenuto cambiando il potenziale degli elettrodi dell'ottica elettronica: un tubo da 38 cm può ad esempio essere usato come se fosse da 26 o 17 cm. Tre dimensioni di campo sono tipiche di molti sistemi in commercio. La luminosità dell'immagine decresce quando il campo viene ridotto, a meno che il flusso di raggi X non venga cambiato

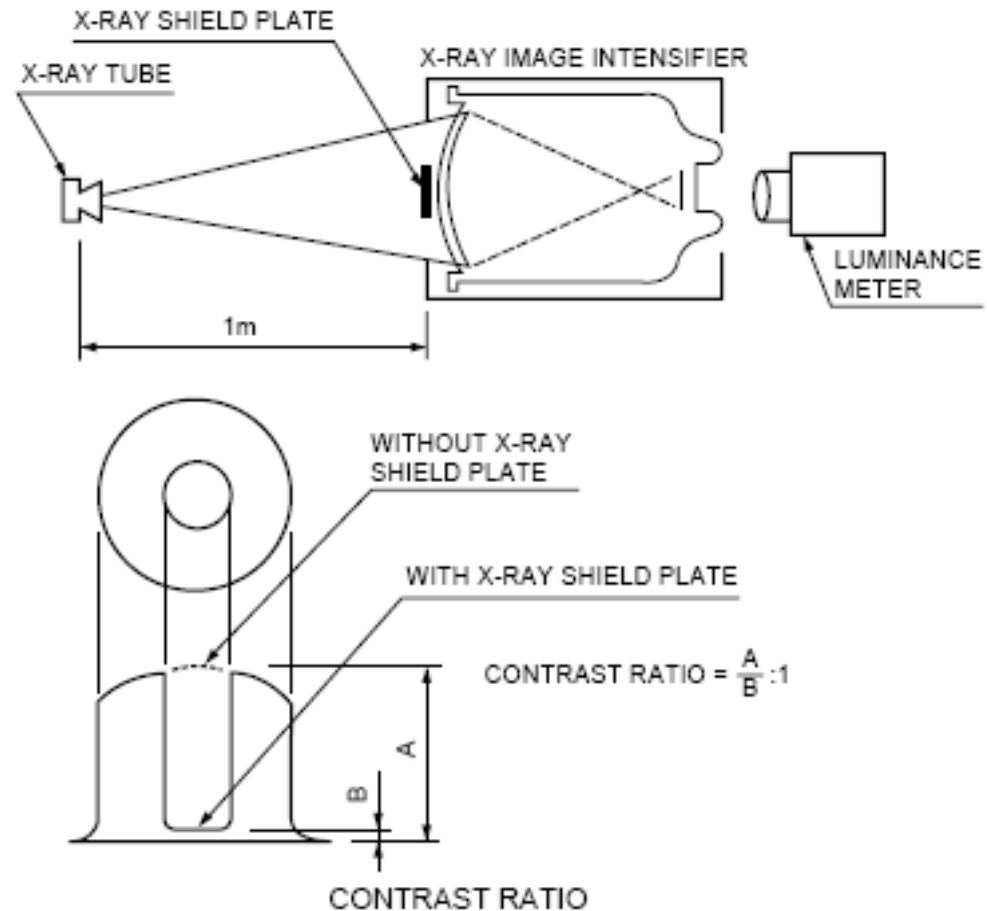
Esempio di conversione raggi X-luce



- Consideriamo il fatto 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 200'000 fotoni prodotti grazie all'assorbimento di un solo fotone X di 50 keV

Qualità dell' immagine (1)

- Schermo di piombo circolare (d=10 mm) messo a diretto contatto con l'intensificatore d'immagine e irradiato con un tubo radiogeno tipicamente con 0.5-2 mA e 40-50 kVp
- **Contrasto** definito come il rapporto tra la *luminanza* (cd/m^2) in uscita con e senza schermo
- Schermo di piombo opportuno per la misurazione della **risoluzione spaziale** in termini di *coppie di linee per mm* (lp/mm).
Valore tipico: 4-6 lp/mm

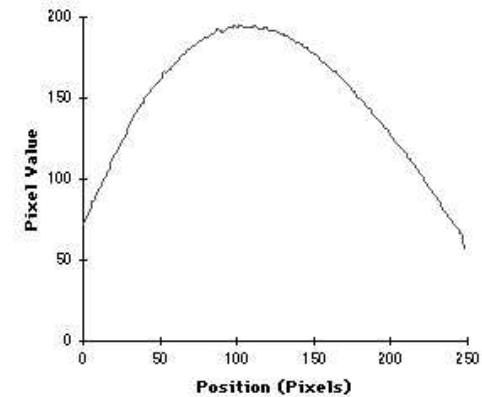
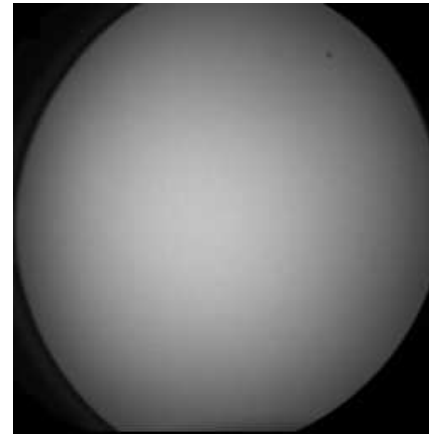


Qualità dell' immagine (2)

➤ Fattore di conversione G_x

$$G_x = \frac{\text{luminanza immagine di uscita} \left(\frac{\text{cd} / \text{m}^2} \right)}{\text{Rate dose raggi X di ingresso} \left(\frac{\text{mR} / \text{s}} \right)}$$

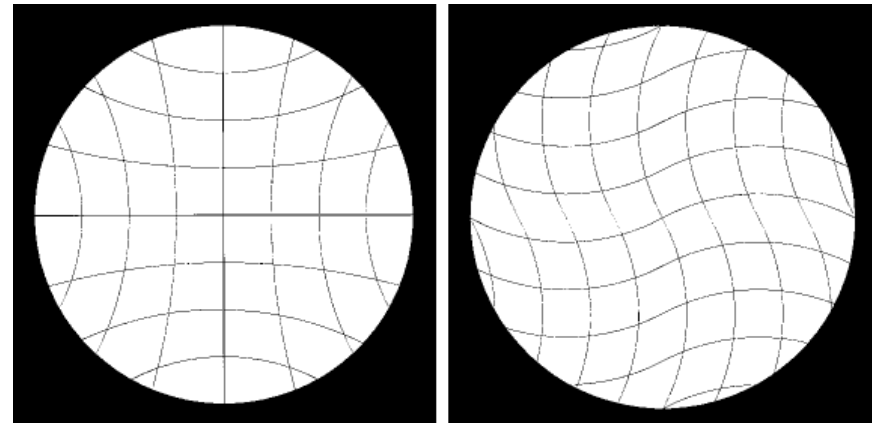
- **Vignetting:** riduzione di luminosità alla periferia, dovuta ad una raccolta di luce non uniforme
- **Velatura:** degrado del contrasto del soggetto, dovuto a defocalizzazione dei fotoelettroni e a diffusione dei fotoni di luce



Disuniformità della brillantezza dell'immagine

➤ Distorsione

- Risulta dalla proiezione del fascio di raggi X su una superficie di ingresso curva; facilmente visualizzata prendendo l'immagine di una griglia rettangolare
- Gli elettroni nell'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



Distorsioni tipiche di un tubo intensificatore d'immagine

Qualità dell' immagine (3)

➤ Ritardo

- persistenza della luminescenza dopo che lo stimolo da raggi X è finito. Il ritardo degrada la risoluzione temporale dell'immagine dinamica. Tipici valori 1 ms (30-40 ms nei dispositivi di vecchia generazione).
- Nei sistemi moderni il ritardo è dovuto principalmente alla catena di lettura

➤ Guadagno di luminosità

- $G = \text{guadagno di riduzione} \cdot \text{guadagno del flusso}$
- **Guadagno di riduzione** = area di ingresso/area di uscita
 - Poichè il numero di fotoelettroni che lasciano il fotocatodo è (circa) uguale al numero di elettroni che colpiscono il fosforo di uscita, il numero di fotoelettroni al fosforo di uscita aumenta
 - Il rapporto di riduzione non cambia il contrasto dell'immagine, ma la fa apparire più brillante
- **Guadagno di flusso** = numero di fotoni generati al fosforo di uscita per ogni fotone prodotto al fosforo di ingresso
- Il guadagno di luminosità è stato soppiantato come standard dal fattore di conversione G_x

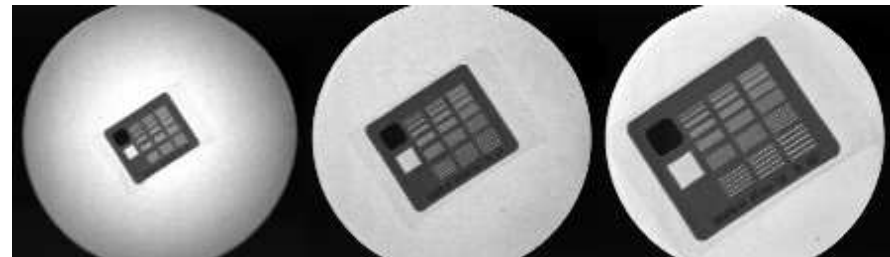
➤ DQE (detection quantum efficiency)

$$DQE = \frac{(S/N)_{OUT}^2}{(S/N)_{IN}^2} \times 100 \quad (\%)$$

Qualità dell' immagine (4)

- La risoluzione spaziale dipende da:
 - Caratteristiche e modo d'uso (*modo d'ingrandimento*) del tubo
 - Resto della catena d'imaging

- Cambiando la tensione applicata alle lenti elettroniche all'interno di un intensificatore di immagine si cambia il *modo d'ingrandimento del tubo*, si usa cioè un'area più piccola o più grande del fosforo d'ingresso, dando l'effetto di uno zoom dell'immagine
- Se le dimensioni del campo di ingresso vengono ridotte (ingrandimento più elevato), l'esposizione ai raggi X del fosforo d'ingresso deve essere aumentata per mantenere costante la brillantezza al fosforo di uscita
 - Ciascun modo di ingrandimento produce una diversa dose al paziente
 - Più piccola è la dimensione del campo, maggiore è l'ingrandimento e più alta è la dose del paziente
 - Modi d'ingrandimento più elevati producono distorsione più bassa
- La risoluzione spaziale degrada verso la periferia dell'immagine



Dimensioni c (cm)	Rate di	Fosforo	Camera	Camera	Sistema video
Campo (cm)	esposizione	di uscita	100/105 mm	100/105 mm	convenzionale
15 - 18	60 μ R/s	5 lp/mm	4.2 lp/mm	2.5 lp/mm	1.5 - 1.3 lp/mm
23 - 25	30 μ R/s	4.2 lp/mm	3.7 lp/mm	2.2 lp/mm	1.0 - 0.9 lp/mm

Sistema di radiografia digitale basato su un intensificatore di immagine

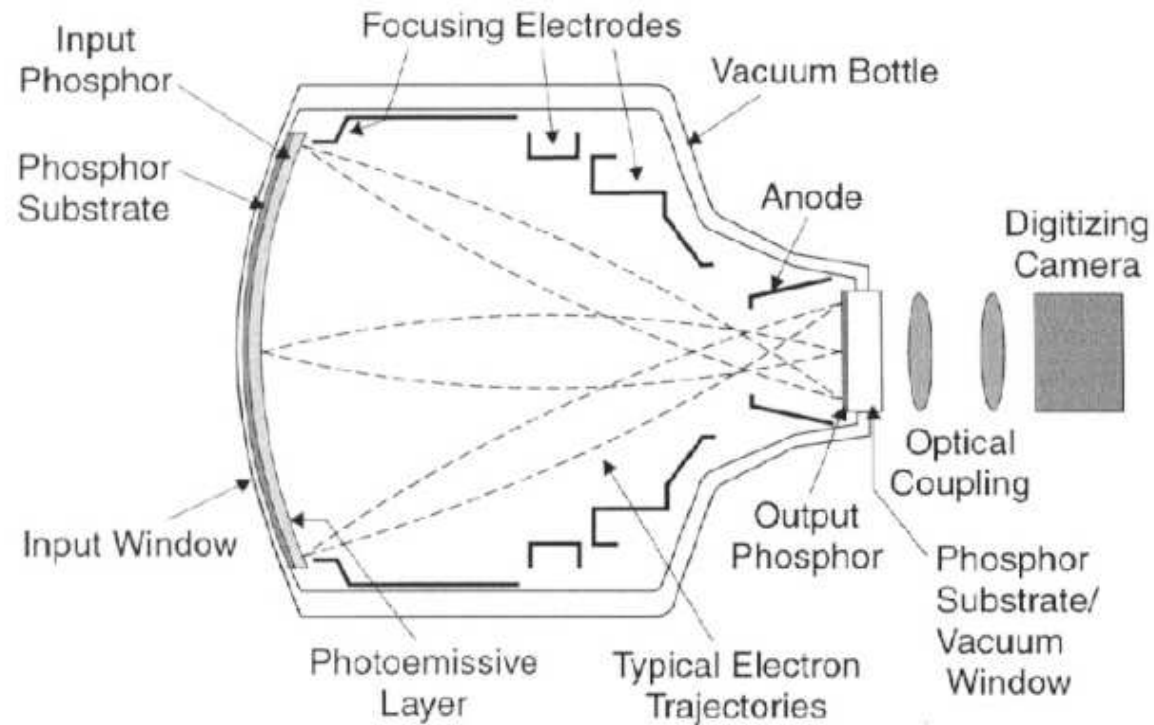
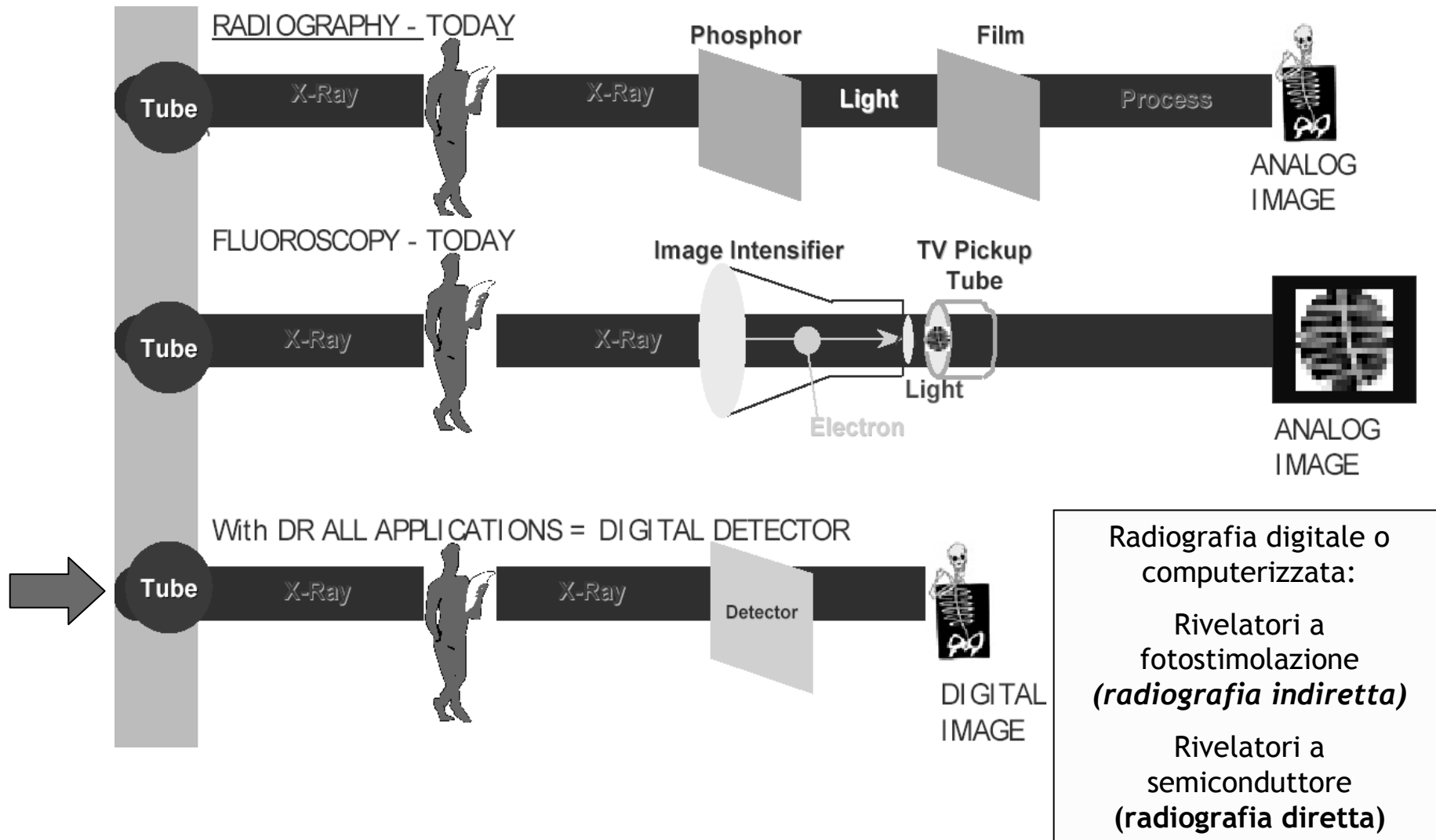


Immagine digitalizzata dalla telecamera

- Densità, contrasto, risoluzione, distorsione
- Rivelatori schermo/pellicola
- Intensificatori di immagine
- **Radiografia digitale diretta ed indiretta**
- Usi clinici
- Effetti biologici e sicurezza

Metodi per ottenere l'immagine a raggi X



Sistema di imaging digitale

➤ **ADC** Analog-to-Digital converter
(DAC Digital-to-Analog converter)

➤ Sistemi da cui risultano immagini digitali
(radiografia computerizzata CR o digitale DR)

- Radiografia digitale indiretta (fosfori di storage o imaging plate)
- Radiografia digitale diretta (CCD o flat panel)

- Immagine digitale su pellicola

Una immagine su pellicola classica può essere trasformata in una immagine digitale con un opportuno apparecchio, che misura la luce trasmessa in ciascun punto della pellicola, convertendo l'intensità luminosa in un valore digitale e registrandone sede ed intensità in un pixel dell'immagine.

- Produzione diretta da parte di apparecchi per risonanza magnetica (RM), tomografia assiale computerizzata (TAC) e medicina nucleare

- **Immagini fluoroscopiche digitali:**

in fluoroscopia le immagini dalla telecamera possono essere digitalizzate

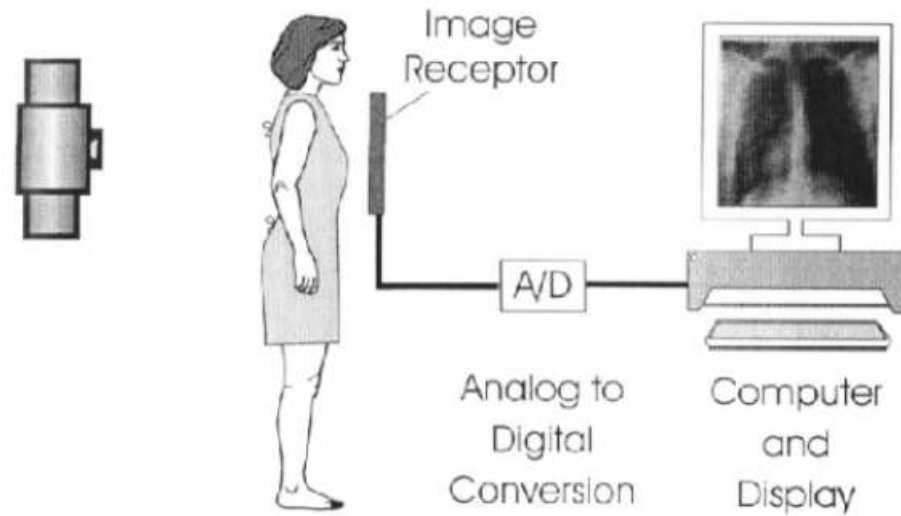
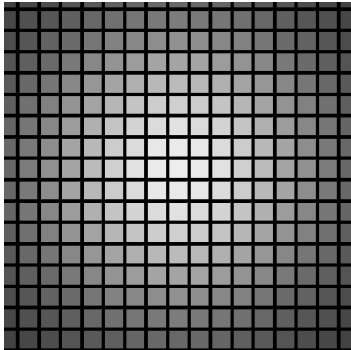


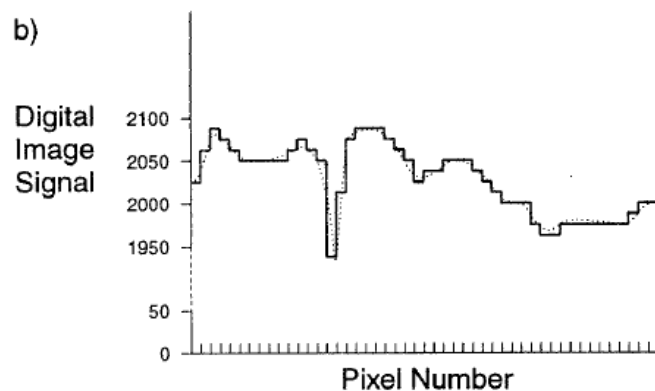
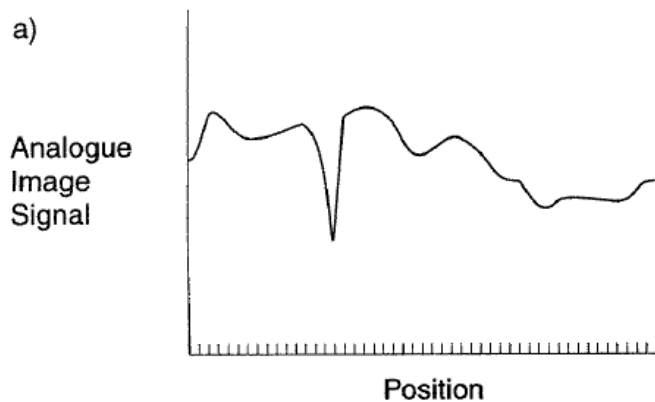
Immagine digitale come insieme di pixel



Immagini digitali



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



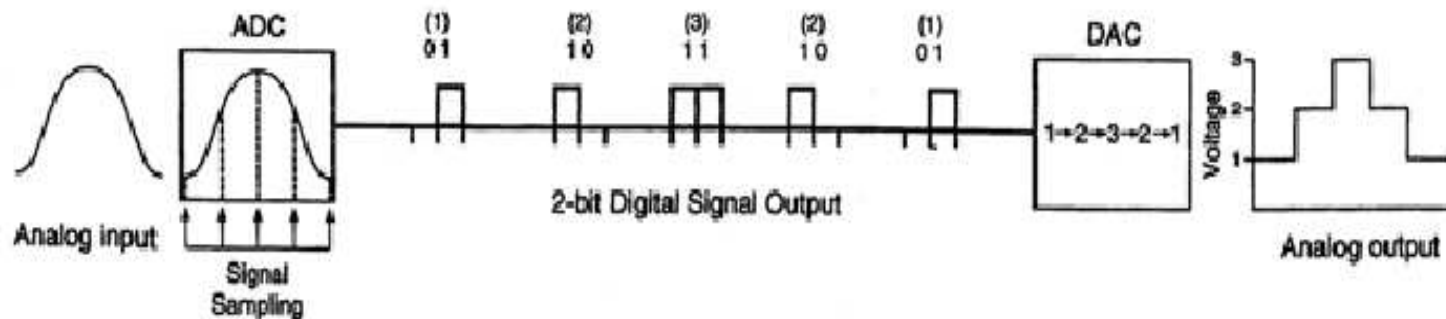
- Una immagine digitale è una matrice costituita da elementi detti *pixel*. La dimensione della matrice è data dal numero di pixel presenti nelle righe e nelle colonne.
- Un pixel è caratterizzato da 3 numeri: due definiscono la sua posizione ed il terzo l'intensità dell'immagine. *Matematicamente* $I(m,n)$. I è una variabile discreta che può assumere 2^n 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.

Segnale analogico e segnale digitale

- 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.

Conversione di dati analogici in forma digitale

- I rivelatori in genere producono segnali analogici → necessità di convertitori analogico-digitale (ADC)
- Gli ADC sono caratterizzati da
 - Sampling rate o frequenza di campionamento (samples/sec, 1MHz)
 - Numero di bit di uscita per sample (campione)



Rappresentazione digitale dei dati

➤ Bit, Byte e Word

- La più piccola unità di informazione: 1 bit (digit binario: 1 oppure 0)
- I bit sono raggruppati in Byte: 1 byte = 8 bit
- Word = 16, 32, 64, 128 bit, dipende dall'architettura del computer

➤ Capacità di memoria dei computer misurata in

- kilobyte (kB) - 2^{10} byte = 1024 byte ~ mille byte
- megabyte (MB) - 2^{20} byte = 1024 kilobyte ~ un milione byte
- gigabyte (GB) - 2^{30} byte = 1024 megabyte ~ un miliardo byte
- terabyte (TB) - 2^{40} byte = 1024 gigabyte ~ 1000 miliardi byte

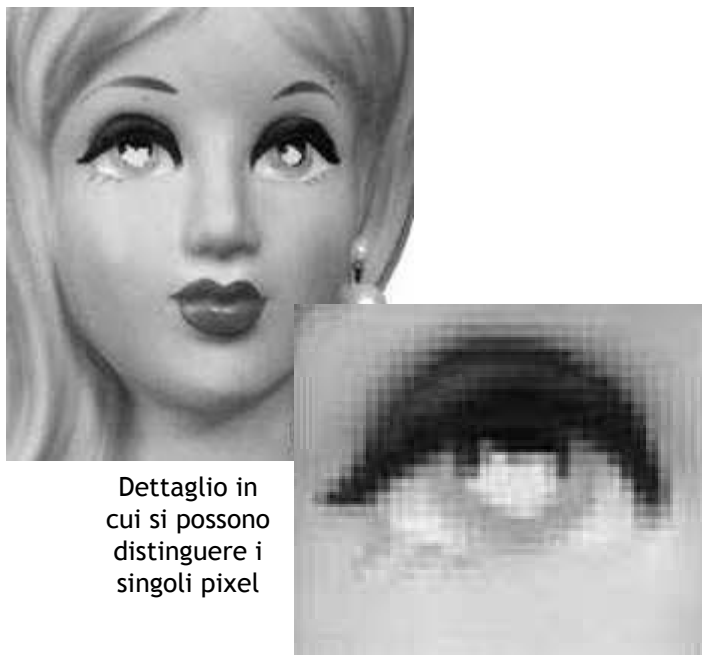
➤ Diversi tipi di dati: testo alfanumerico, numeri interi e non interi

➤ Storage di interi positivi

- n bit hanno 2^n possibili permutazioni e possono rappresentare interi da 0 a $2^n - 1$
- 8 bit rappresenta 2^8 valori con range [0, 255]
- 16 bit rappresenta 2^{16} valori con range [0, 65535]
- 32 bit rappresenta 2^{32} valori con range [0, 4294967295]
- 64 bit rappresenta 2^{64} valori con range [0, 18446744073709551615]

Immagine digitale come mappa bidimensionale di pixel

Matrici tipiche in radiodiagnostica:



Dettaglio in cui si possono distinguere i singoli pixel

Dimensione dell'immagine

$$(M \times N) \times K$$

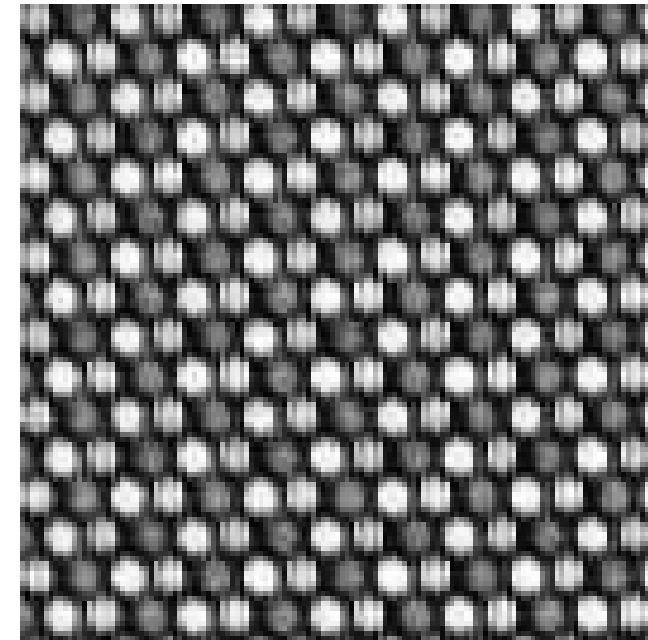
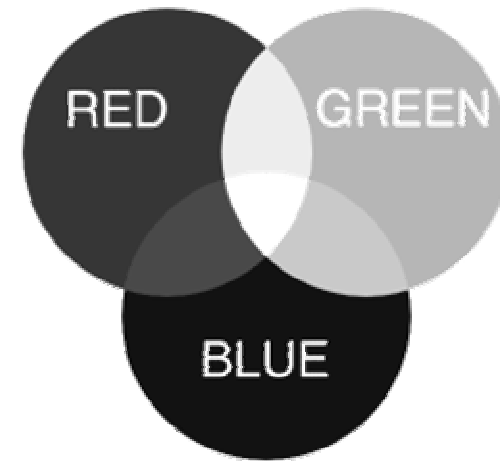
$M \times N$ = dimensione della matrice

K = profondità = numero bit per pixel
(2^K livelli di grigio)

Tipo di immagine	Dimansioni $M \times N \times K$	Immagini per esame	Mbyte per esame
Medicina nucleare	128 x 128 x 12	30-60	1-2
Risonanza magnetica	256 x 256 x 12	60-120	6-12
Ultrasuoni	512 x 512 x 8	20-250	5-65
Angiografia (DSA)	512 x 512 x 8	15-40	4-10
TC (multistrato)	512 x 512 x 12	40 (120)	16(48)
Radiografia con IP (RC)	2048 x 2048 x 12	2	13
Radiografia diretta	3002 x 3002 x 12	2	28
Mammografia digitale	4000 x 5000 x 12	4	120

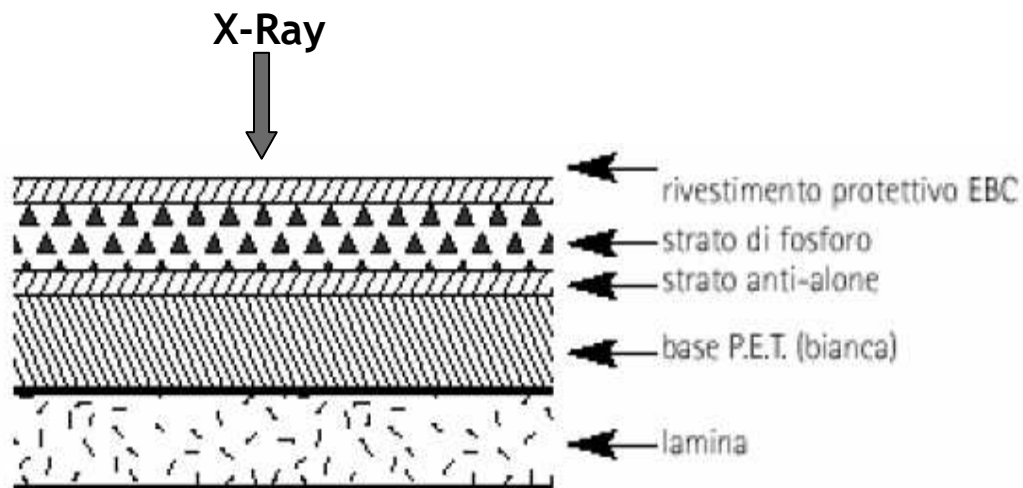
Immagini a colori

- I colori in un'immagine sono di solito basati su tre colori primari rosso (R), verde (G=green) e blu (B)
- Sistema di colore additivo: quando i tre colori sono sommati in uguale quantità si ha il bianco
- Su uno schermo ogni pixel ogni pixel è formato da un gruppo di 3 punti, uno per il rosso, uno per il verde e uno per il blu.



Radiografia digitale indiretta (RC)

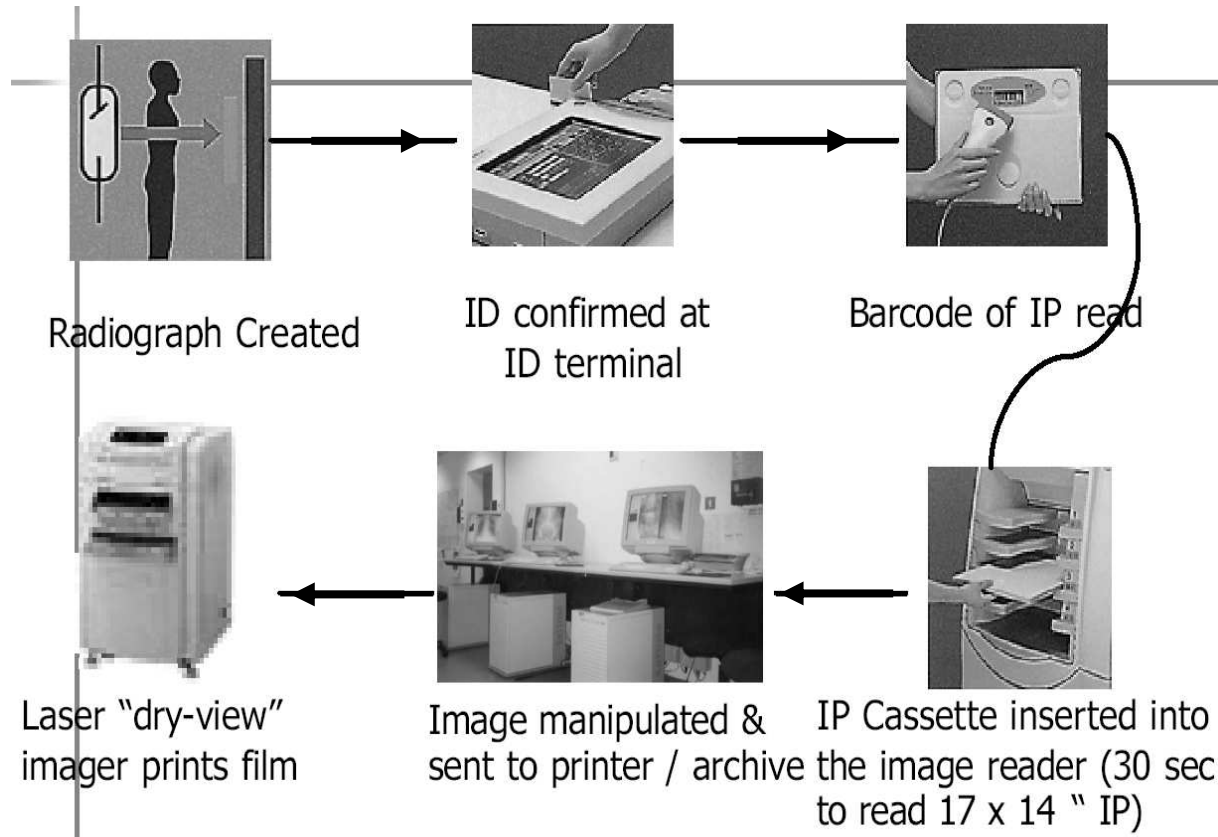
- La radiografia digitale indiretta utilizza particolari rivelatori (*imaging plate IP* o *fosfori di storage*) al posto della pellicola all'interno della cassetta radiografica



Sezione della struttura di un imaging plate. EBC e PET sono due materiali plastici

- La sensibilità è impostata in modo da essere la stessa di un sistema schermo pellicola di classe 200, ma può essere variata a piacimento
 - La risoluzione dipende dalla dimensione dei pixel dell'imaging plate, ma è generalmente analoga a quella dei sistemi schermo pellicola
 - L'immagine finale è in forma digitale -> facile elaborazione, conservazione e trasporto
- L'imaging plate è fatto di materiale sottile e di tipo vetroso ed è quindi fragile. I plate e le cassette RC possono essere riutilizzati migliaia di volte, ma la loro caduta accidentale ne determina la rottura

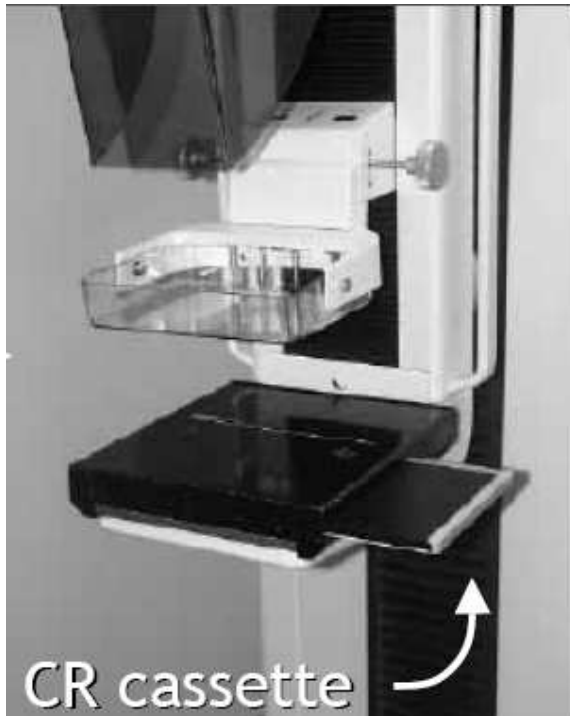
Acquisizione di immagine digitale con IP



Creazione dell'immagine

- esposizione del paziente
- creazione *immagine latente* sull'IP
- luminescenza indotta dal laser
- rivelazione della luce e conversione A/D
- cancellazione del plate

Esempio di apparecchiature per RC



Imaging plate

- L' *imaging plate* contiene una sostanza fotosensibile (*fosfori di storage*) in grado di rispondere alla radiazione incamerando energia nelle sedi in cui è colpita dai raggi X: tale distribuzione di energia forma una *immagine latente* (dopo 8 ore l'immagine si è tipicamente ridotta al 75%)
- Dopo l'esposizione la cassetta RC viene messa nel modulo di lettura ("sviluppatore") per ottenere un'immagine visibile
- Un sistema laser effettua una scansione dell'imaging plate determinandone il rilascio dell'energia intrappolata (forza gli elettroni delle trappole elettroniche a ricadere nella banda di valenza emettendo luce: *emissione stimolata*)
- L'energia rilasciata è alla base dell'intensità (livello di grigio) di ogni singolo pixel, l'insieme dei quali costituisce l'immagine visibile $I(n,m)$

Esempio di cassetta radiografica e "sviluppatore" CR



Lastre di fosfori di storage prodotte da AGFA, KODAK, FUJI etc. Composti di BaFX:Eu+2 (X alogeno con Br, Cl, I) o ossisolfato di gadolinio.

Funzionamento dei fosfori di storage (1)

- Quando un fotone X è assorbito dal fosforo (principalmente per effetto fotoelettrico), migliaia di elettroni passano nella banda di conduzione
- Nei fosfori convenzionali, questi elettroni ricadono nella banda di valenza ed emettono luce, con un processo facilitato dalla presenza dei livelli intermedi di un attivatore
- Nei fosfori fotostimolabili, gli elettroni possono essere intrappolati e successivamente liberati fornendo energia per mezzo di una luce laser per poi ricadere nella banda di valenza, emettendo luce come nel caso precedente
- Lo spettro della luce emessa è controllato dai livelli energetici dell'attivatore

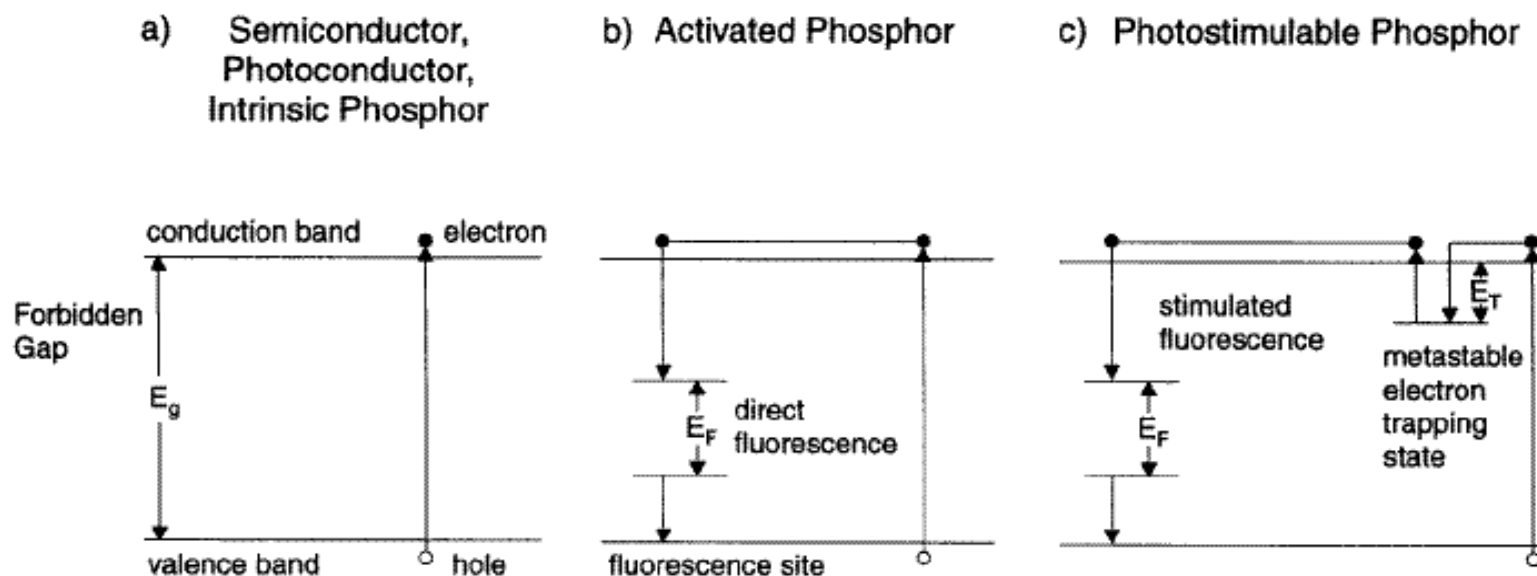
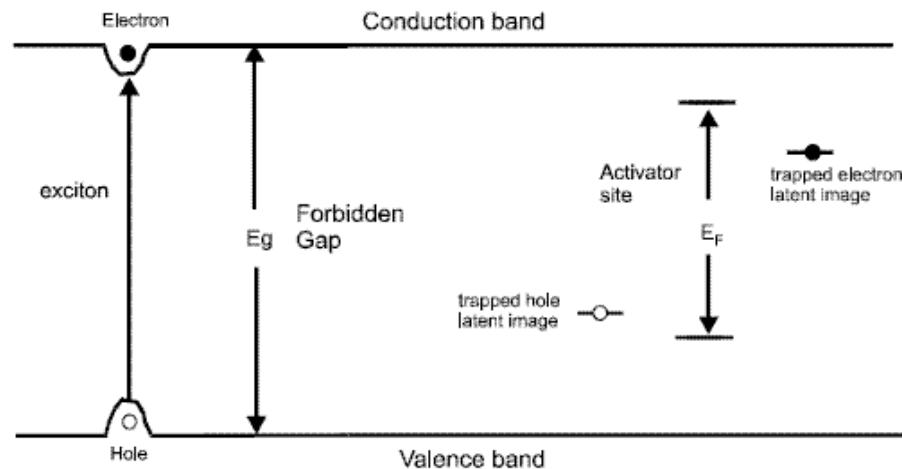


Figure 6. Energy level diagrams for crystals used in (a) direct conversion x-ray detectors, (b) conventional phosphors, (c) photostimulable phosphor imaging.

Funzionamento dei fosfori di storage (2)



(a) Band structure representation of exciton (b) Exciton trapped on PSL complex

PSL = PhotoStimulated Luminescence

Fosfori convenzionali

La coppia e-h si ricombina dando luogo ad emissione di radiazione caratteristica dell'attivatore con efficienza ~100%

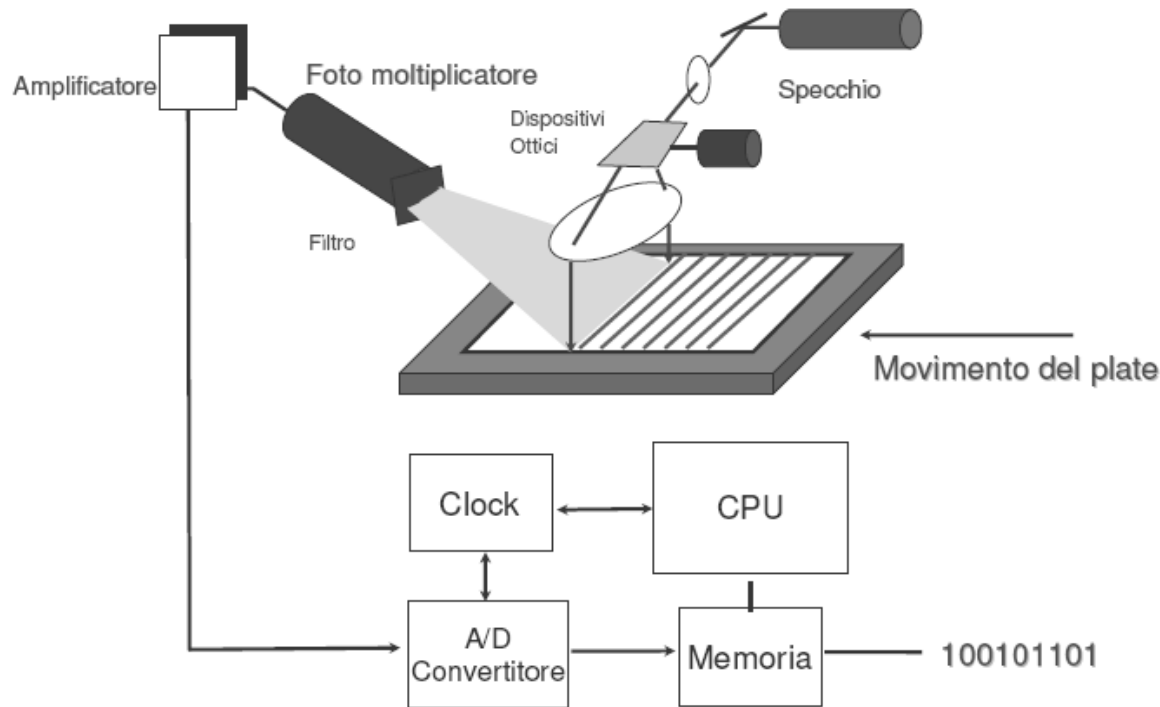
Fosfori fotostimolabili o di storage

La coppia e-h può essere intrappolata senza emissione di luce in un sito spazialmente correlato con l'attivatore; la ricombinazione e quindi l'emissione di luce avviene con efficienza ~20%

- **Eccitone:** coppia e-h (elettrone-lacuna), necessita una energia $W > 3E_g$ per essere creato
- Gli eccitoni si muovono finché non vengono intrappolati (senza emettere luce) nei cosiddetti centri F (ioni positivi di Br o F per gli elettroni, forse Eu per le lacune)
- L'elettrone viene liberato dal centro F con una stimolazione luminosa (laser) e portato nella banda di conduzione dell'attivatore (Eu^{2+}), quindi si ricombina emettendo luce con lunghezza d'onda determinata dal bandgap dell'attivatore
- Centro F + attivatore, spazialmente correlati, vengono indicati con il nome di centro PSL
- Tipi di fosfori fotostimolabili (fluoroalidi di bario):
 - BaFBr:Eu²⁺, BaFCl:Eu²⁺, RbBr:Tl⁺, CsBr:Eu²⁺
 - Eu (europio) funziona da attivatore
 - Tempi di decadimenti <1 μs

Formazione imm. radiog. computerizzata

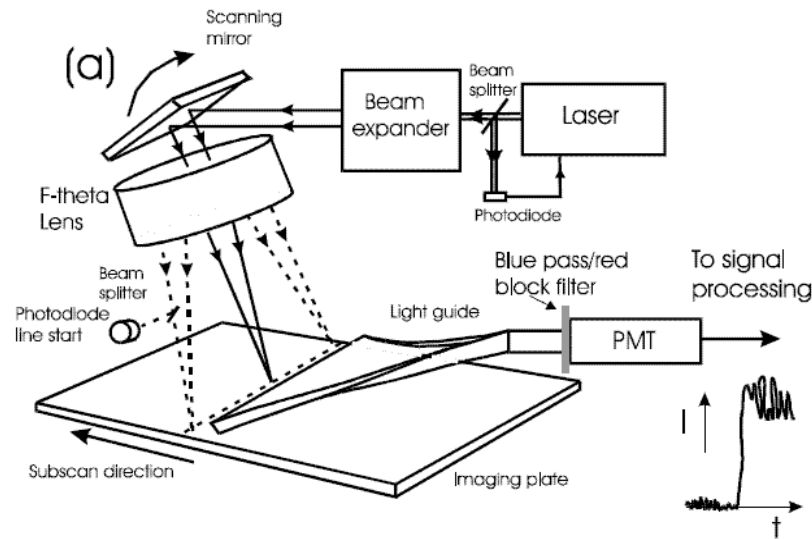
- Il modulo di lettura apre la cassetta RC ed effettua una scansione dell'imaging plate con un laser a bassa intensità (*prescansione*). La prescansione viene utilizzata per determinare il livello di esposizione ed impostare i parametri di esposizione.



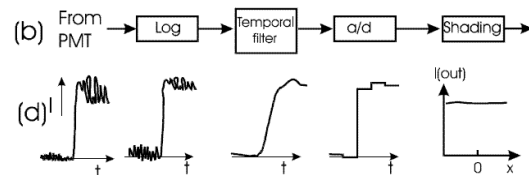
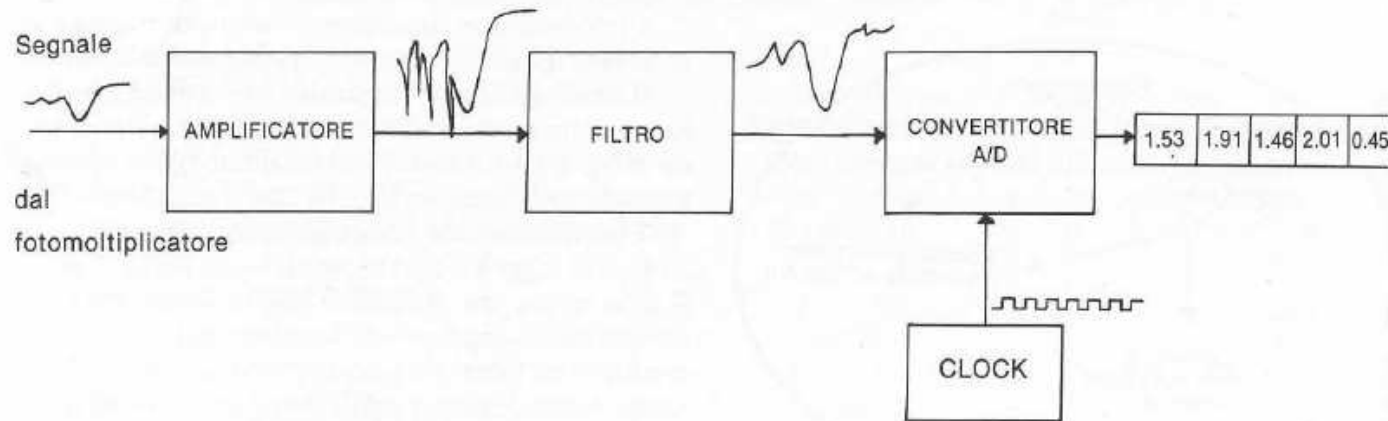
- Al termine della prescansione un raggio laser ad elevata intensità scansiona più volte l'imaging plate
- Il raggio laser converte l'energia accumulata dal plate in luce visibile rivelata da un tubo fotomoltiplicatore, che trasforma la luce rivelata in un segnale elettrico analogico, a sua volta convertito da un Analog-to-Digital Converter (ADC) in una sequenza di bit digitali
- L'intensità luminosa e la posizione del raggio laser vengono memorizzati sotto forma di dati digitali per ciascun pixel: $I(i,j)$

- Infine l'esposizione ad una fonte luminosa ad elevata intensità determina il rilascio di ogni ulteriore residuo di energia dal plate rendendolo utilizzabile per una nuova esposizione

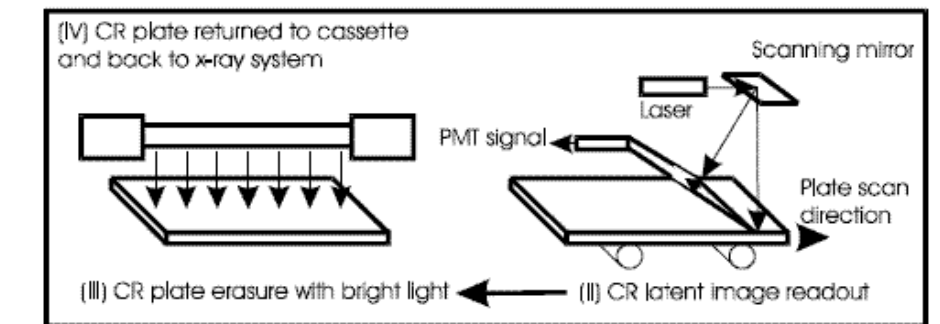
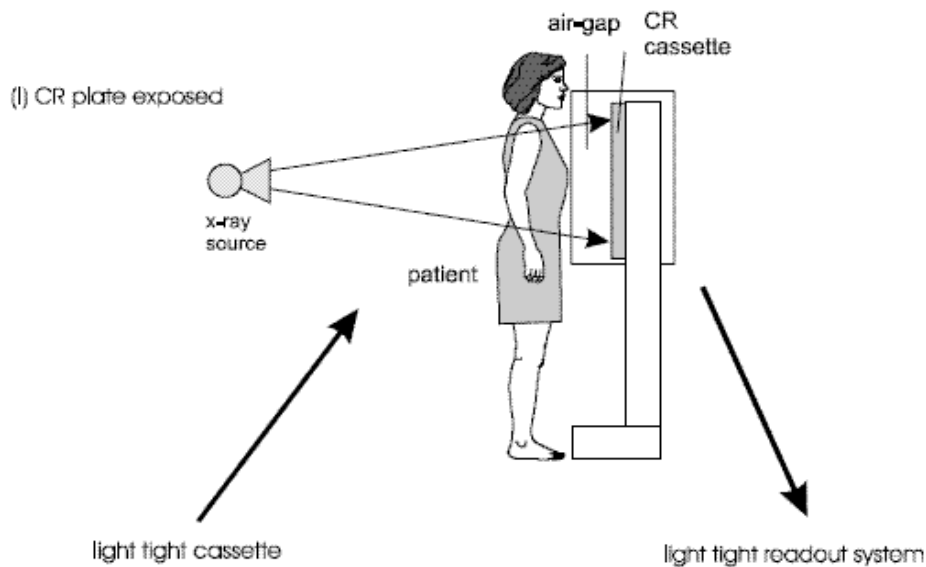
Segnale dall'imaging plate



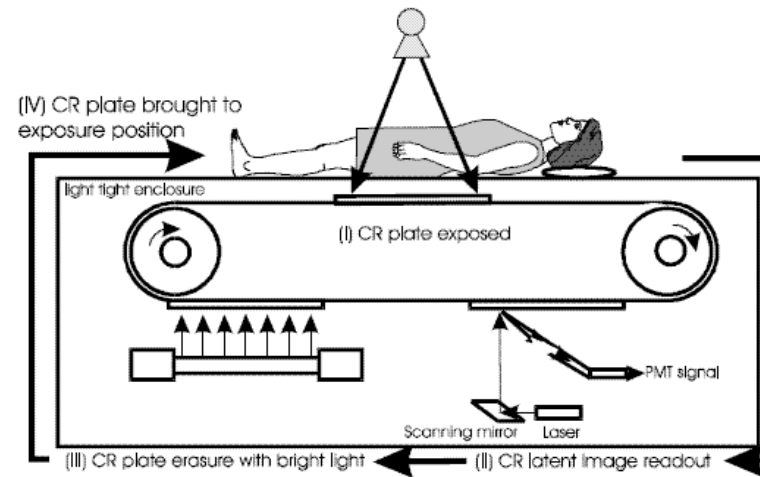
- Il segnale che arriva dal fotomoltiplicatore è una funzione variabile in modo continuo.
- Il segnale viene amplificato e filtrato delle componenti che non sono utili.
- Il convertitore ADC (analogico-digitale) è il fulcro dello stadio di digitalizzazione dell'immagine radiografica.



Sistemi di lettura della RC

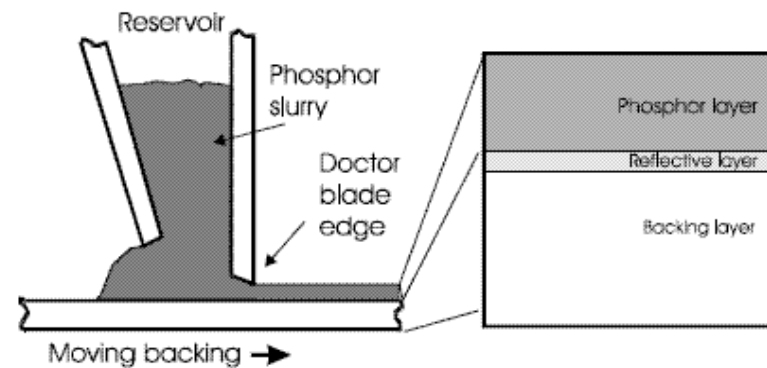


(a) Conventional, cassette based CR system
Richiede l'intervento dell'operatore




(b) Integrated readout CR system

Non richiede l'intervento dell'operatore



Metodo di fabbricazione di uno schermo a fosfori

Esempio di immagine RC (fonte Kodak)



Body Part
Chest

Projection
AP

Black Surround Mask

Black Bone

Edge Enhancement

EVP

1cm Scale

No Grid Detected

Left Marker

Right Marker

Print Internal Text Box
No Printer Selected

Print External Text Box
No Printer Selected

True-Size Print
No Printer Selected

John, Doe
Accession Number: 999999
Tech ID: JP

Patient ID: 999999

Cassette ID: 999999
Chest AP
Exposure Index: 1910

PREVIOUS IMAGE

NEXT IMAGE

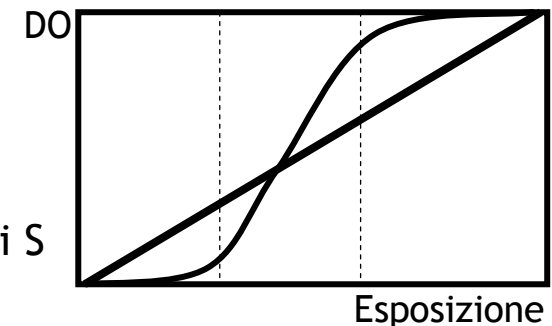
SELECT DESTINATION

MAIN MENU

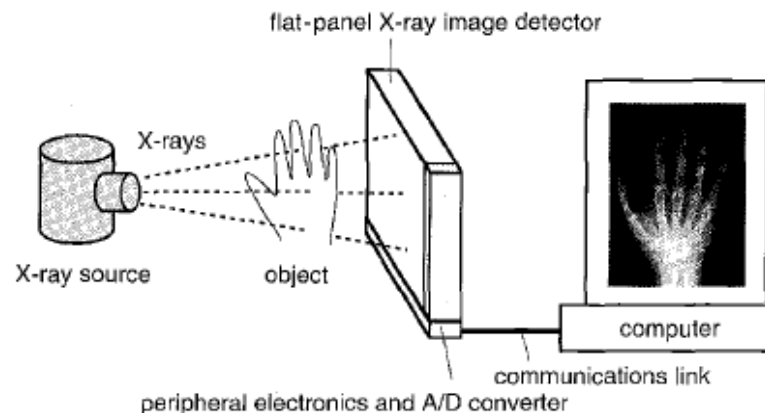
BACK

Vantaggi degli imaging plate

- Riutilizzabilità (10'000 volte), facilità di manipolazione e “sviluppo” del plate (l'intero ciclo di sviluppo dura pochi minuti e non è mai necessario aprire la cassetta o manipolare il plate)
- L'immagine latente può essere accumulata nel fosforo per un periodo considerevole dopo l'esposizione. Dopo 8 ore l'energia accumulata decresce di circa il 25%
- Gli imaging plates sono *sistemi lineari*: non c'è riduzione di contrasto nelle aree di bassa o alta densità ottica, come nel caso delle pellicole con curva sensitometrica a forma di S
- Di conseguenza, l'imaging plate è molto *più tollerante a sovra o sottoesposizioni*, e di solito non c'è necessità di rifare la radiografia, con conseguente riduzione della dose assorbita dal paziente
- L'immagine digitale è disponibile per essere riprocessata successivamente al computer (ad esempio il contrasto può essere cambiato) e può essere facilmente archiviata e trasportata.



Radiografia computerizzata diretta



- La radiografia diretta utilizza una serie di rivelatori a stato solido (a semiconduttore), che forniscono dati da utilizzare direttamente per l'immagine digitale in tempo reale
 - CCD (charged coupled devices)
 - Flat panel (FPD), schermi piatti con matrice attiva
- Il vantaggio è che non è necessario manipolare alcuna cassetta, l'immagine è trasferita direttamente al computer per l'elaborazione
- Sarà lo standard del futuro

CCD: tipologie in commercio

➤ Un CCD è un circuito integrato costruito depositando una serie di elettrodi, chiamati **gate**, su un substrato semiconduttore per formare un array di condensatori MOS (Metallo-Ossido-Semiconduttore)

➤ Sensibile a fotoni o ad elettroni

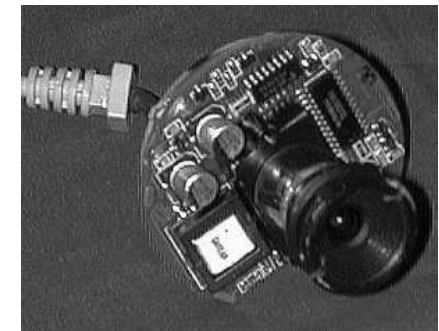
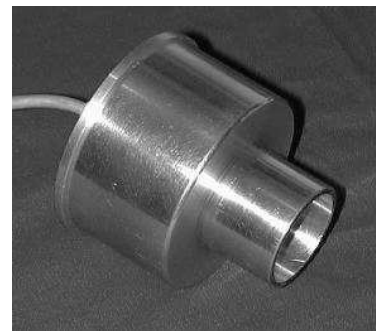
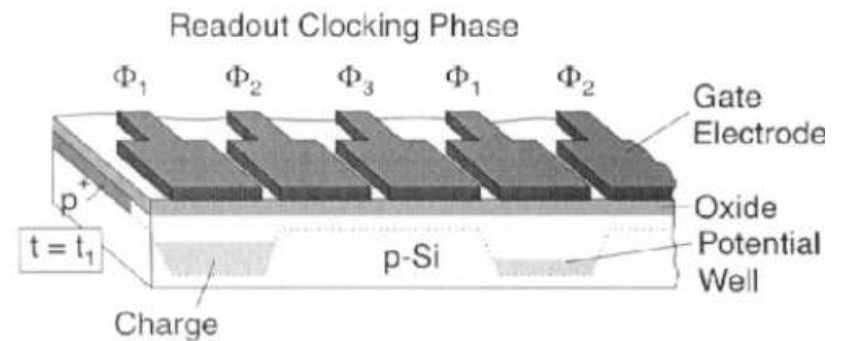
➤ Due sistemi principali, con sensori d'immagine, che chiamiamo pixel, disposti *linearmente o su una superficie*

• CCD Array lineare

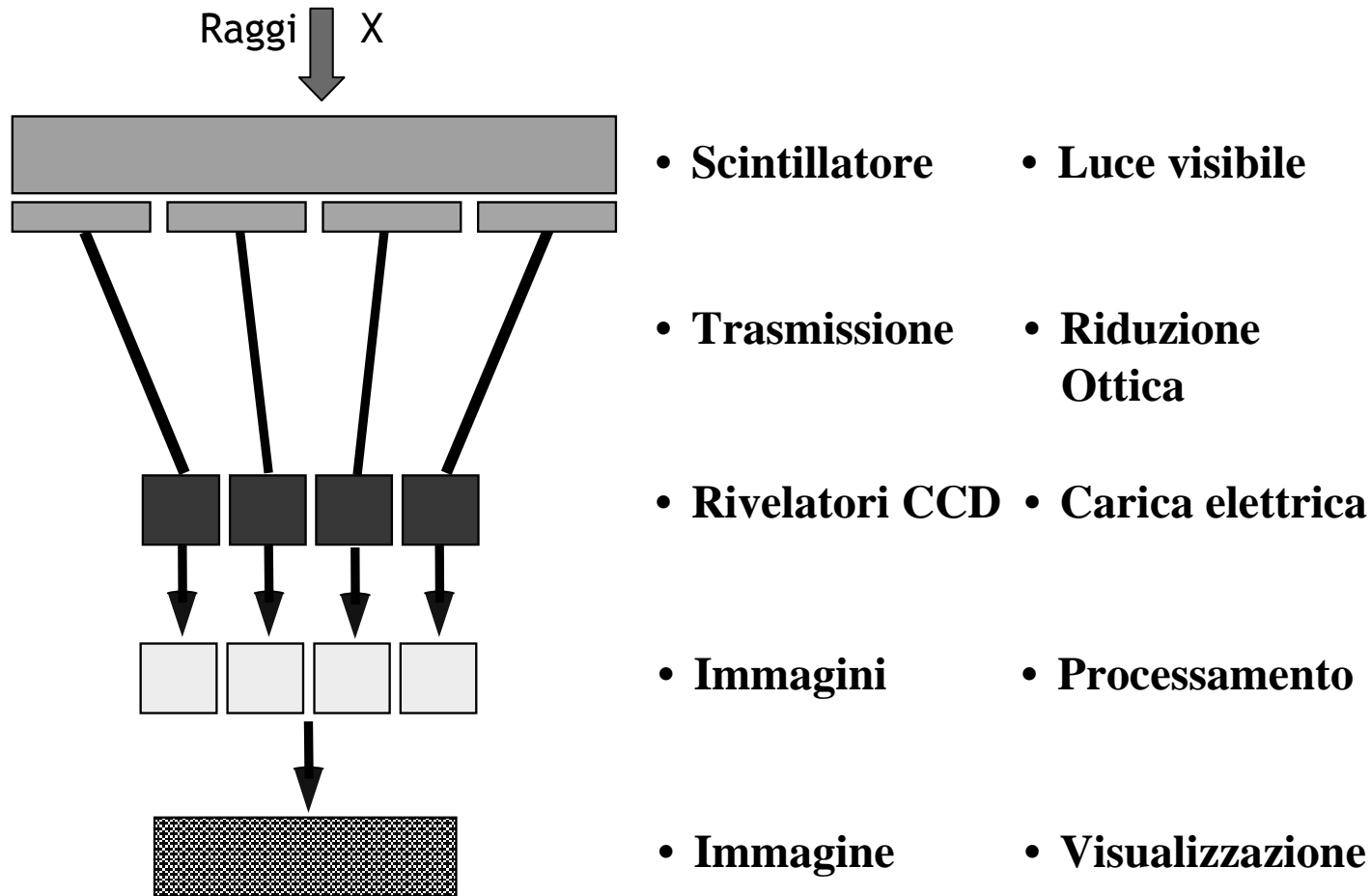
- Esempi di specifiche tecniche
- Dimensioni del pixel: $7 \times 7 \mu\text{m}$ / $10 \times 10 \mu\text{m}$ / $14 \times 14 \mu\text{m}$
- Risoluzione : da 512 a 12 000 pixel
- Data rate : da 2 uscite a 25 Mhz ciascuna a 4 uscite a 30 Mhz
- Non ci sono effetti di ritardo
- Filtri di colore

• CCD Array superficiale

- Esempi di specifiche tecniche
- Trasferimento del frame e organizzazione del frame completa
- Risoluzione: fino a 16 milioni di pixel
- Data rate : fino a 160 Mhz
- Versioni bianco/nero e a colori
- Filtro di colore
- Antiblooming



Schema dell'uso di CCD

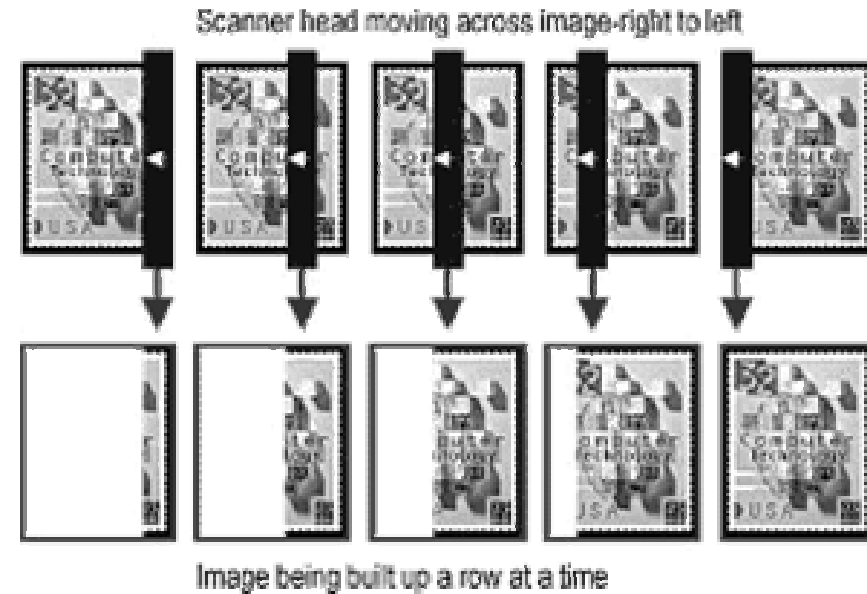
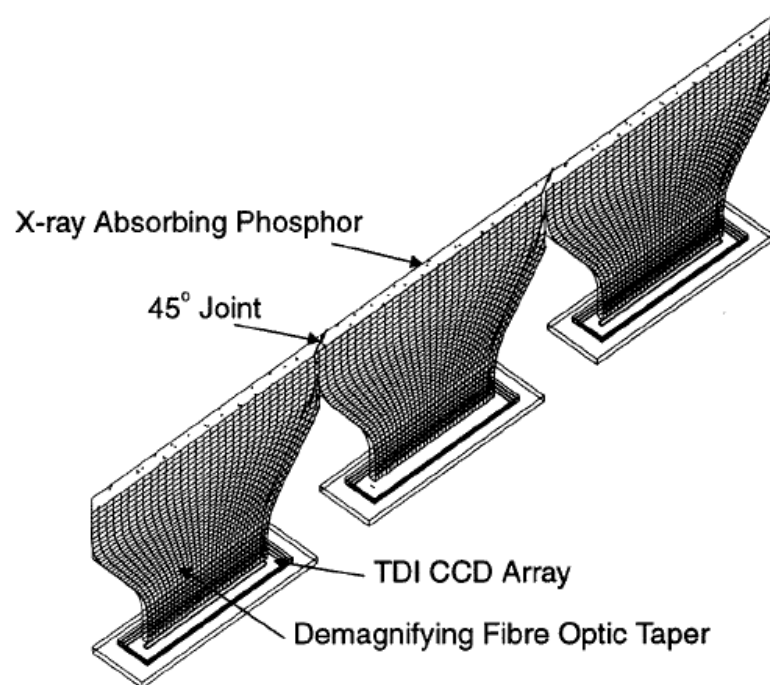


CCD lineari

Rivelatore *fosforo - fibra ottica - CCD* per la mammografia "slot-scanned".

Esempio dimensione del rivelatore di ingresso:

24 cm x 3.2 mm



- Con gli array lineari è necessario un movimento del sensore per avere l'immagine, che viene ricostruita per righe (scansione)
- Sistema economico ma molto inefficiente, con scarsa utilizzazione del fascio
- Richiede un fascio altamente collimato
- Rivelatore multilinea o slot detector

Slot scan CCD array per la mammografia

CCD superficiali

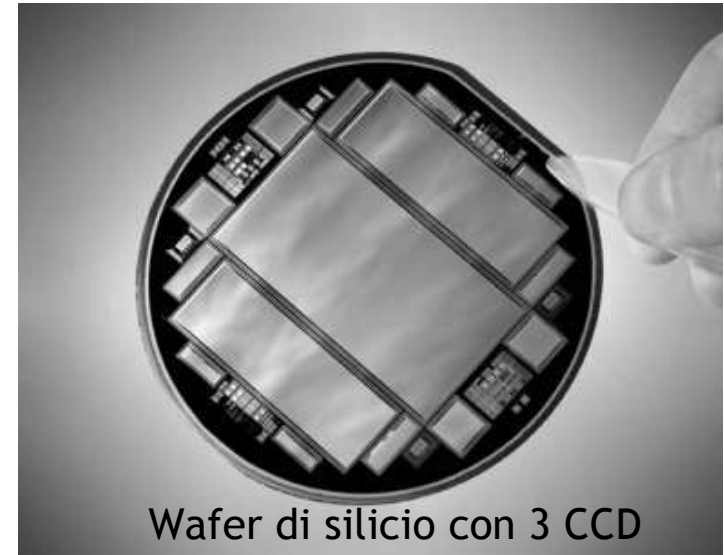
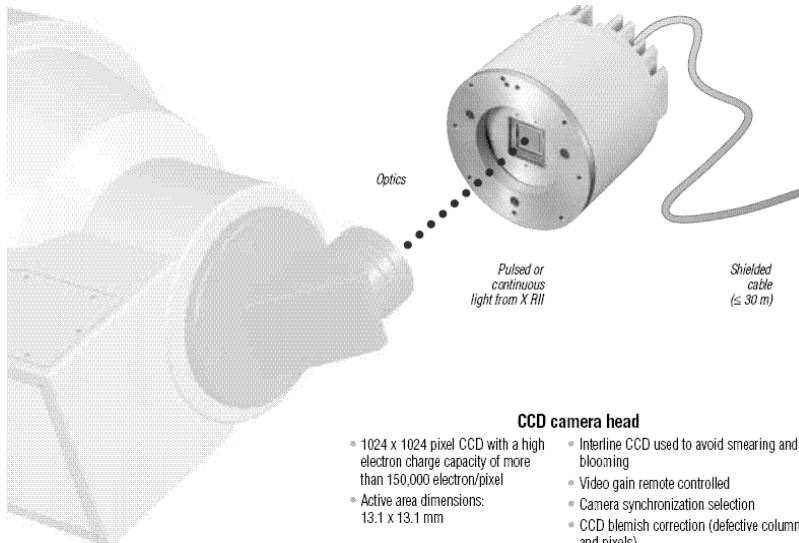


~3cm x 4 cm



X-Ray Image Intensifier

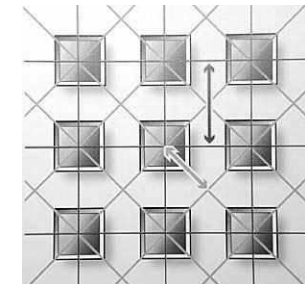
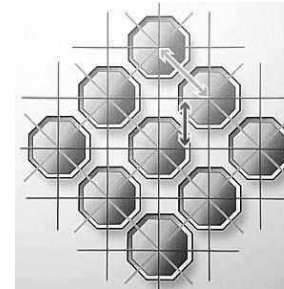
CCD camera head



Wafer di silicio con 3 CCD

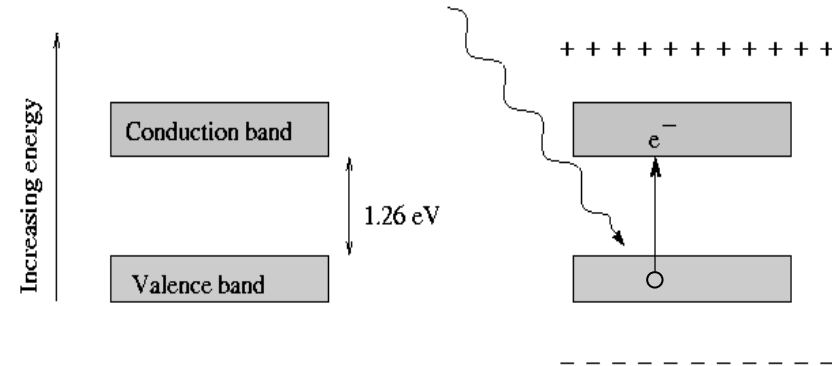
➤ Disposizione dei pixel in un array superficiale

maggiore densità



CCD Charge Coupled Devices

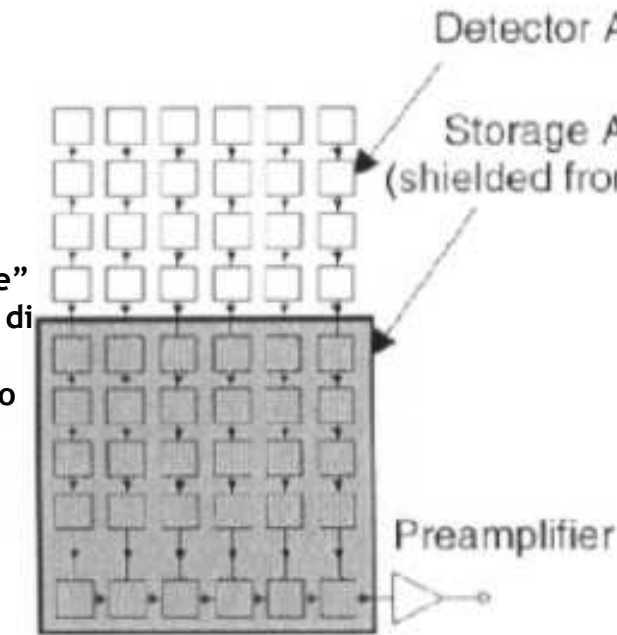
- Furono inventati ai Bell Labs nel 1970 come elementi di memoria. Grazie alla loro proprietà di essere sensibili alla luce, furono quasi subito usati in telecamere, macchine fotografiche, scanner, etc
- Funzionano convertendo luce in un pattern di cariche elettriche su un chip di silicio
- Il pattern di cariche viene convertito in una forma d'onda video, digitizzata e memorizzata come file di immagine su un computer
- Principio di base: *l'effetto fotoelettrico*
- La luce crea coppie buca-elettrone rispettivamente nella *banda di valenza* ed in *quella di conduzione*
- In assenza di campo elettrico la coppia buca-elettrone si ricombina
- Nel CCD un campo elettrico porta queste cariche lontano e impedisce la loro ricombinazione
- Bandgap di 1.26 eV corrisponde a radiazione di lunghezza d'onda $\sim 1 \mu\text{m}$ (infrarosso); oltre questa lunghezza d'onda il silicio è trasparente e i CCD sono insensibili



Schemi di lettura di CCD

La carica è accumulata sui pixel "di rivelazione" e poi trasferita ai pixel di "storage", dai quali il segnale può essere letto linea per linea.

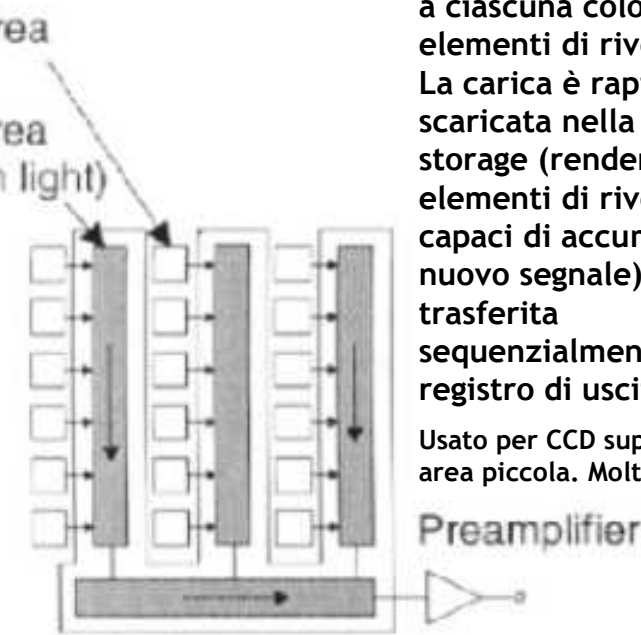
Usato per CCD superficiali di area piccola.



a) Frame Transfer

CCD a lettura interlinea: hanno una linea di pixel di storage e di trasferimento adiacente a ciascuna colonna di elementi di rivelazione. La carica è rapidamente scaricata nella colonna di storage (rendendo gli elementi di rivelazione capaci di accumulare un nuovo segnale) e trasferita sequenzialmente ad un registro di uscita.

Usato per CCD superficiali di area piccola. Molto rapido.



b) Interline Transfer

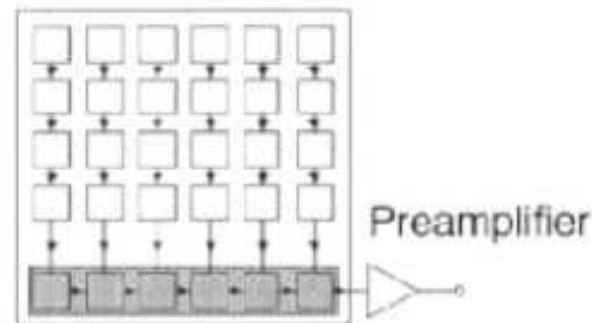
TDI Time delay integration

Usato soprattutto per i sistemi di scanning cioè per strutture lineari.

La carica è simultaneamente integrata e spostata lungo le colonne di CCD al registro di lettura orizzontale.

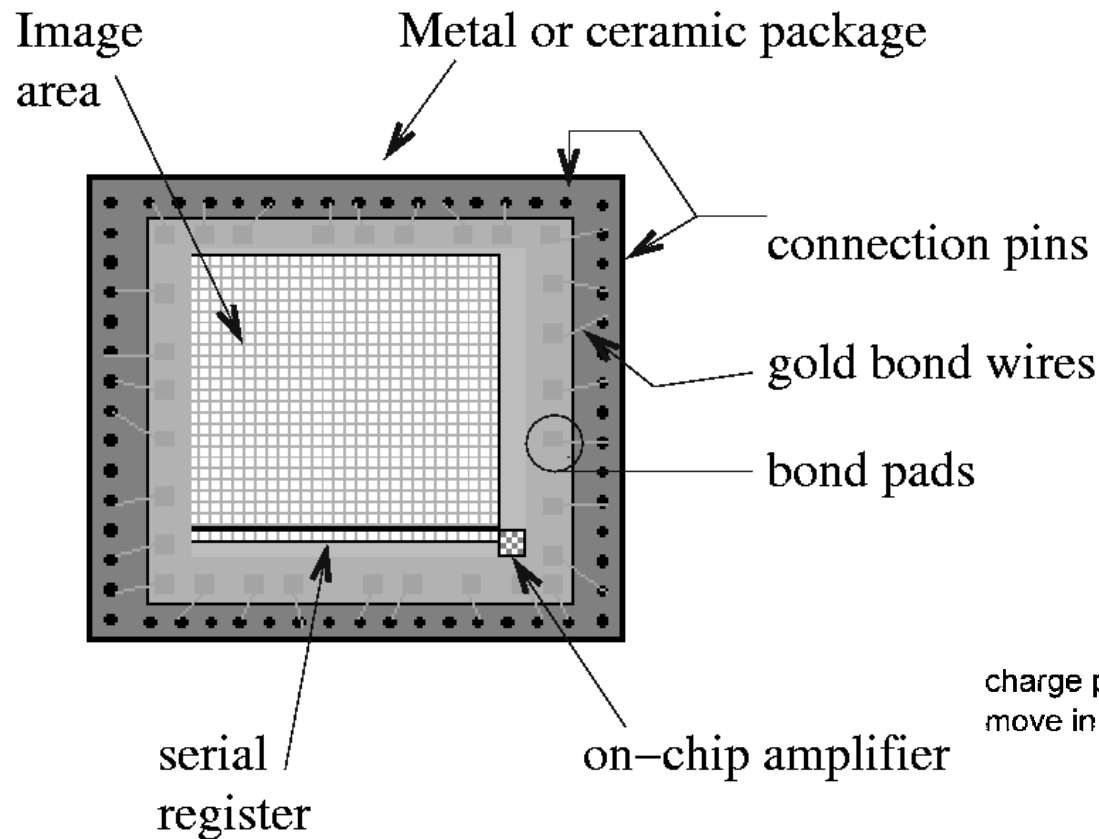
Sistema abbastanza libero da rumore.

Lettura in genere nel verso opposto a quello di movimento della spot del fascio.

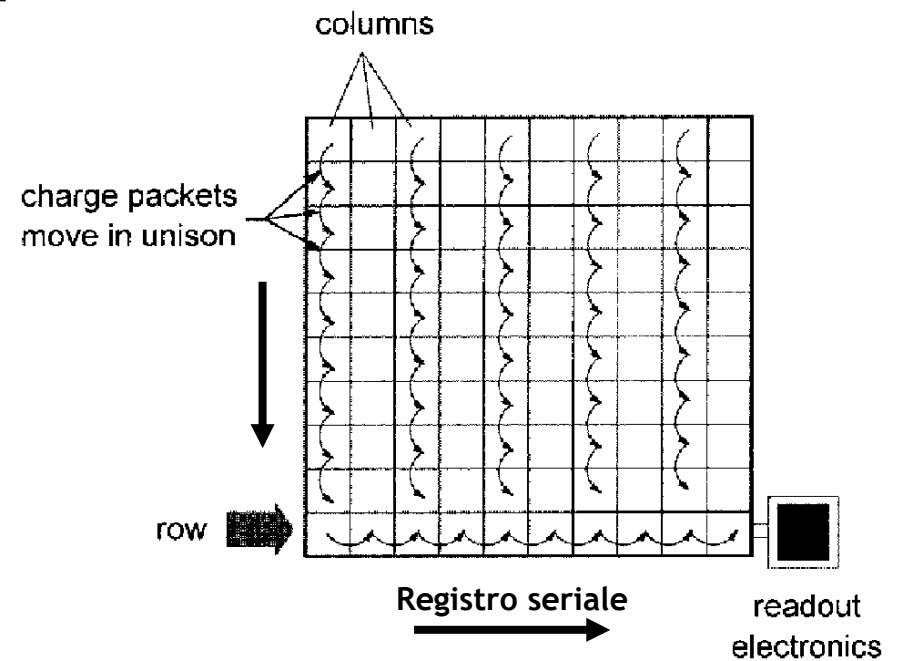


c) TDI

Dettagli del chip CCD e del principio di lettura

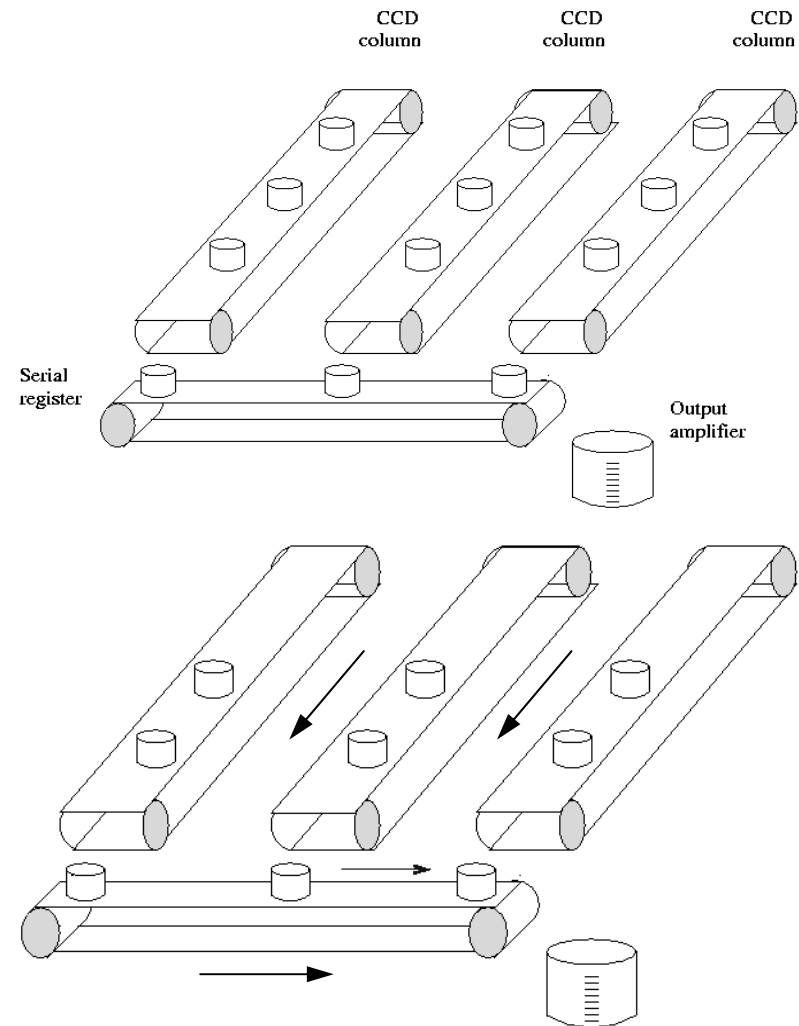
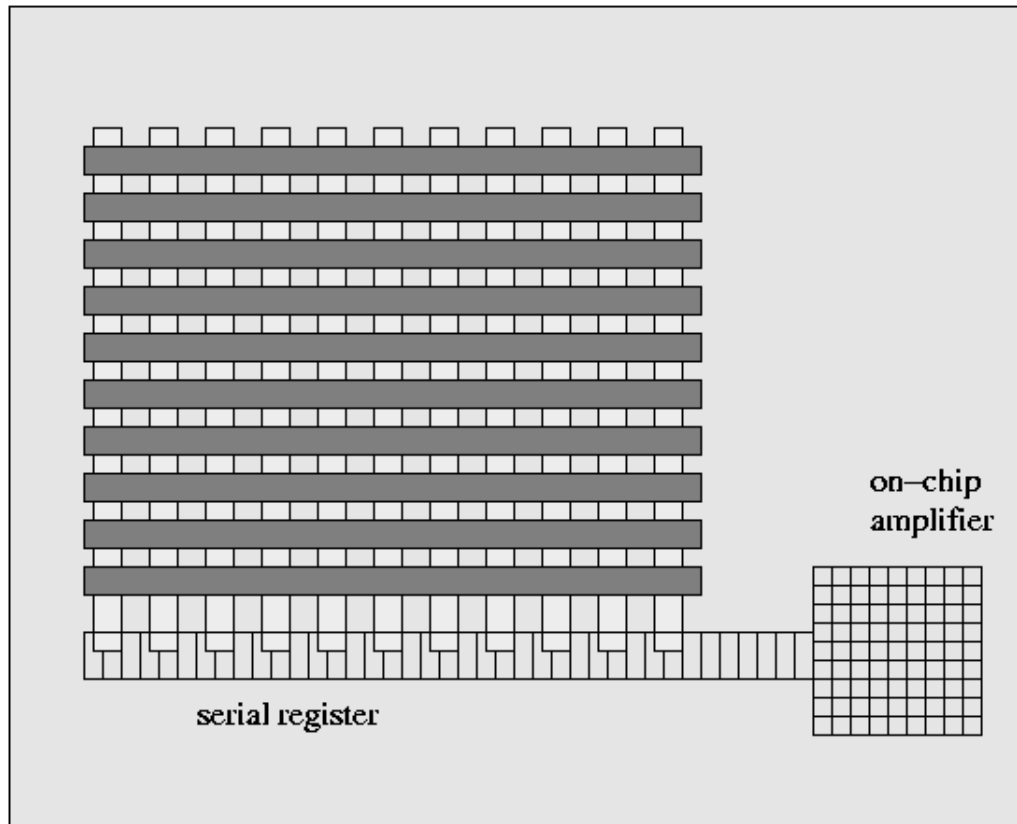


- I pacchetti di carica di una riga vengono trasferiti simultaneamente alla riga successiva (nella direzione delle colonne) fino al registro di lettura che trasferisce il segnale alla elettronica di lettura
- Dimensioni dei pixel $\sim 10 \times 10 \mu\text{m}^2$

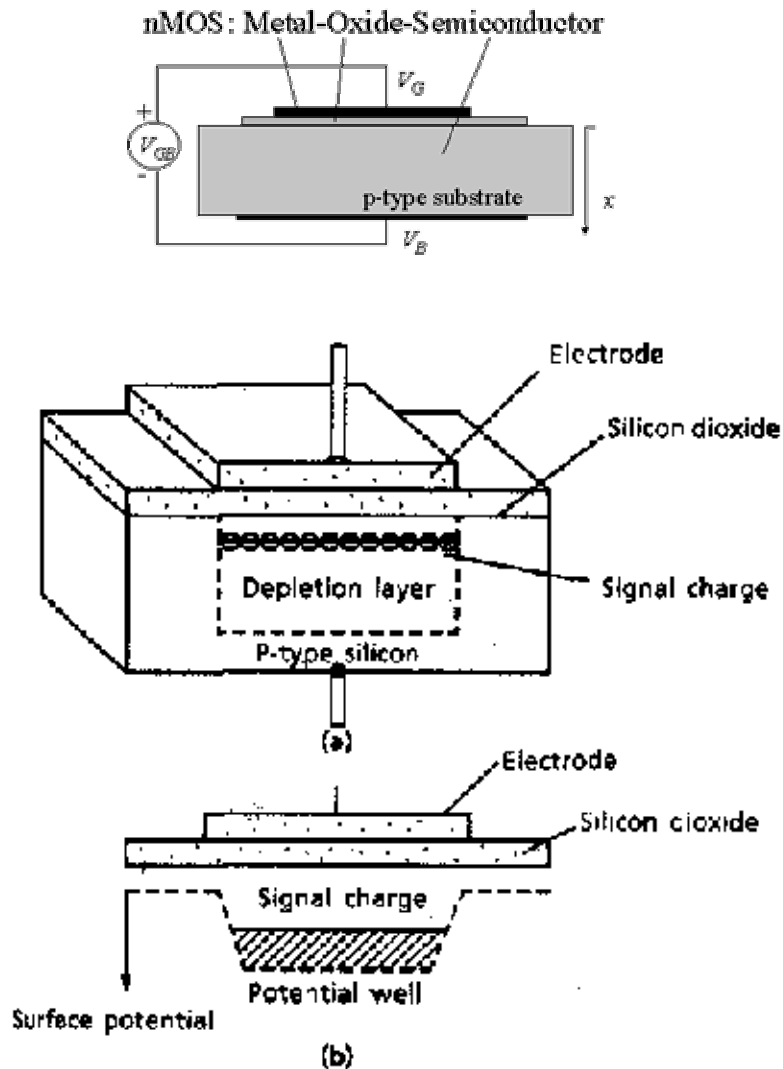


Lettura dei CCD

- Analogia con i secchi d'acqua e trasportati da cinghie rotanti



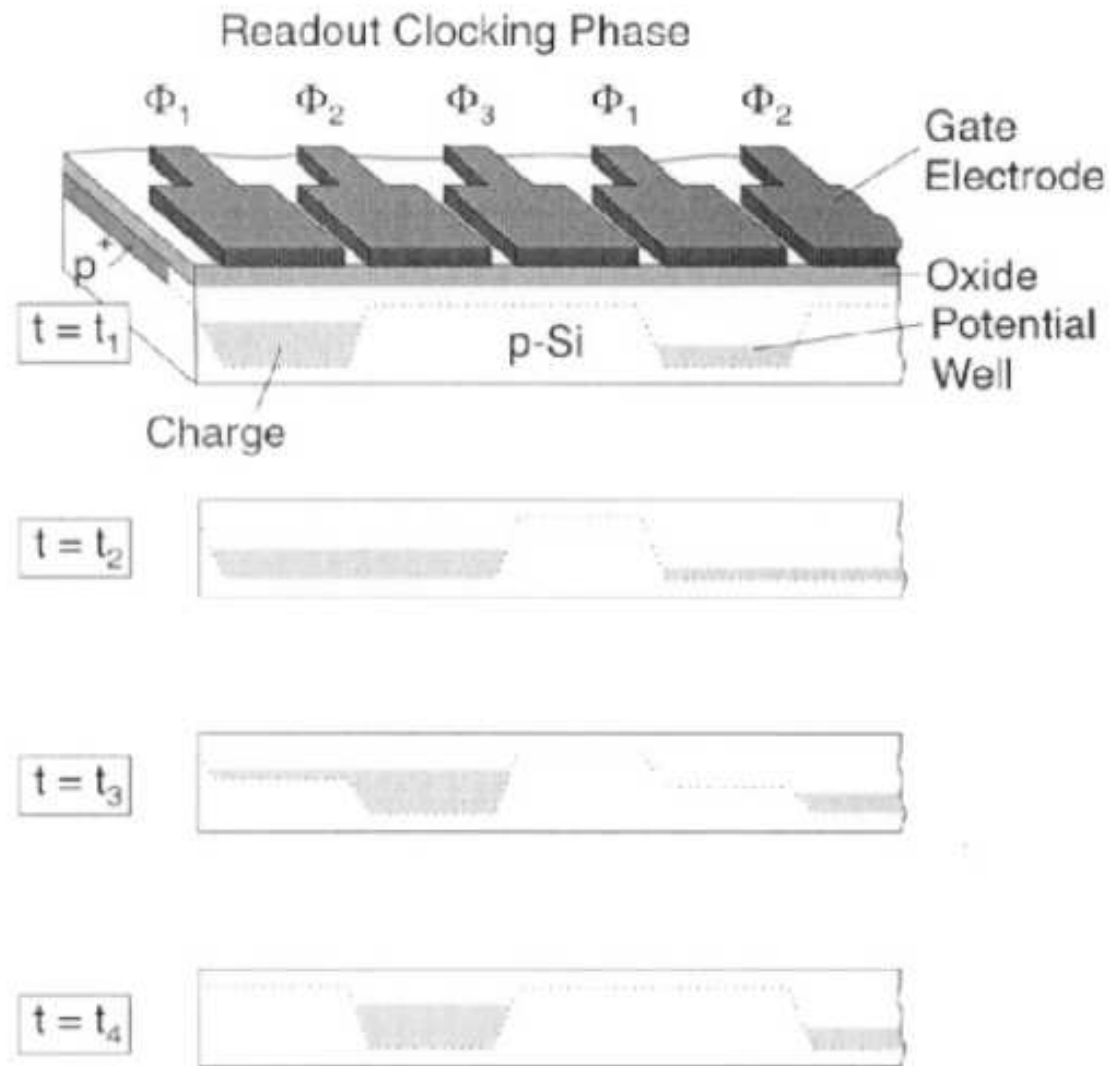
Condensatore MOS per l'accumulo di carica



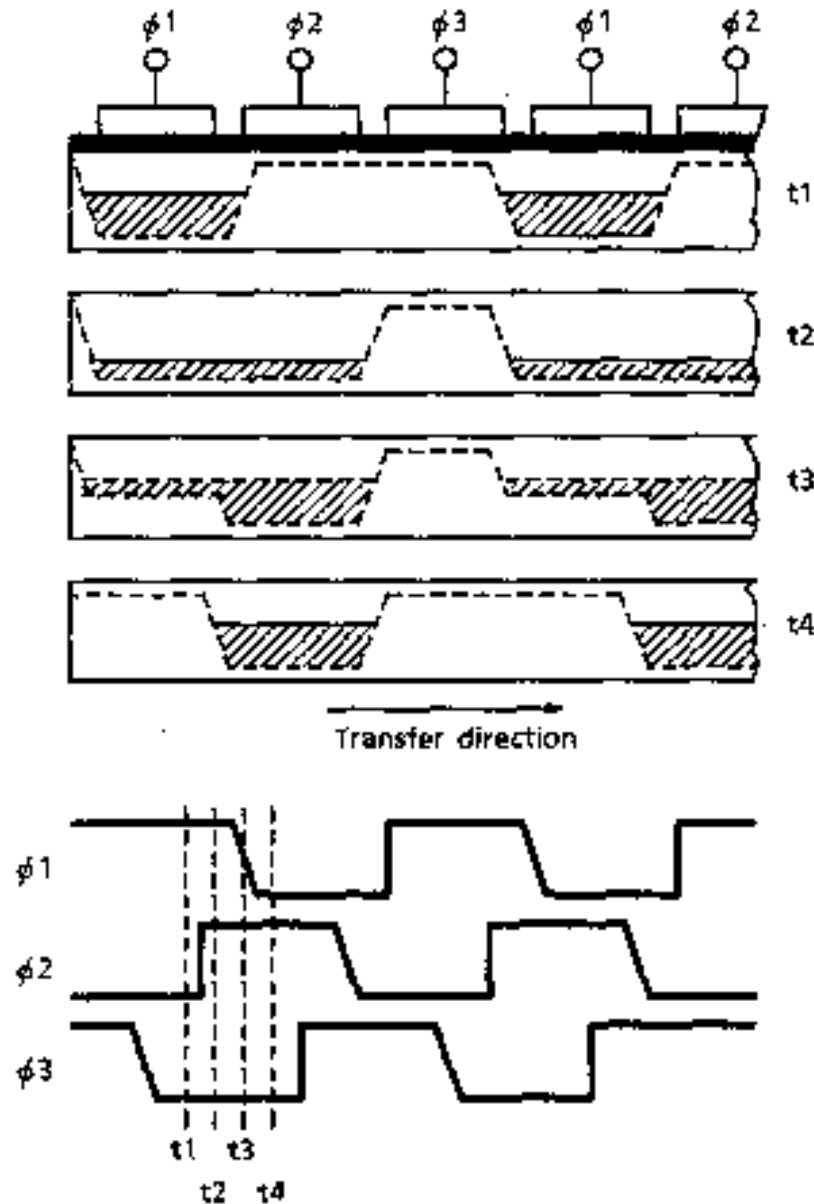
- In un CCD la carica rilasciata per effetto fotoelettrico viene accumulata in un *condensatore MOS*
- Un condensatore MOS (*Metallo, Ossido, Semiconduttore*) consiste di un elettrodo metallico o di polisilicio (M) su uno strato di biossido di silicio (O, isolante) accresciuto o depositato sulla superficie di un substrato di semiconduttore S.
- Quando una tensione è applicata tra l'elettrodo ed il substrato, si forma una *regione di svuotamento* in corrispondenza della zona di interfaccia tra il diossido di silicio ed il substrato (silicio o arseniuro di gallio).
- La regione di svuotamento diventa così una regione a bassa energia di potenziale (*bucca di potenziale*) per gli elettroni (portatori di carica minoritari nel substrato di tipo p)

➤ la carica generata dalla radiazione, se è iniettata nella buca di potenziale, vi rimane temporaneamente accumulata creando un segnale analogico (*la carica è proporzionale alla luce incidente*)

Trasferimento della carica (1)

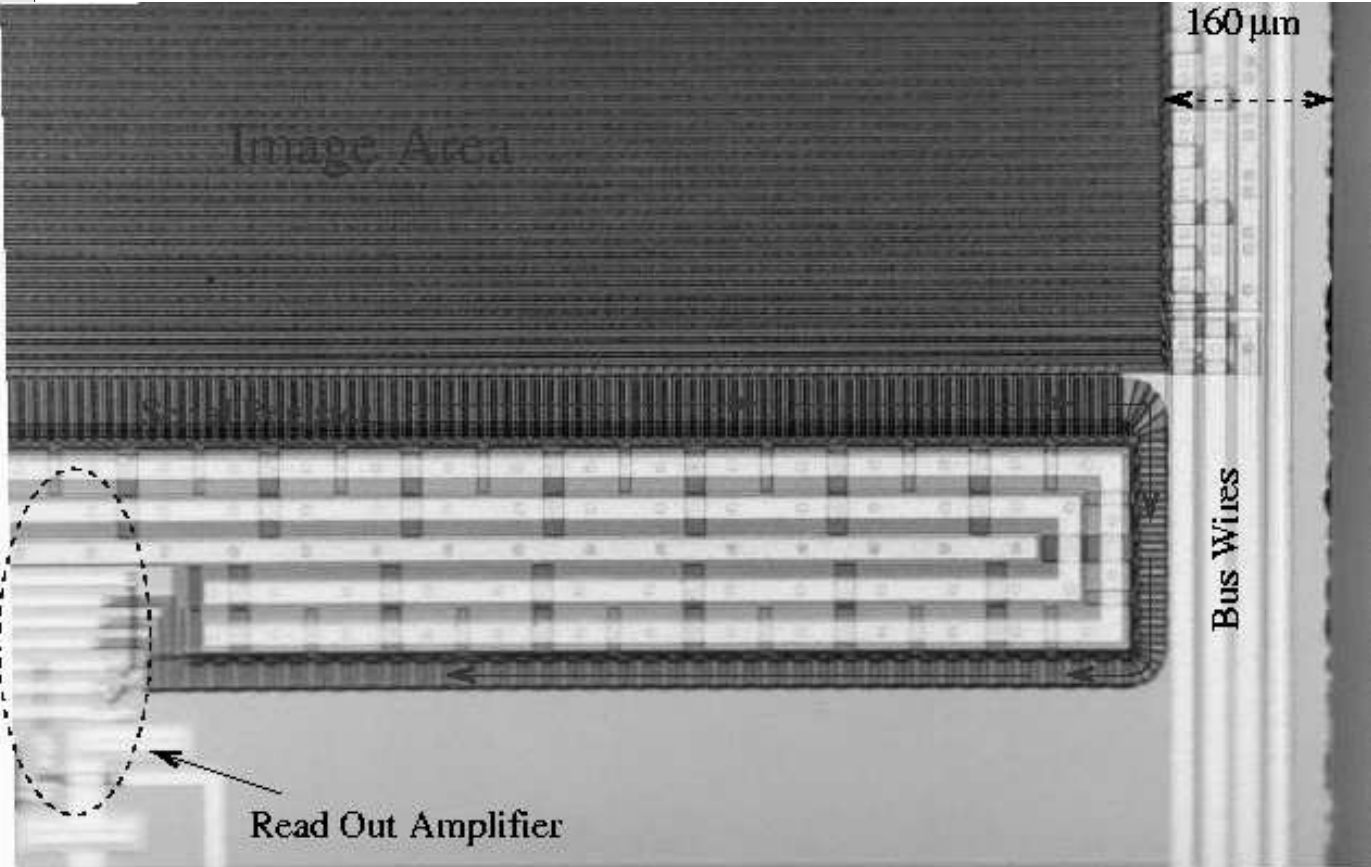
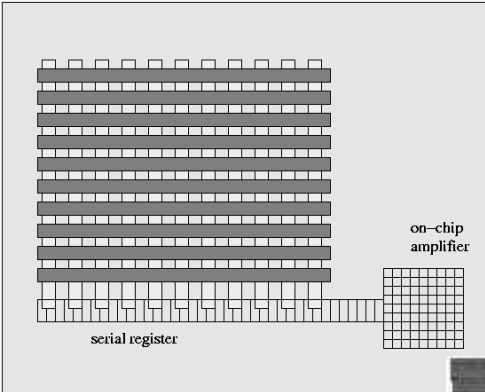


Trasferimento della carica (2)

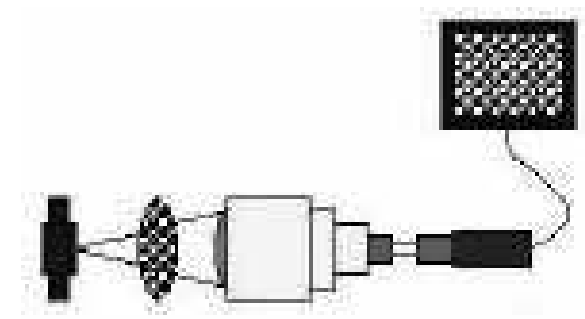


- Condensatori MOS disposti l'uno vicino all'altro
- La carica può essere trasferita da un condensatore MOS a quello adiacente
- Al tempo t_1 , quando la carica è accumulata sotto l'elettrodo 1, si applica un potenziale positivo all'elettrodo 2
- Al tempo t_2 , quando parte della carica si è spostata sotto l'elettrodo 2, si riduce il potenziale positivo dell'elettrodo 1
- Al tempo t_3 , la carica passa quasi completamente sotto l'elettrodo 2
- Al tempo t_4 , quando il potenziale positivo dell'elettrodo 1 è tolto, la carica è trasferita sotto l'elettrodo 2
- Ripetendo queste operazioni, la carica può essere spostata da un MOS (pixel) all'altro

Layout di un CCD

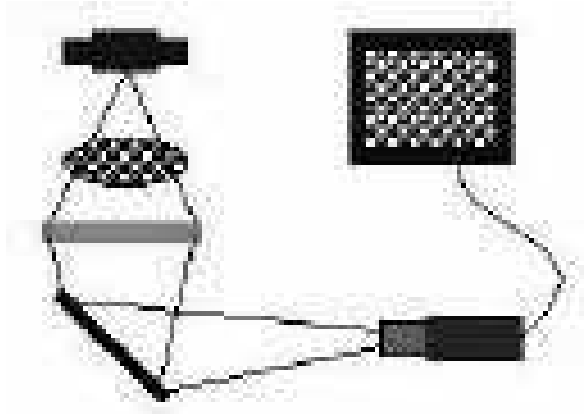


Schemi di utilizzo



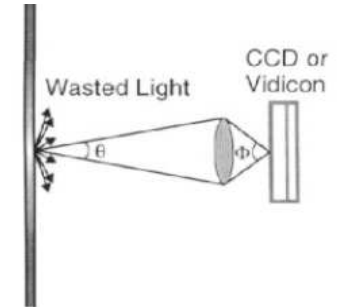
➤ *CCD con Intensificatore d'immagine per raggi X*

Questa combinazione fornisce immagini in tempo reale con flussi di raggi X ridotti e su un'area piuttosto ampia. Può presentare distorsioni geometriche e saturazione dell'immagine. L'intensificatore d'immagine richiede alte tensioni ed è sensibile a campi magnetici esterni.



➤ *CCD accoppiati con lenti e/o specchi*

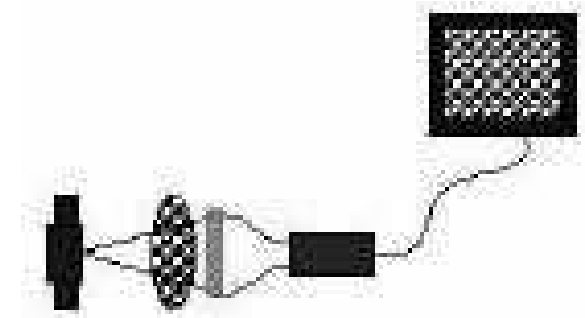
Poiché l'efficienza di raccolta ottica delle lenti è molto bassa, questa combinazione, per le operazioni in tempo reale, richiede un elevato flusso o una telecamera 'intensificata'. Lo specchio consente di tenere la telecamera fuori dalla zona del fascio. Per cambiare il campo di vista o la banda di energia basta cambiare lo schermo convertitore.



a) Optical Lens Coupling

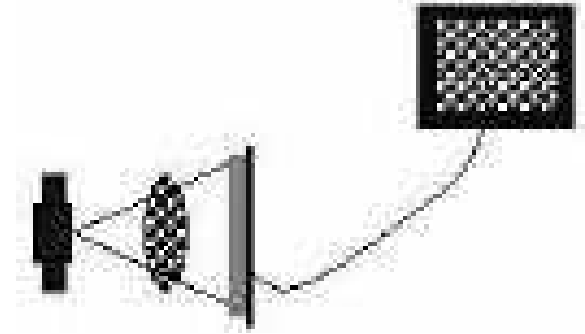
➤ *CCD con riduttore a fibre ottiche*

Questa combinazione fornisce una soluzione semplice per piccole aree. Distorsione geometrica ed uniformità sono buone. Ad energie più alte un riduttore ad angolo retto può essere necessario per rimuovere la telecamera dall'asse del fascio primario.

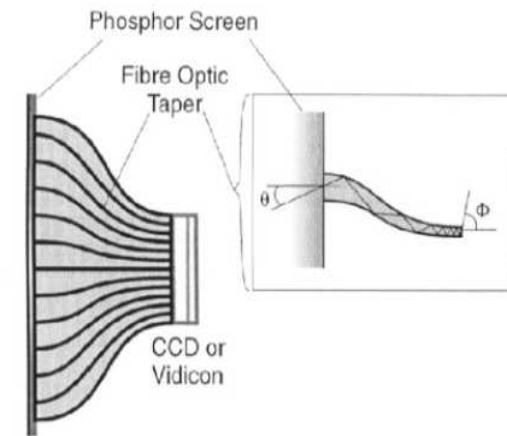
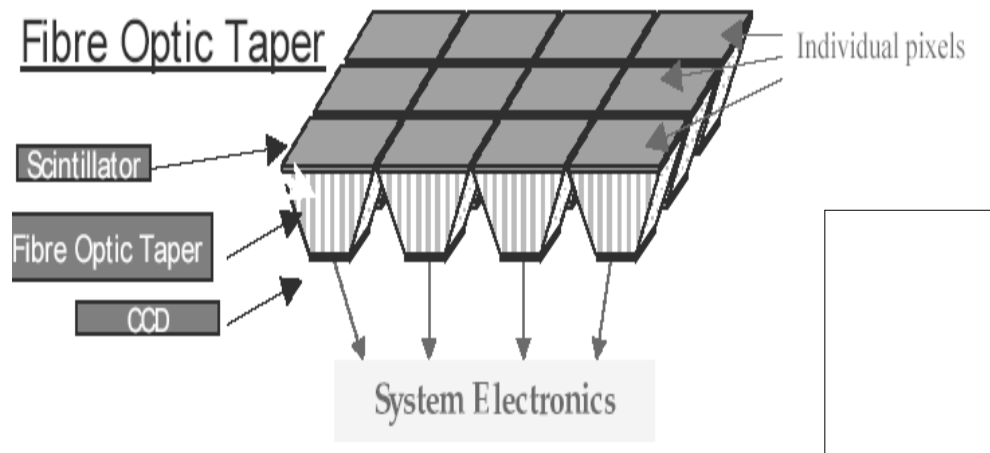


➤ *Sensore - pannello*

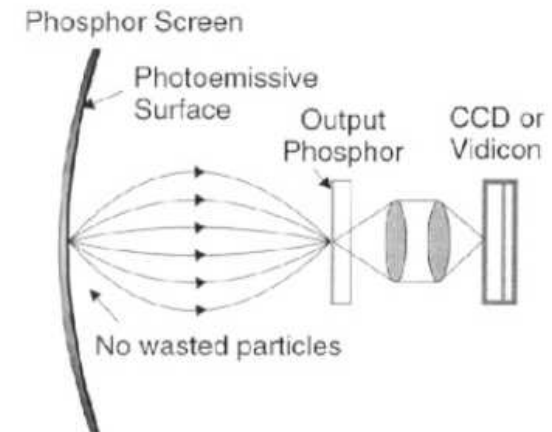
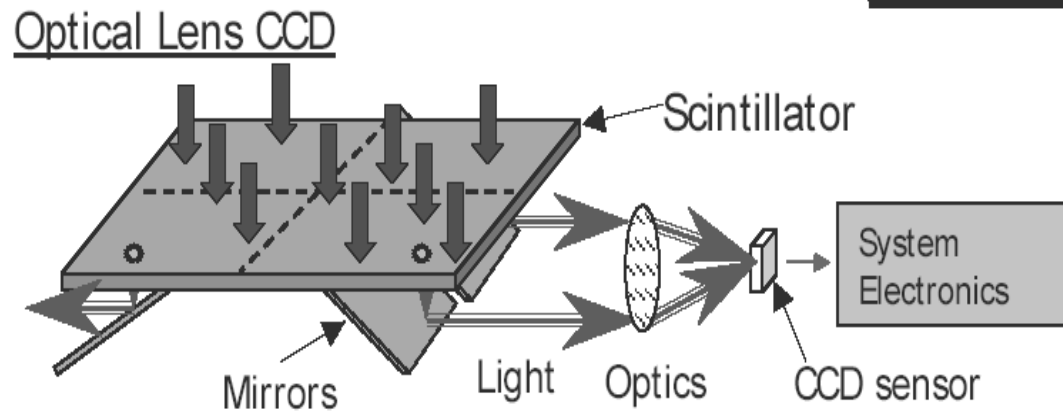
La semplicità di questa tecnica elimina molti fattori che possono degradare l'immagine. Range dinamico, contrasto e geometria sono migliorati. A energie più alte, soltanto l'elettronica di scansione e di lettura devono essere posizionate fuori dal fascio primario.



Accoppiamento fosforo-fotorivelatore



b) Fibre Optic Coupling



c) Electron-Optic Coupling

Vantaggi e svantaggi dei CCD

➤ Vantaggi

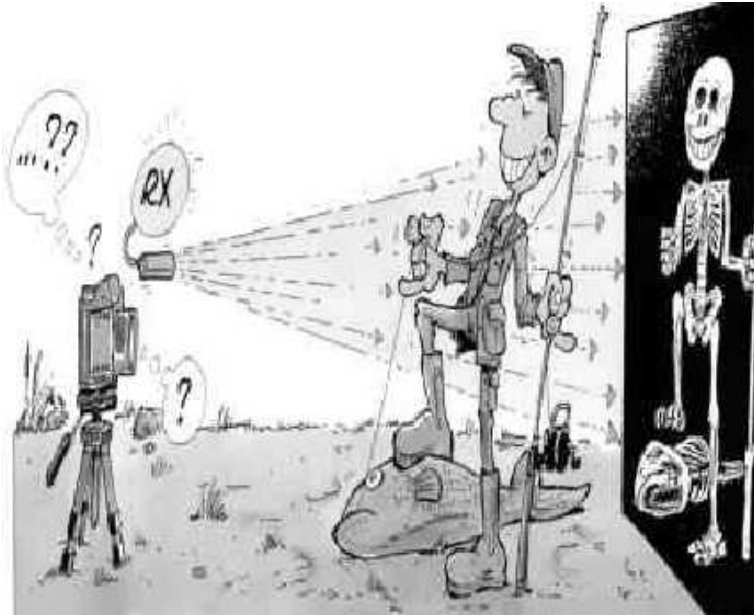
- Rivelatore compatto
- Costruito con le stesse tecniche usate per i circuiti integrati
- Elevata risoluzione spaziale
- Immagini di ottima qualità con piccola dose per il paziente
- Grande range dinamico cioè elevato numero di livelli di grigio che ciascun pixel può presentare
- Elevato grado di linearità rispetto alla radiazione incidente
- Lunga durata

➤ Svantaggi

- Richiede l'uso di uno schermo fluorescente
- Può presentare saturazione dell'immagine
- Costo

Rivelatori a schermo piatto

Flat panel detector (FPD)



- Gli *schermi piatti a matrice attiva* sono stati originalmente sviluppati per gli schermi dei computer
- Ideali quando si ha bisogno di immagini di parti estese del corpo
- Rivelatore a grande area adatto per diverse tecniche radiografiche clinicamente importanti, con una ridotta dose per il paziente
- Due approcci:

- ***conversione indiretta***
- ***conversione diretta***

dei raggi X in carica elettrica e quindi in segnale elettrico

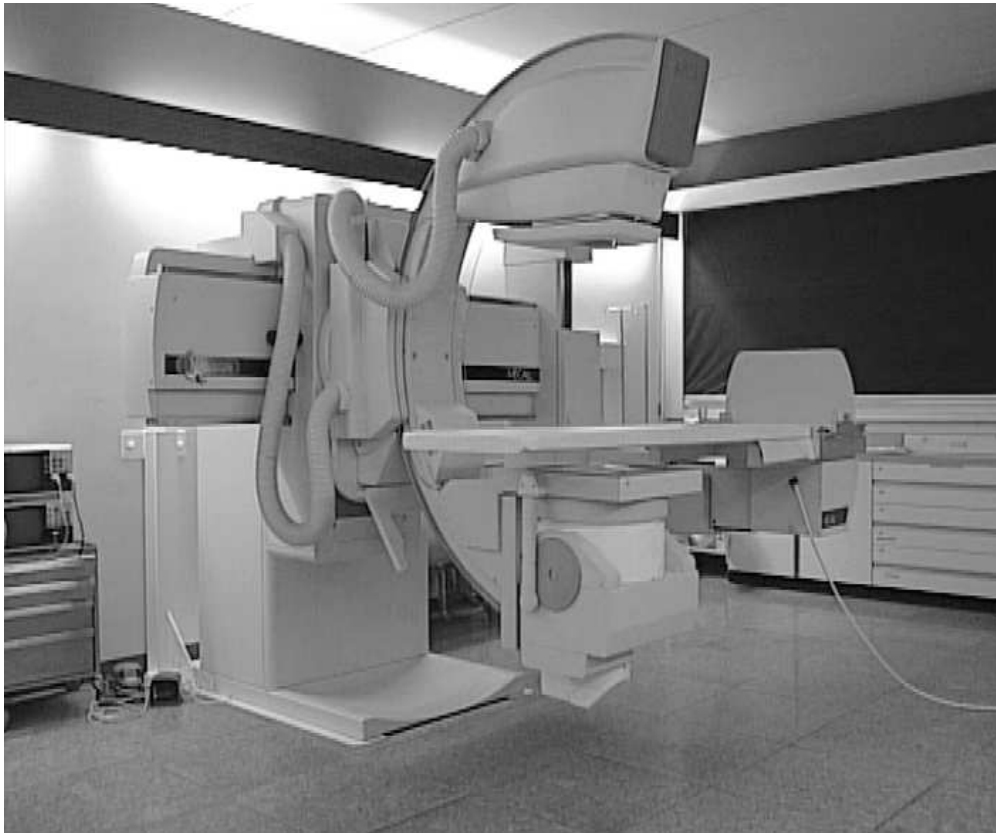


Dimensione pannello: 14 in x 17 in

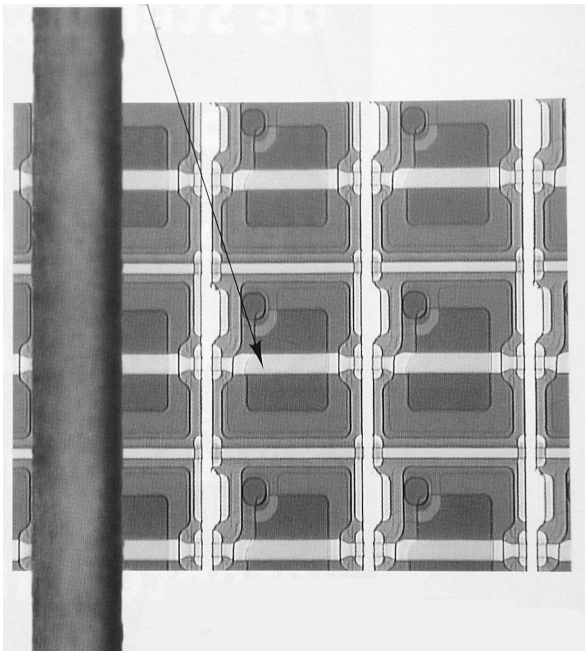
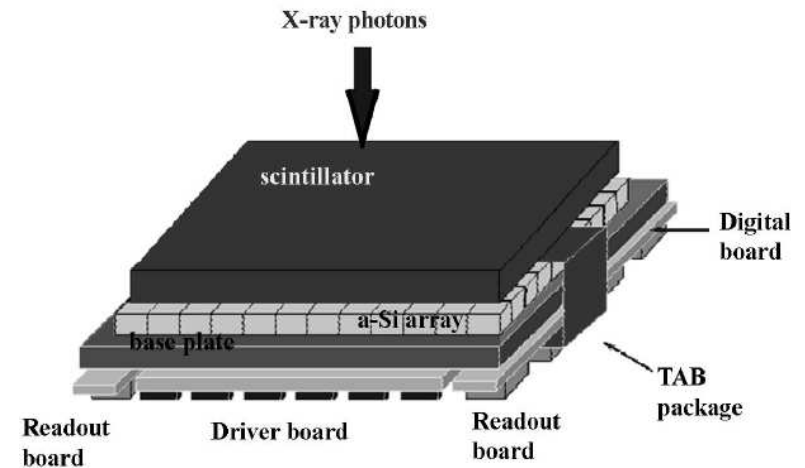
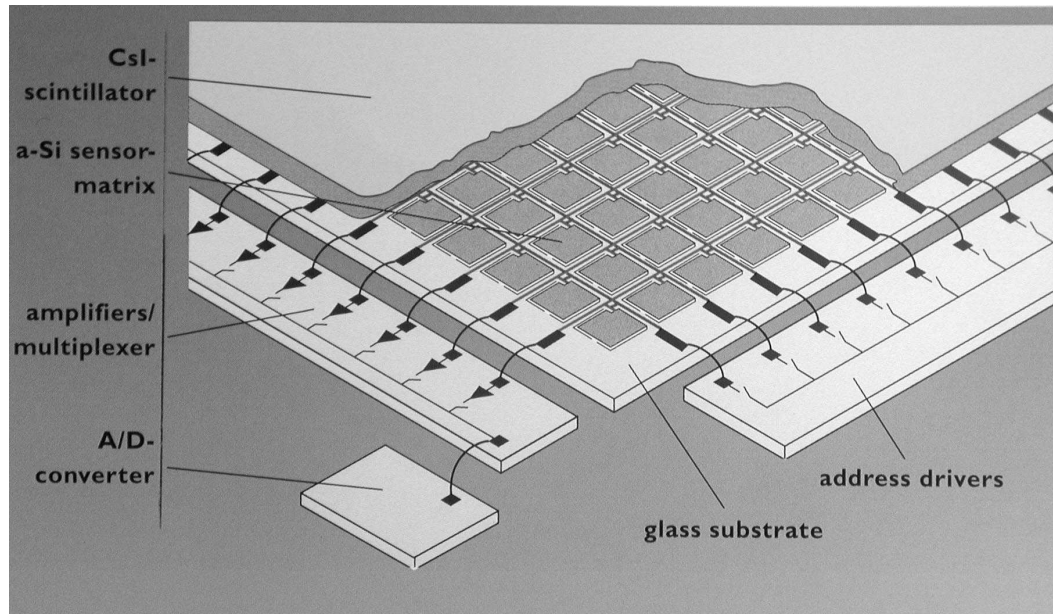
Dimensione pixel 139 μm x 139 μm

Numero pixel: 2480 x 3072=7.9 milioni

Apparecchiature con Flat Panel

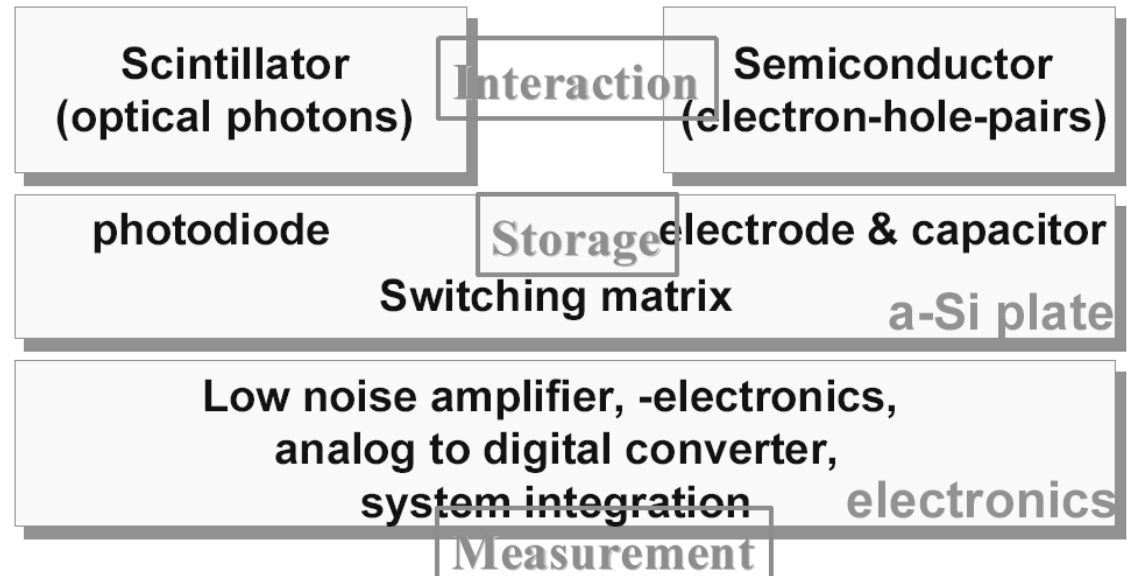
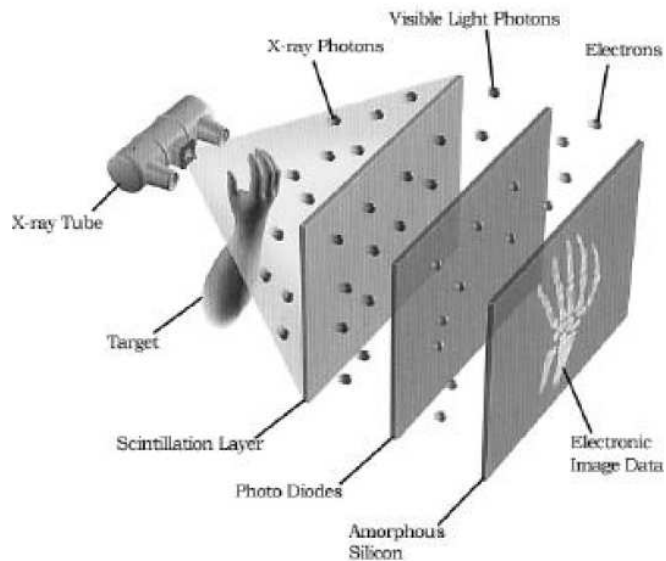


Struttura dei FPD a conversione indiretta



- Base dei rivelatori a schermo piatto: *rivelazione di raggi X tradizionale (con scintillatori o fotoconduttori) in accoppiamento con una struttura di lettura a matrice attiva -AMA = active matrix array* - di grande area (40 cm x 40 cm o più)
- *Matrice attiva di silicio amorfo idrogenato a-Si:H, che è un discreto semiconduttore, facile da fabbricarsi a grande area*
- L'AMA consiste di milioni di pixel connessi da TFT (Thin Film Transistor, uno per ogni pixel) ad elettrodi che attraversando l'intero array sono collegati all'elettronica periferica

Rivelatori diretti ed indiretti



➤ Approccio "indiretto" o opto-diretto

- Il fotone X genera emissione di luce nello strato scintillatore (fosforo)
- **Array di fotodiodi + TFT** misurano la luce emessa e generano il segnale di dati

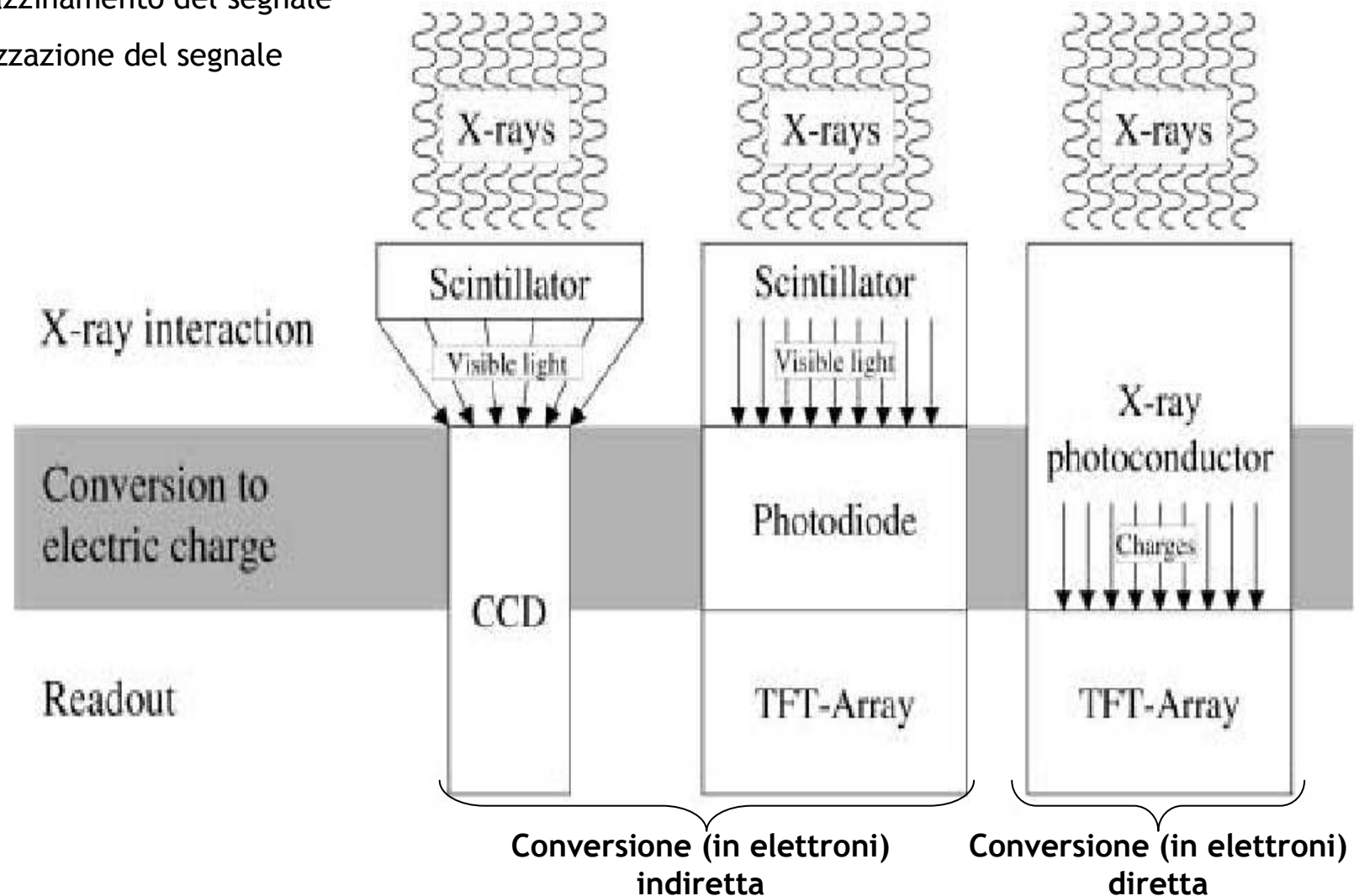
➤ Approccio "diretto" o elettro-diretto

- Il fotone X genera elettroni in un materiale fotosensibile (fotoconduttore)
- La lastra di raccolta degli elettroni, che può consistere di un **array di condensatori + TFT**, genera il segnale dei dati

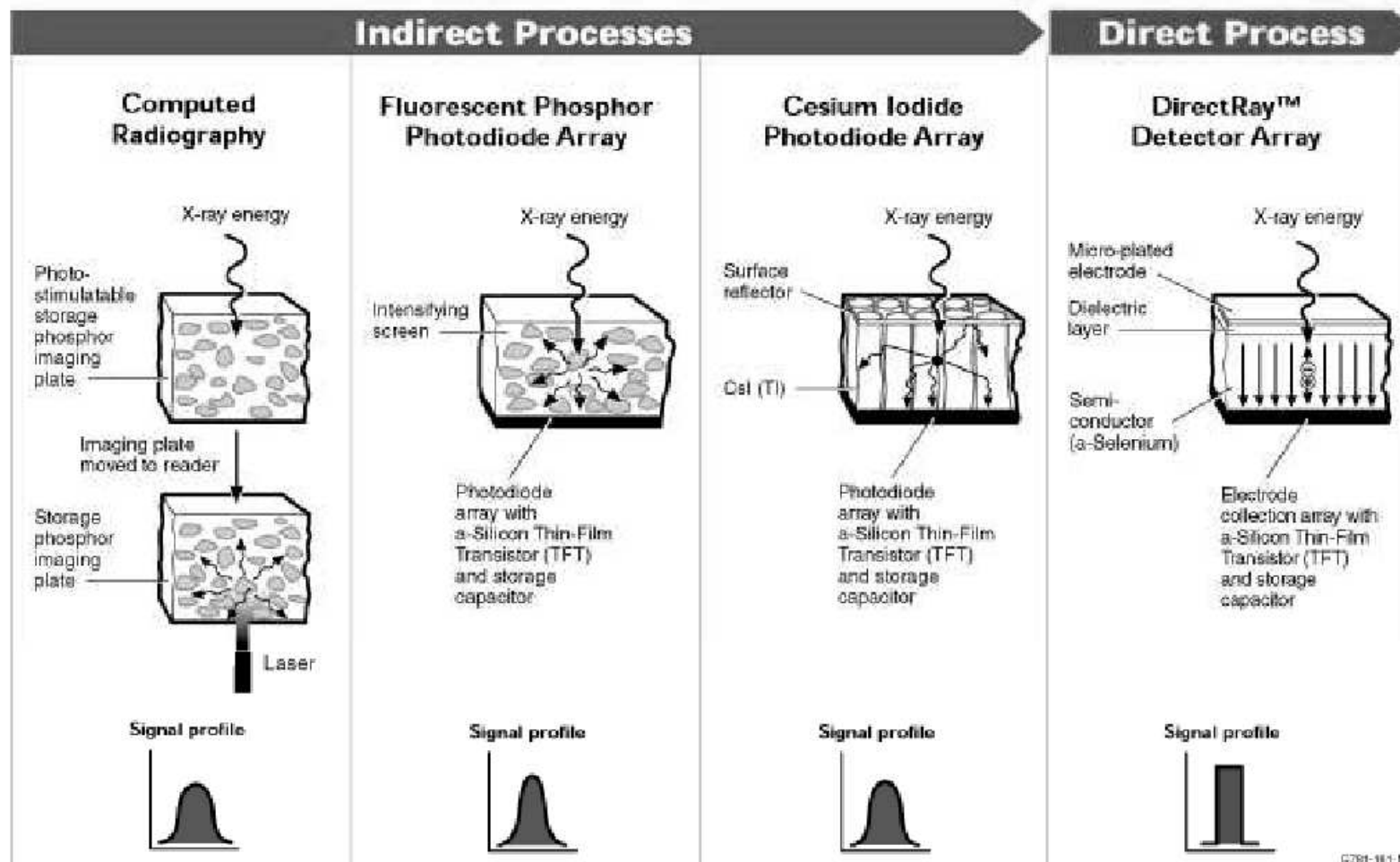
RD a conversione diretta ed indiretta (1)

La creazione dell'immagine a raggi X può essere divisa in tre fasi:

1. Interazione dei raggi X con il mezzo di rivelazione → segnale rivelabile (carica elettrica)
2. Immagazzinamento del segnale
3. Digitalizzazione del segnale



RD a conversione diretta ed indiretta (2)



C781-181-M

Conversione indiretta: materiali scintillatori

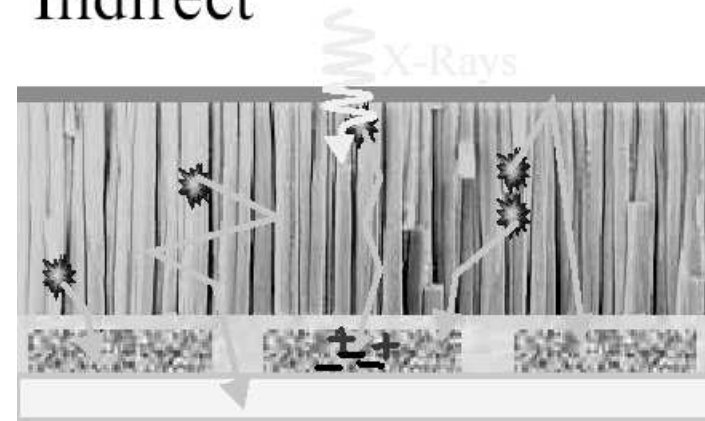
- Esistono molti materiali:

CaWO_4 , $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Tb}$, CsI:Na , CsI:Tl

- Uno dei più usati è il CsI:Tl , *ioduro di cesio*, con *Tallio come attivatore*

- ha eccellente efficienza quantistica ($\sim 1000\gamma/\text{fotone X}$ a 60 keV) e una buona risoluzione spaziale grazie ad una struttura cristallina ad aghi o colonne, che limitano la diffusione laterale della luce

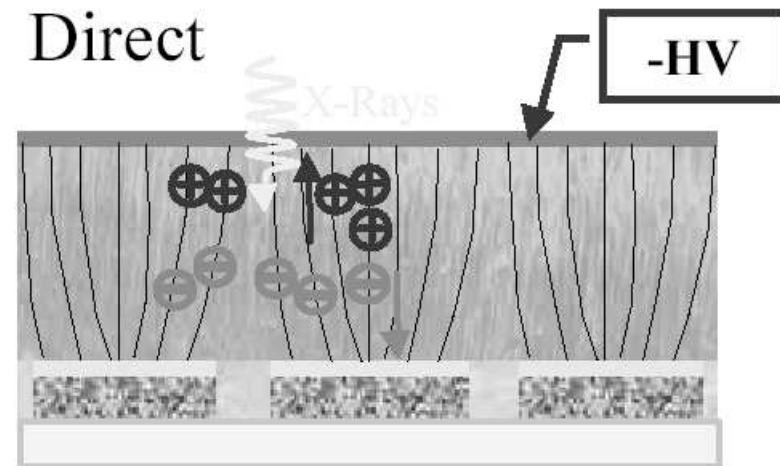
Indirect



- Il tipo di attivatore introdotto nello strato controlla lo spettro di emissione (CsI:Na -> blu, CsI:Tl ->verde etc)
- Problema con il CsI : è fortemente idroscopico
- La struttura fisica può essere molto diversa
- Il problema principale è il ***bilancio tra la risoluzione spaziale l'efficienza di rivelazione dei raggi X***
- Soluzione: uso di scintillatori strutturati come CsI (aghiforme)

Conversione diretta: materiali fotoconduttori

- Teoricamente quasi perfetti MTF (modulation transfer function) ... al primo ordine, cioè elevata risoluzione spaziale intrinseca, fino a 500 lp/mm
- Nella conversione diretta, i trasportatori di carica (coppie buca-elettrone) sono guidati dal campo elettrico → migliore risoluzione spaziale



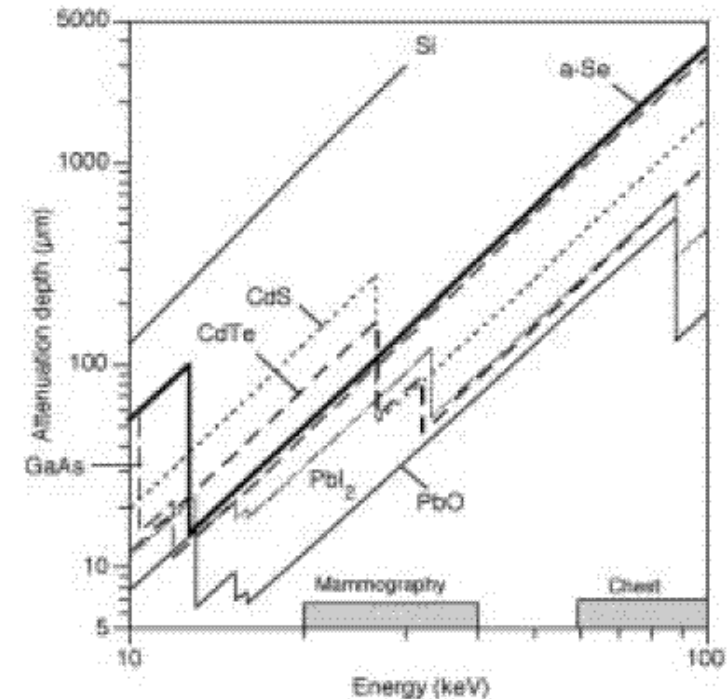
- *Selenio amorfo* (a-Se) praticamente l'unico usato commercialmente per i FPD:
 - buona efficienza quantistica (~800e⁻h/fotone X a 60 keV).
 - conduttività elettrica proporzionale alla intensità della radiazione assorbita
 - richiede alta tensione ($E > 10\text{V}/\mu\text{m}$), rischio per la matrice attiva
 - Il basso Z del a-Se (34) richiede strati a grande spessore per avere elevate efficienze quantistiche ad energie intorno ai 100 keV
 - Altri materiali sono sotto investigazione: CdTe, CdS, HgI₂, PbI₂, PbO, TlBr, ...

Lunghezza di attenuazione vs Energia del fotone per diversi materiali fotoconduttori

- Per ridurre la dose al paziente, i materiali fotoconduttori devono assorbire quanta più radiazione possibile, cioè avere elevato coefficiente di attenuazione $\alpha = \alpha(E, Z, \rho)$

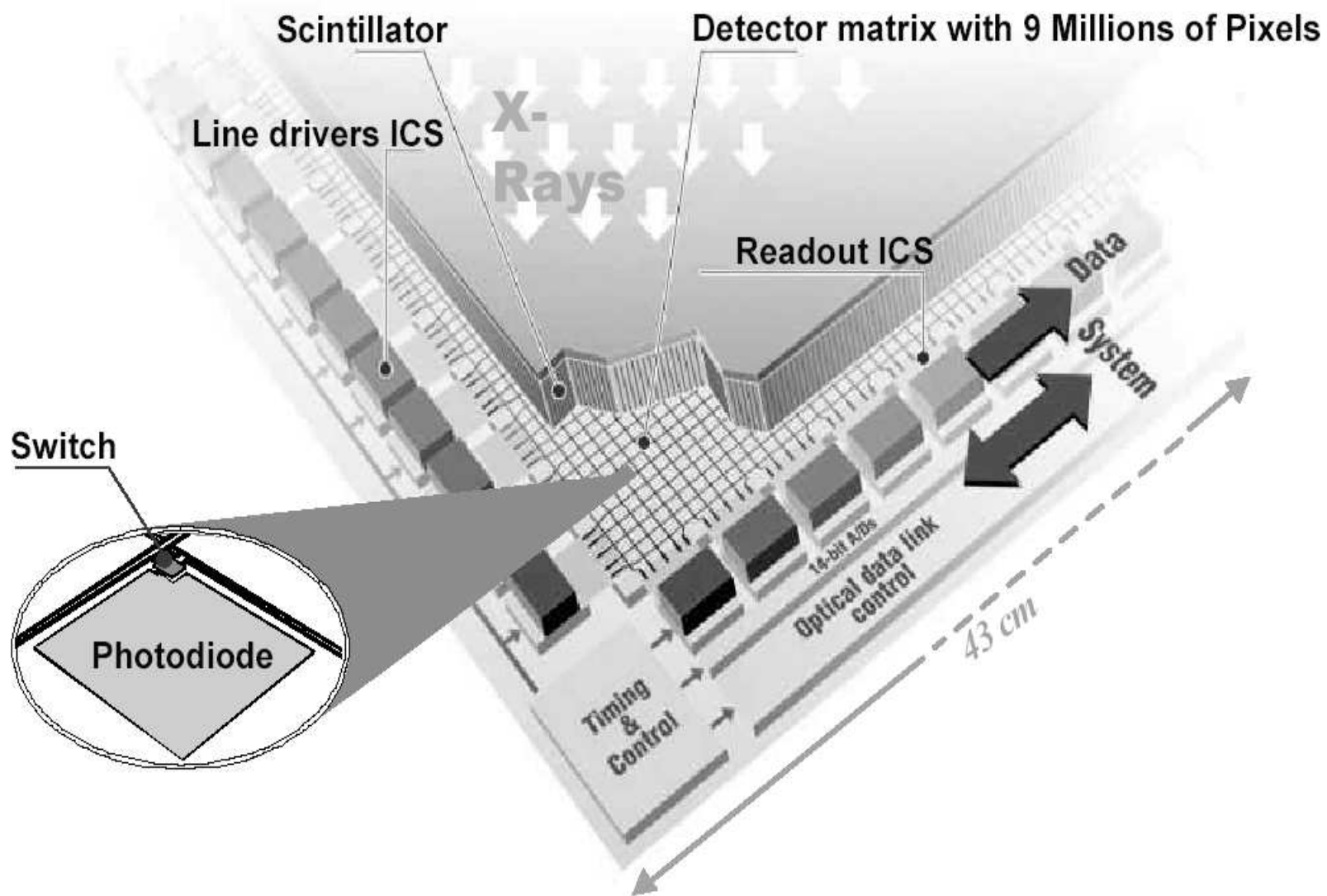
E=energia, Z=numero atomico, ρ =densità

- Lunghezza di attenuazione $\delta = 1/\alpha$ = spessore del materiale che attenua il fascio del 63%
- Picchi dovuti all'emissione dell'elettrone K
- $\delta \sim E^n$ con $n=3$, $\delta \sim Z^{-n}$ con $n=3-4$
- Semiconduttori organici economici e a-Si:H non usati come fotoconduttori a causa del loro basso valore di Z

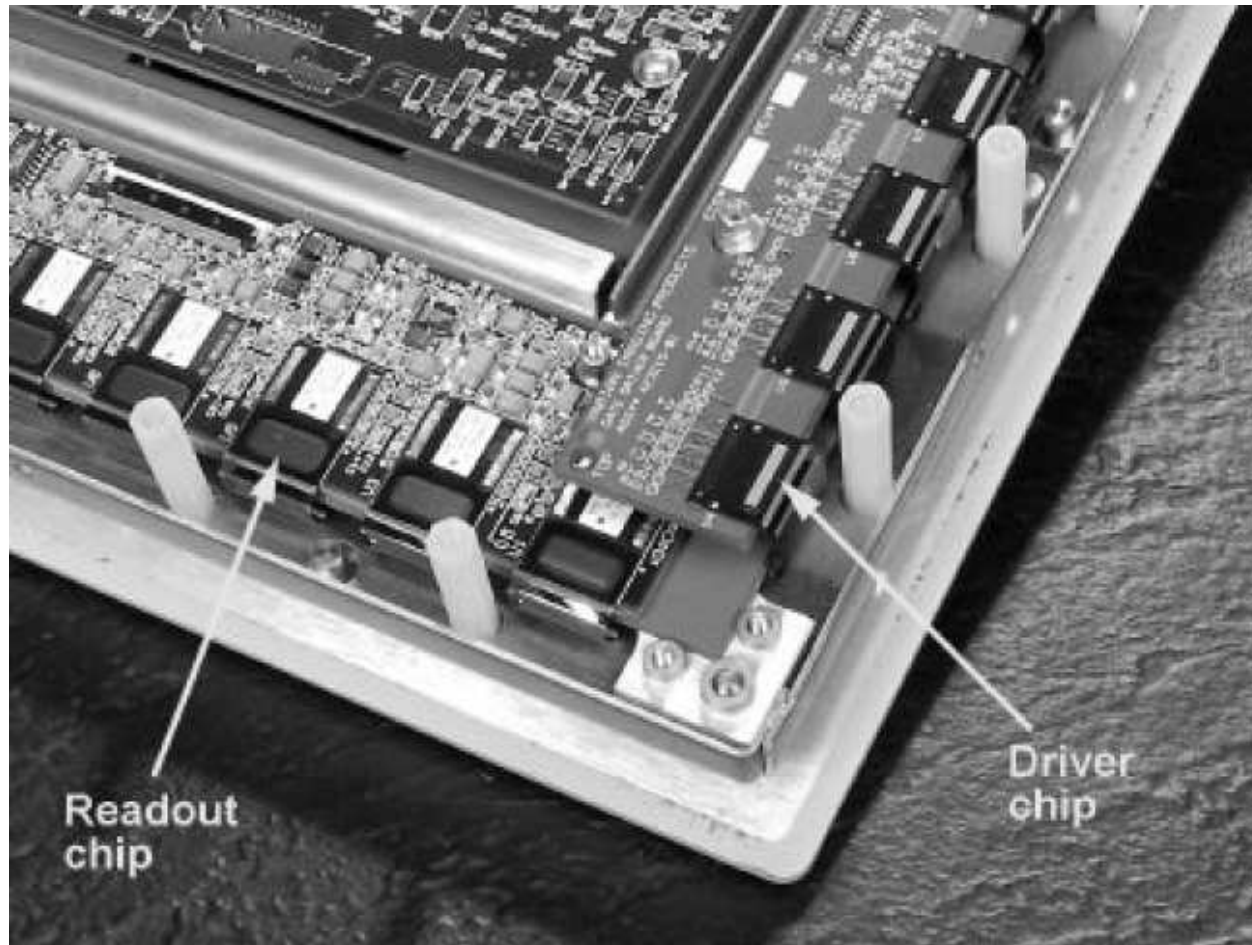


- L'assorbimento di un fotone X genera un elettrone primario molto energetico per ionizzazione di uno shell interno, come il k-shell; questo fotoelettrone energetico viaggia nel solido e causa ionizzazione lungo la sua traccia, quindi numerose altre coppie elettrone-lacuna
- Regola di Klein: energia W necessaria per creare una coppia elettrone-lacuna $\sim 2.8 E_g$ (bandgap) nella maggior parte dei semiconduttori. Per a-Se c'è dipendenza dal campo E.

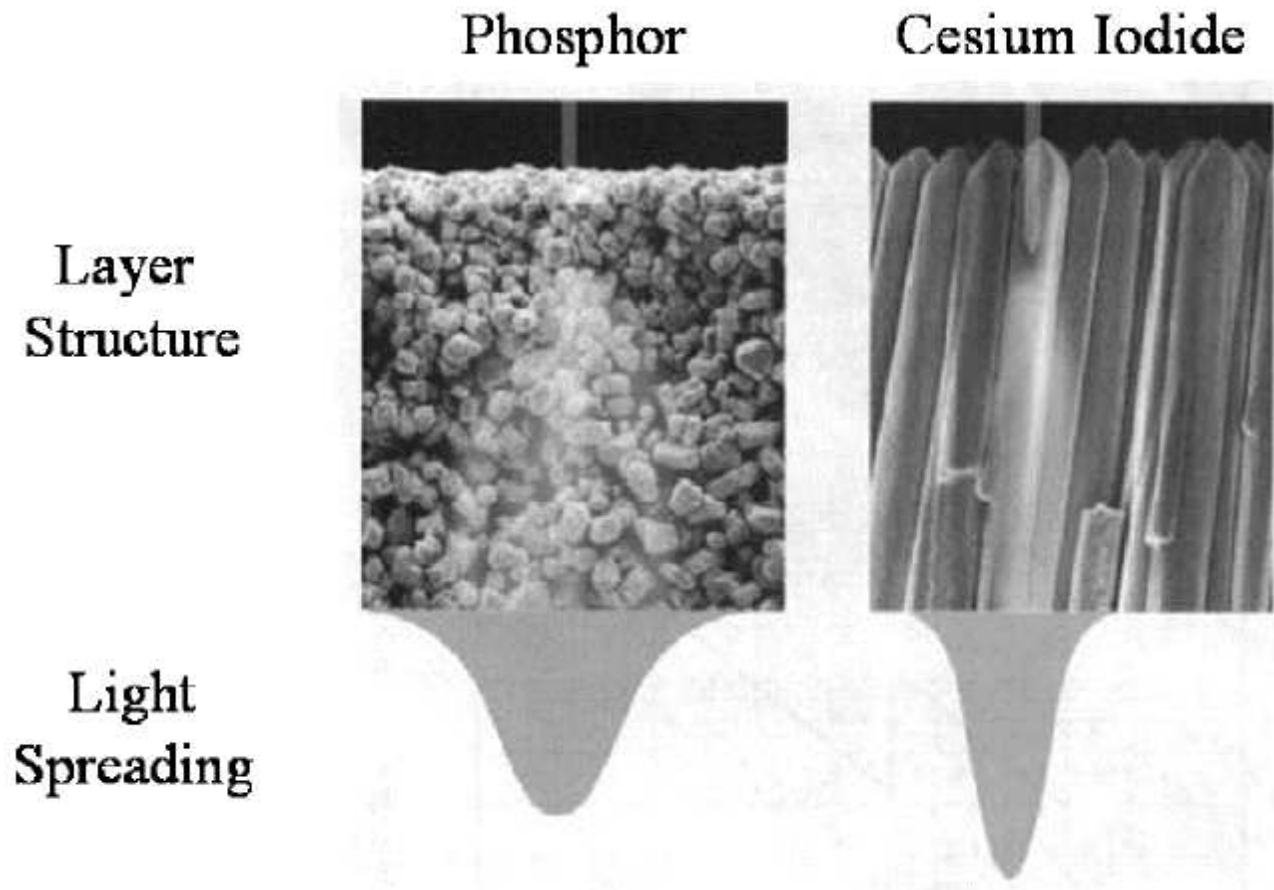
FPD - opto-diretto ovvero indiretto



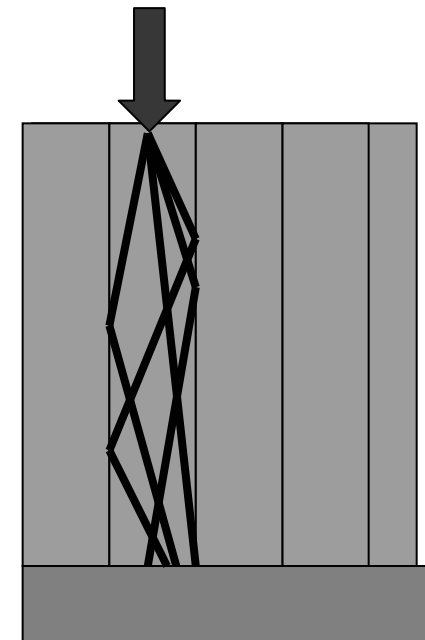
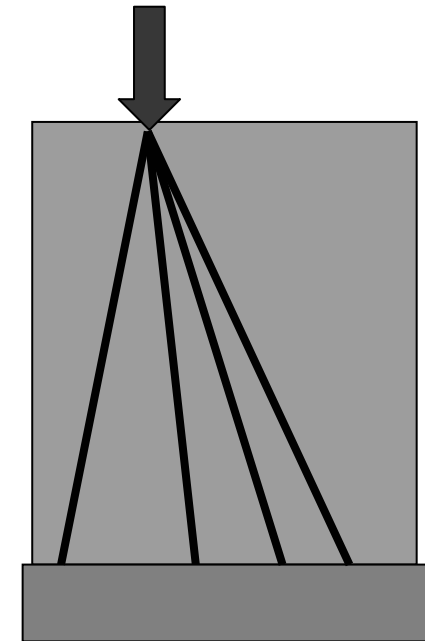
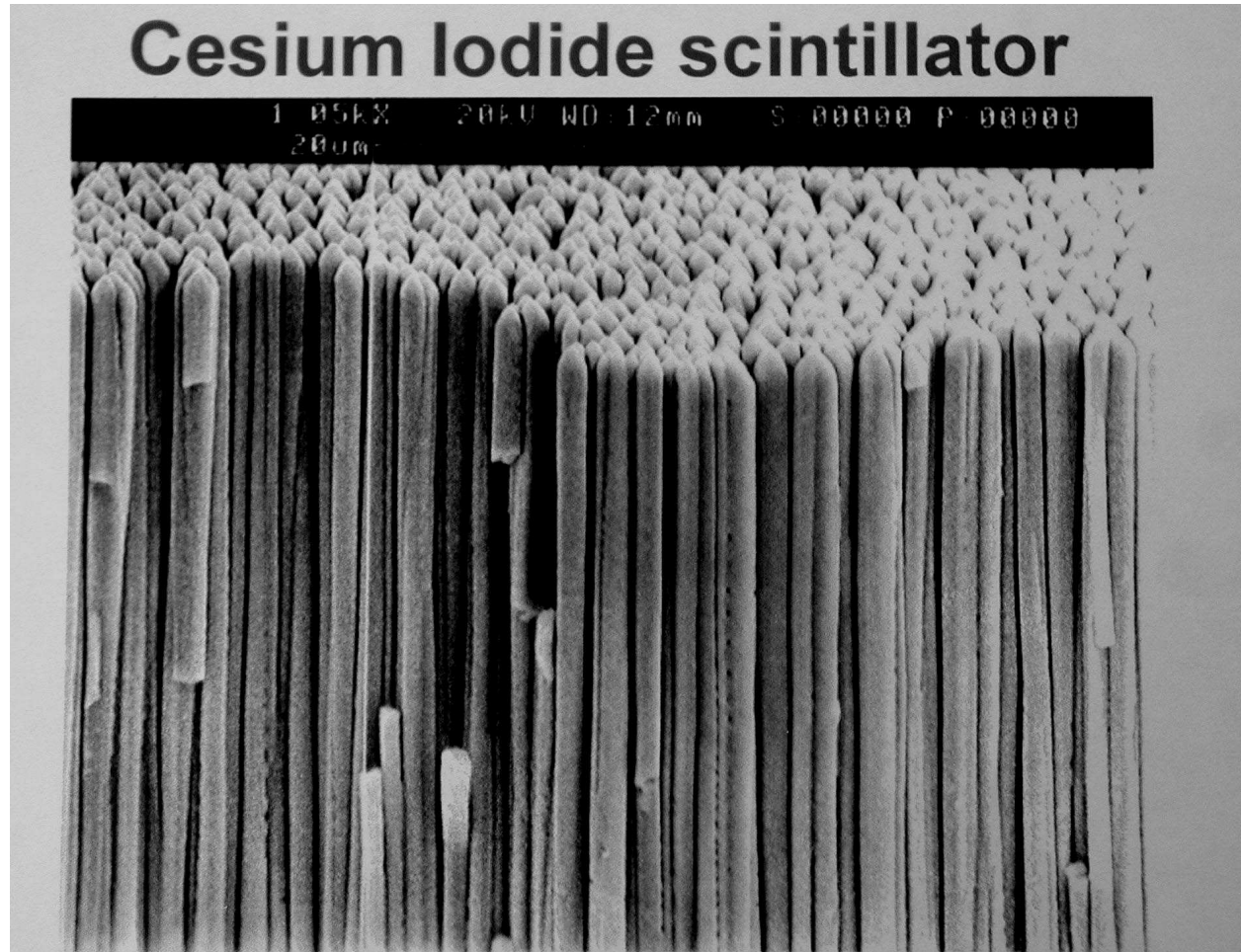
Vista board-side di un flat panel



Diffusione della luce da parte di uno schermo di fosforo amorfo e di uno di CsI colonnare

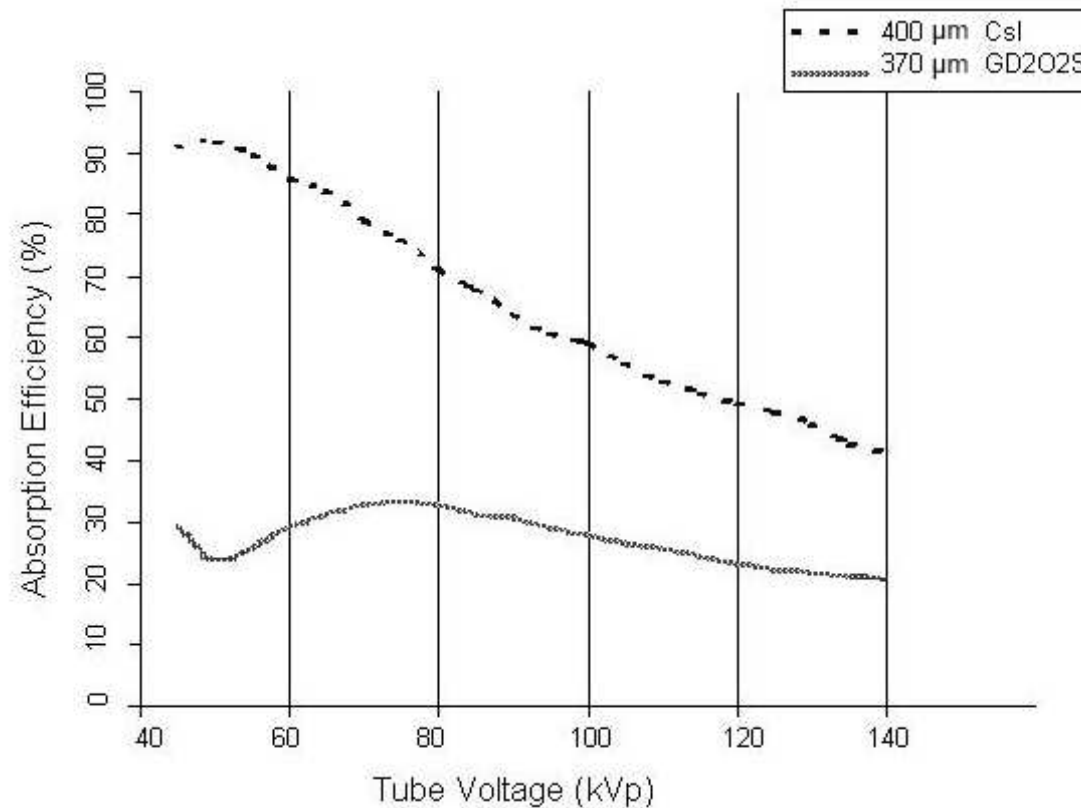


Stuttura colonnare e risoluzione spaziale del CsI



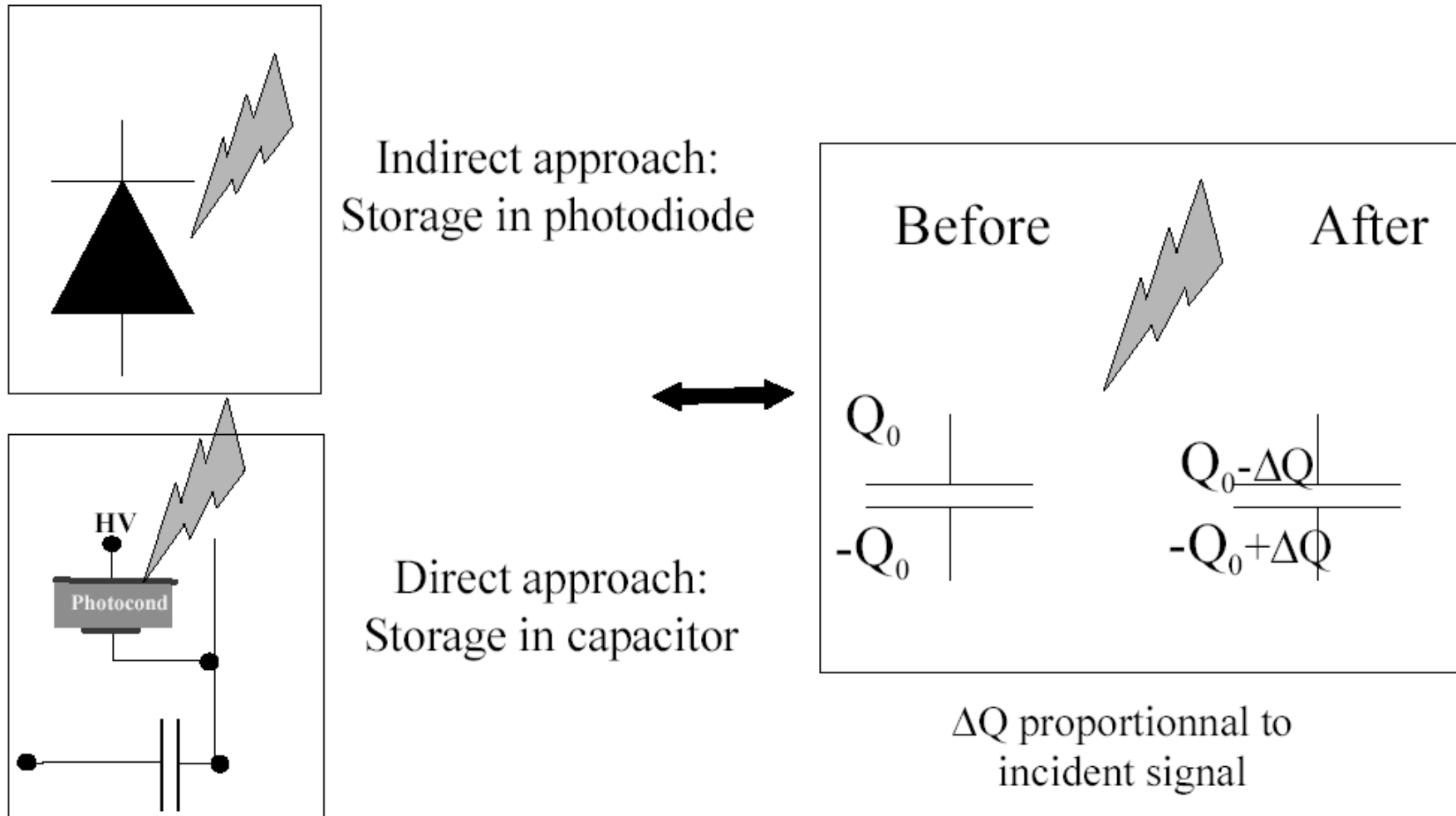
Efficienza di assorbimento dello scintillatore primario del FPD

- Ioduro di cesio
- Ossisolfato di gadolinio



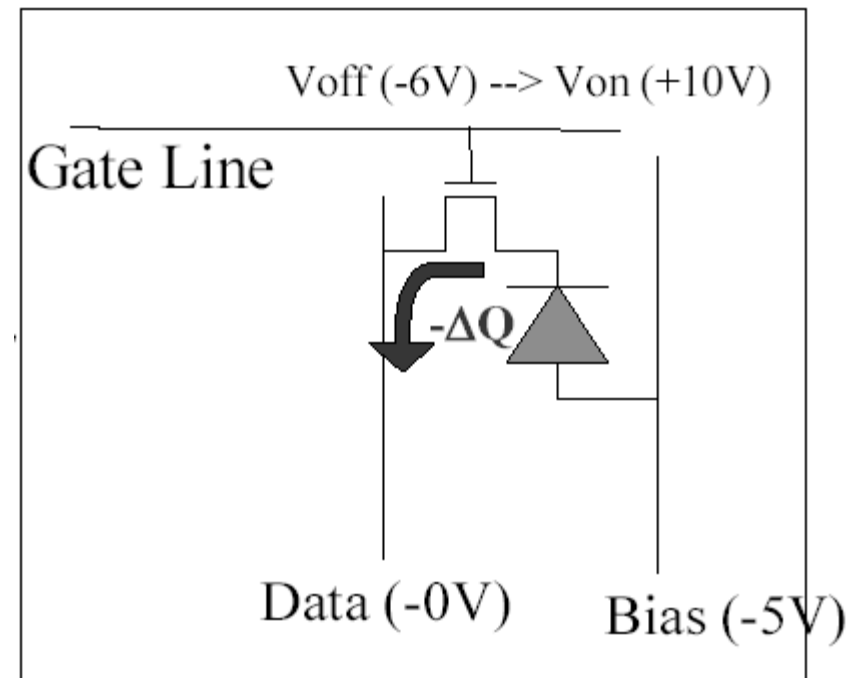
Immagazzinamento del segnale

Nel caso indiretto (diretto) coppie elettrone-lacuna sono generate in un fotodiodo (nel materiale fotoconduttore)

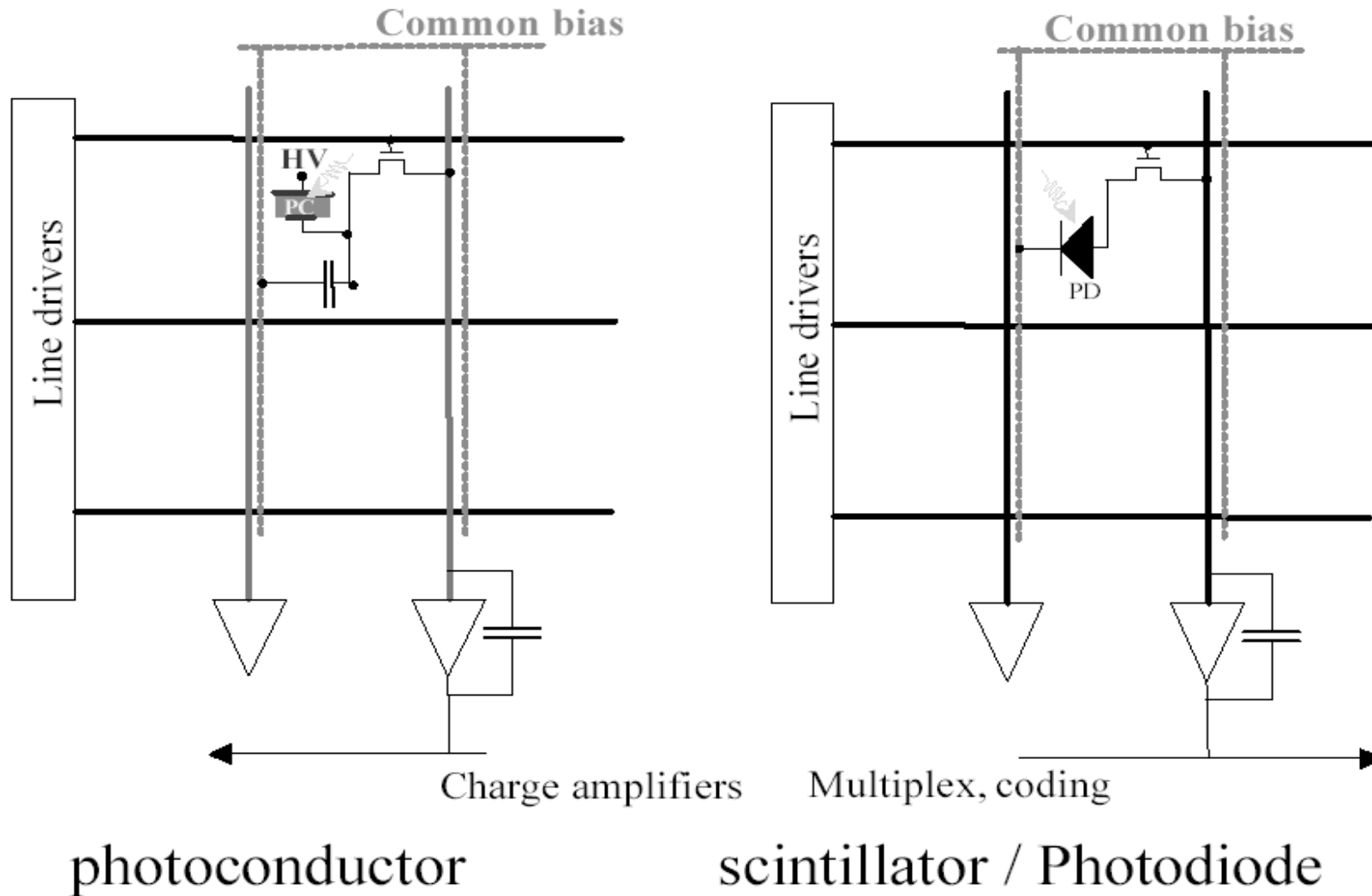


Lettura del segnale: elementi di switch

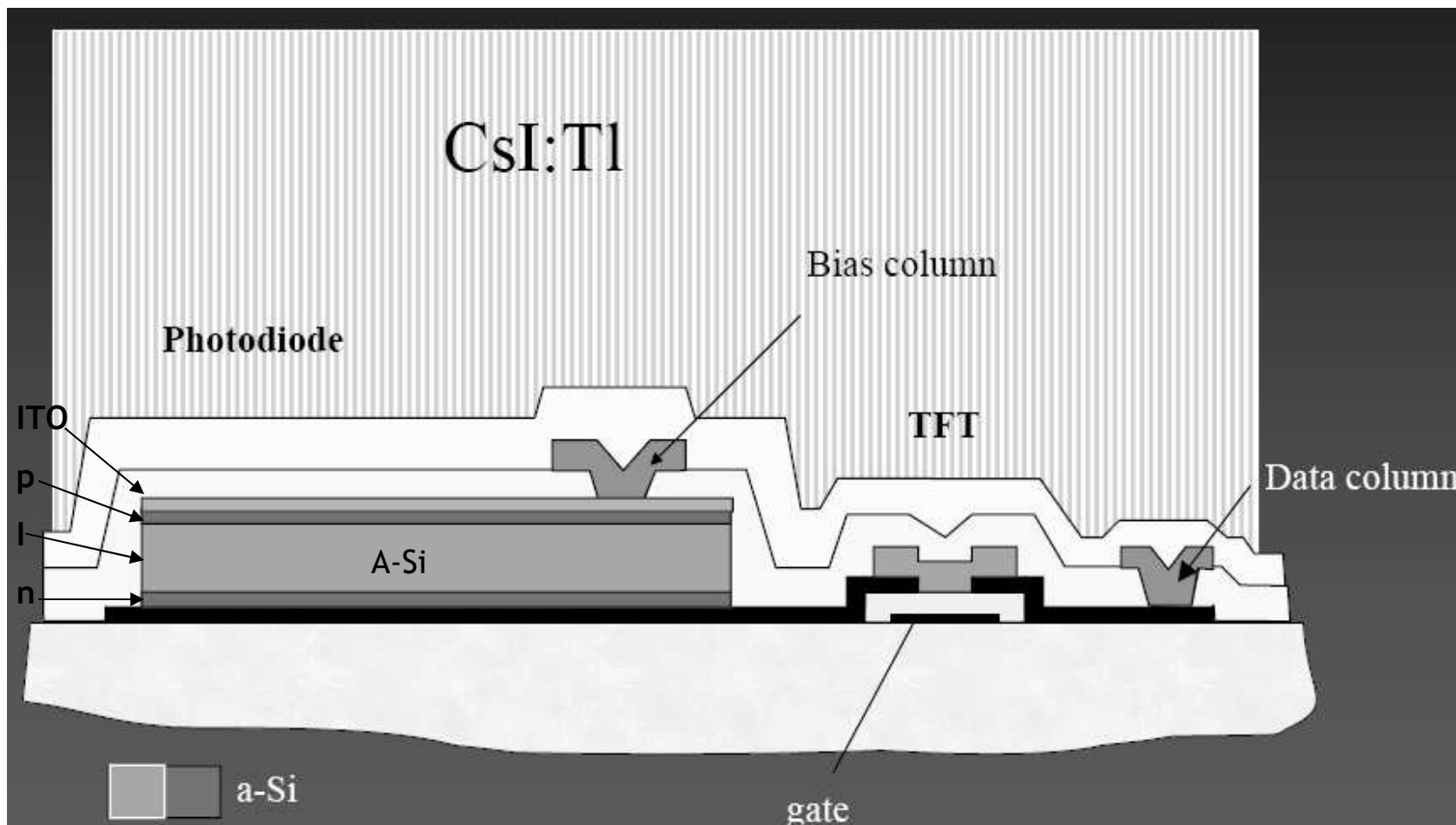
- La carica risultante dall'esposizione ai raggi X è temporaneamente accumulata, subito dopo è trasferita all'amplificatore di lettura via la colonna "dati"
- Il trasferimento è realizzato da uno *switch*
- Lo switch è attivato da un impulso di controllo appropriato
- Due concetti sono stati sviluppati
 - *Diodi switch*
 - *TFT (Thin Film Transistor)*
- Proprietà degli switch:
 - Ampio range dinamico $R_{off}/R_{on} > 10^6$
 - $R_{on} \cdot C_{pixel} < \text{tempo di lettura}$
 - Rumore trascurabile
 - Più di 1000 switch in parallelo per colonna



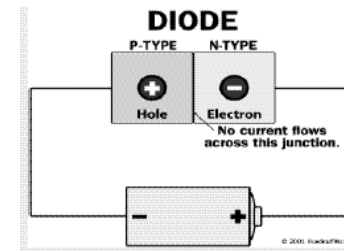
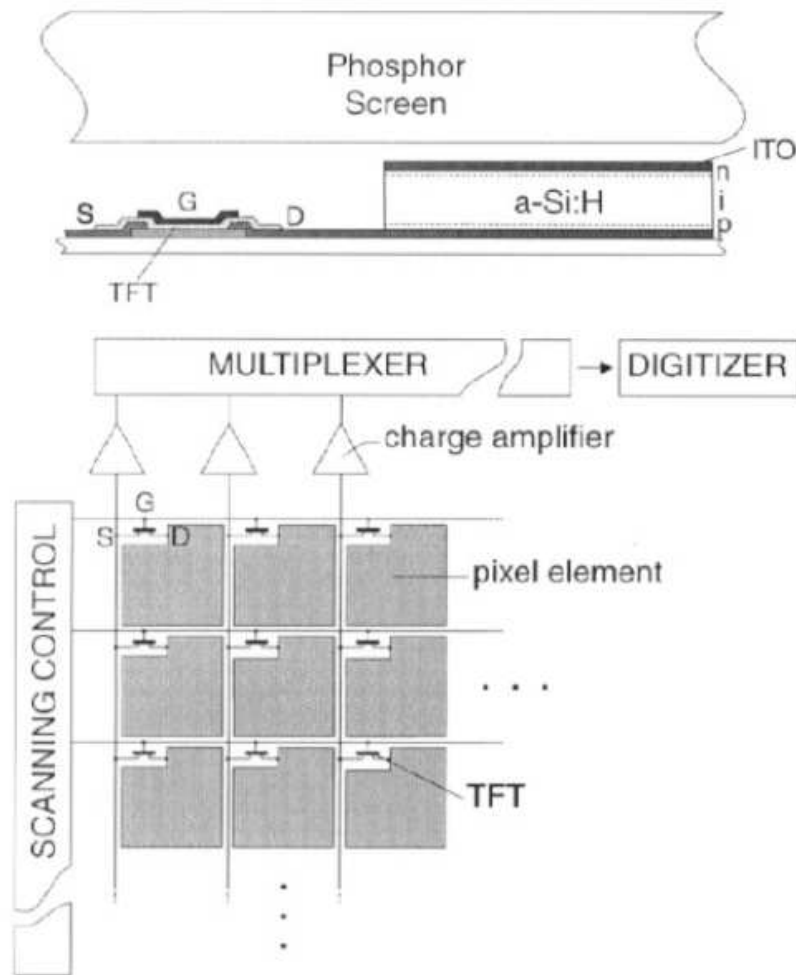
Matrice attiva di a-Si e architettura di lettura



Sezione di un pixel scintillatore-fotodiodo-TFT

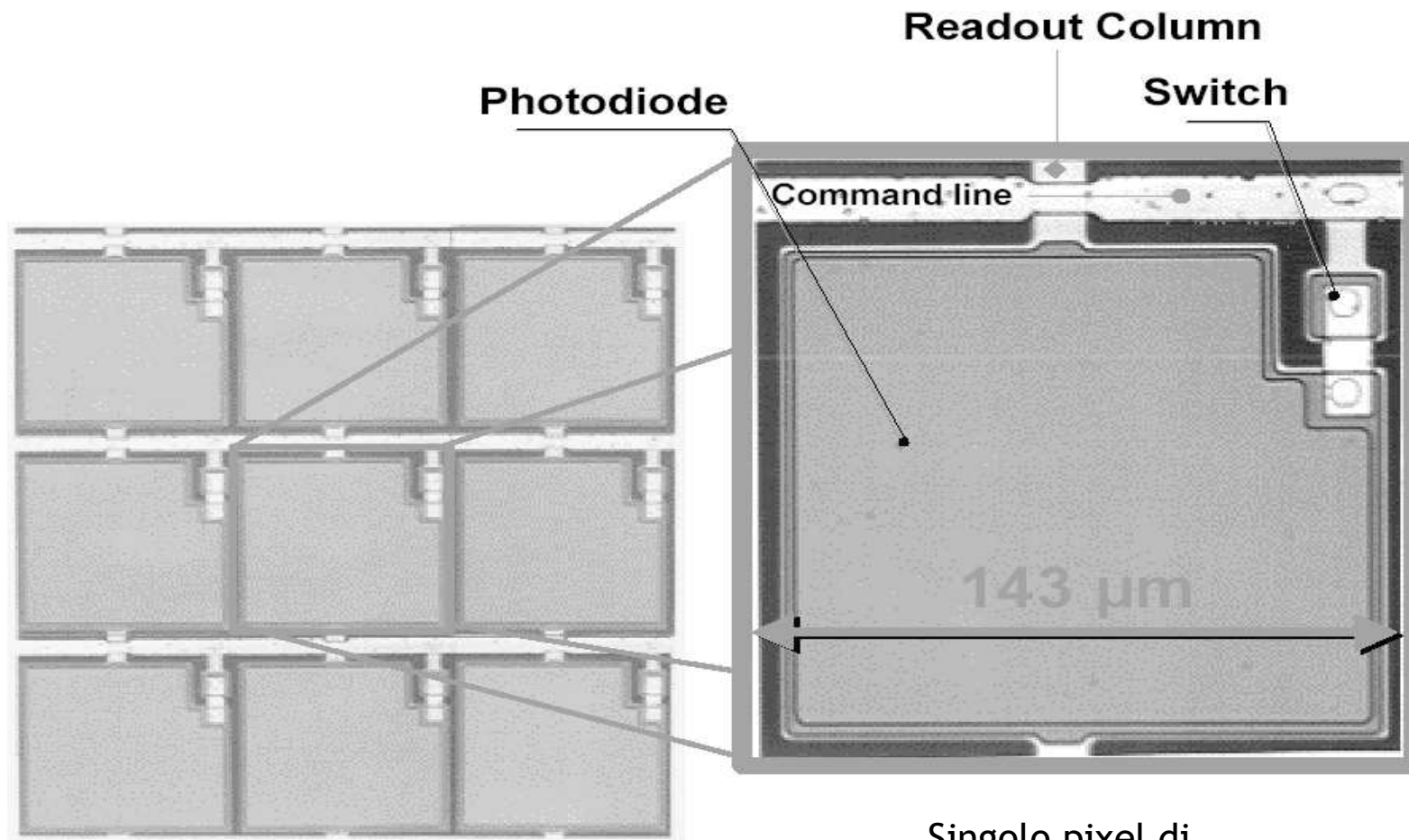


Rivelatore Fosforo/Fotodiode/TFT



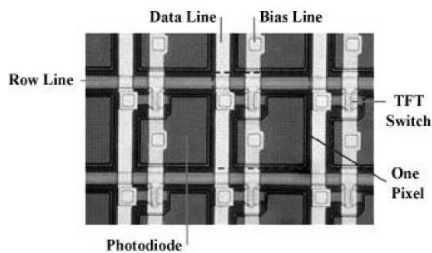
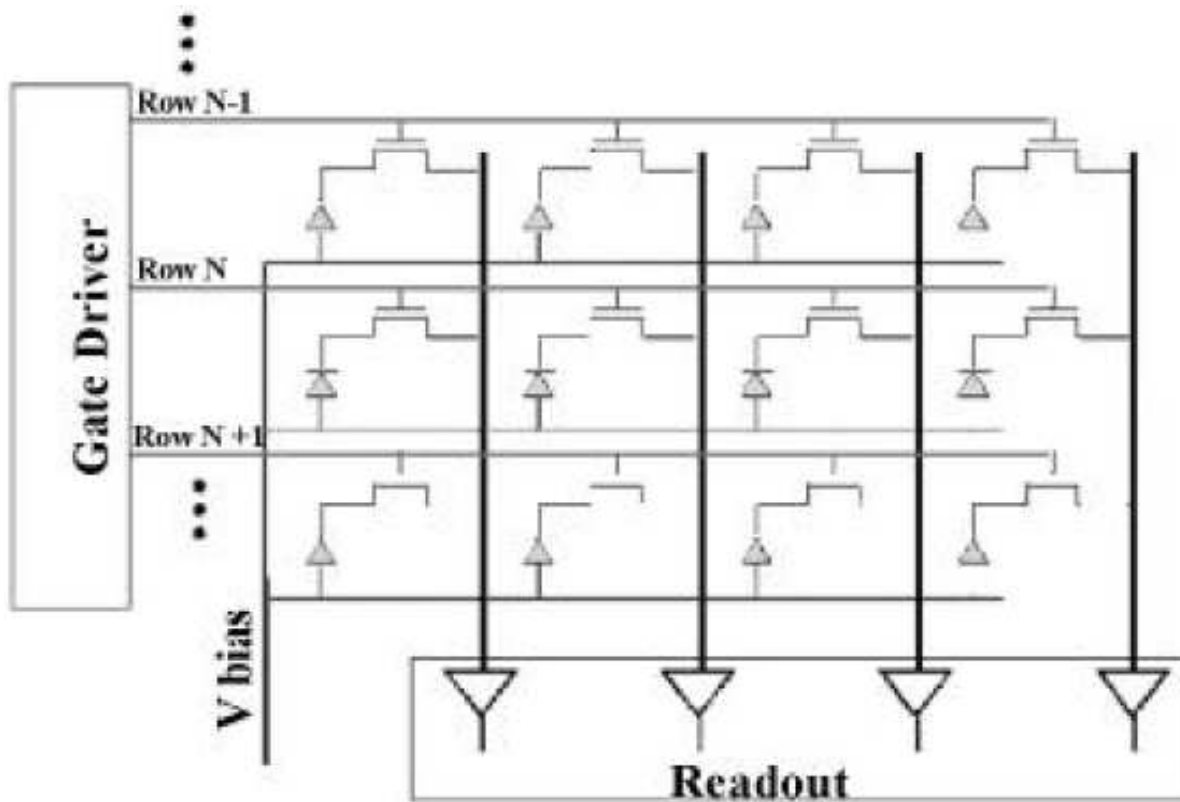
- Fotodiode: giunzione p-n (o per una maggiore efficienza di conversione p-i-n) che converte la luce in carica elettrica
- ITO = indium thin oxide, elettrodo conduttore trasparente
- Diode n-i-p: semiconduttore di tipo n, isolante, semiconduttore di tipo p
- Lo strato di a:Si ad alta resistività è completamente svuotato con un piccolo bias; è usato per controllare le caratteristiche del fotodiode, ad esempio l'efficienza tramite una più ampia zona dove l'interazione dei raggi X può creare coppie buca-elettrone.

Matrice di a-Si con fotodiode e switch



Singolo pixel di dimensioni fino a qualche decina di μm .

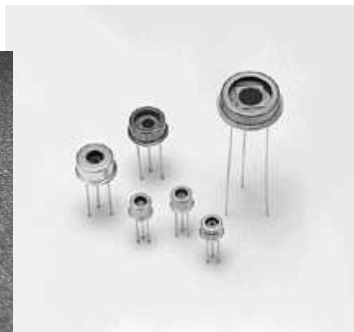
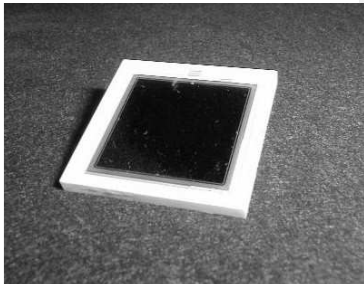
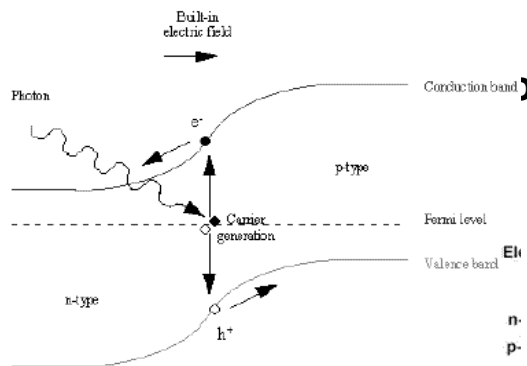
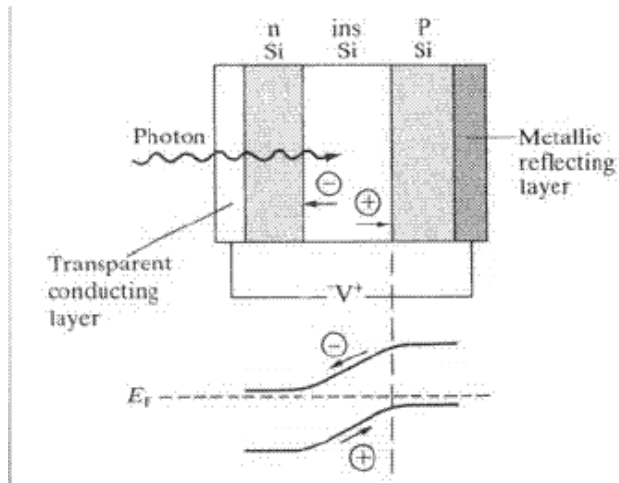
Schematico della matrice di TFT/Fotodiodi



La matrice attiva consiste di $M \times N$ (es. 2480 x 3072) fotodiodi.

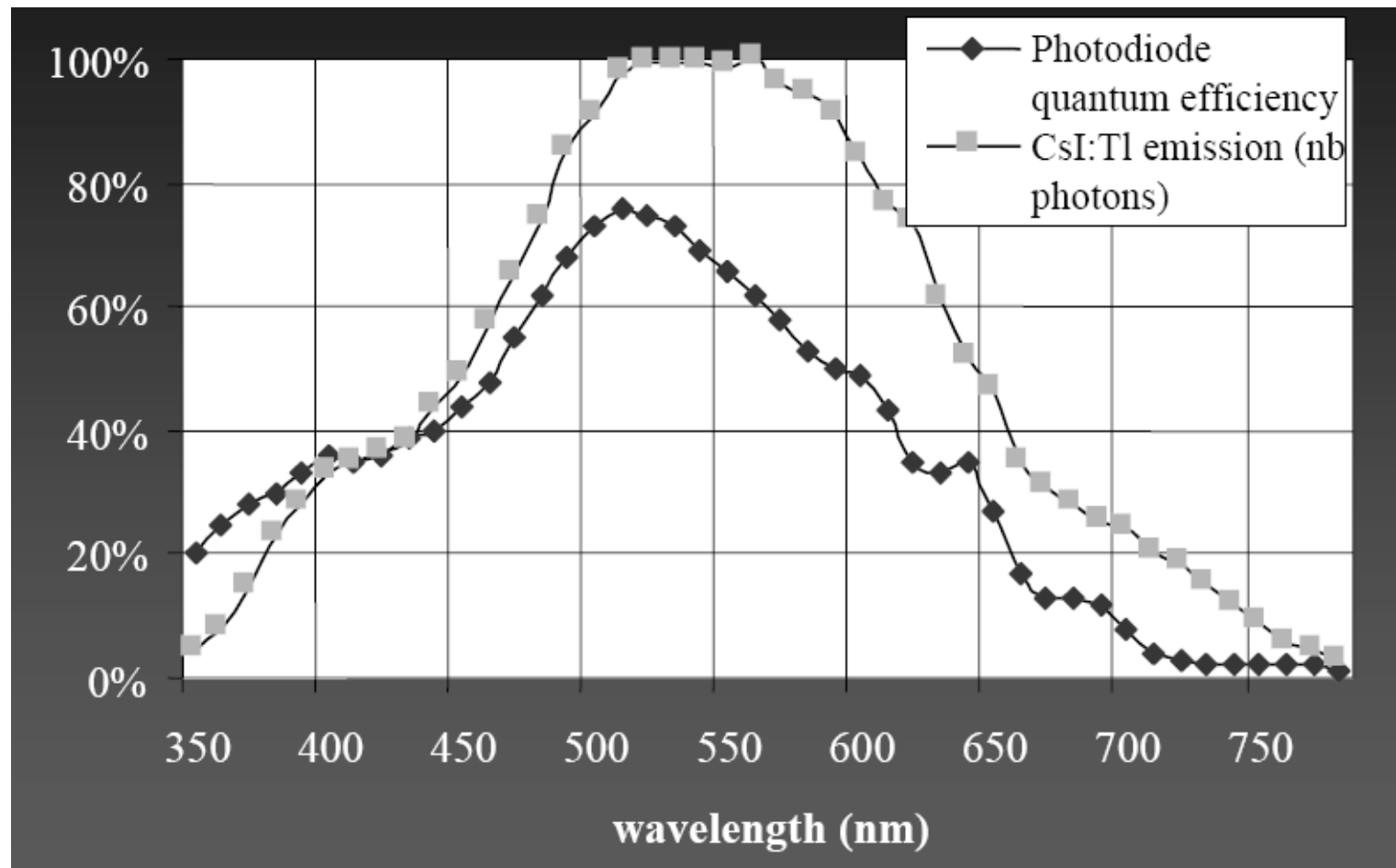
La carica del fotodiodo (i,j) può essere letta per mezzo di TFT (i,j) , attivando la gate i e la source line j .

Fotodiodi



- I fotodiodi convertono un segnale luminoso in un segnale elettrico
- Essi sfruttano le proprietà di una **giunzione p-i-n** (*semiconduttore di tipo p, semiconduttore ad alta resistività intrinseco I, semiconduttore di tipo n*):
 - Quando un fotone viene assorbito nella zona intrinseca crea una coppia **lacuna-elettrone**, che può ricombinarsi o contribuire alla conduzione
 - Gli elettroni e le lacune prodotte nella zona intrinseca sono "spinte" *nelle regione n e p* rispettivamente creando una un accumulo di carica e quindi una differenza di potenziale
 - Se nella giunzione giunge un numero sufficiente di fotoni, vengono generate coppie elettrone-lacuna tali da creare *una differenza di potenziale misurabile* nel dispositivo
 - Questa ddp può alimentare un piccolo circuito, attivare un dispositivo o in generale dare un segnale correlato all'intensità della luce incidente
 - Piccoli segnali
 - *diodi a valanga* ai quali è applicata una elevata ddp per moltiplicare il numero di coppie elettrone-lacuna
 - Alta efficienza quantica, risoluzione energetica, forme compatte, insensibilità a campi magnetici (meglio dei PMT)

Efficienza quantistica del fotodiodo e spettro di fluorescenza CsI:Tl



Confronto performance dei rivelatori basati su scintillatore

	Colbeth et al. ¹	Jung et al. ²	Weisfield et al. ³	Kameshima et al. ⁴	Chaussat et al. ⁵	Granfors ⁶
Structure	Gd ₂ O ₂ S:Tb or CsI:TI/ TFT	CsI:TI/TFT	Gd ₂ O ₂ S:Tb/TFT	Powd.phos./MIS	CsI:TI/DD	CsI:TI/TFT
Overall active size (cm)	19.5 x 24.4	20 x 20	40.6 x 29.3	43 x 43	43 x 43	41 x 41
Number of pixels	1536 x 1920	1024 x 1024	2304 x 3200	2752 x 2752	3120 x 3120	2048 x 2048
Pixel size	127 μm	200 μm	127 μm	160 μm	143 μm	200 μm
X-ray abs. @RQA5	~40%(Gd screen)	~80 %	40% (Gd screen)	N.A.	~80%	~75%
Presamp.MTF @ 2 lp/mm	20%	20%	40%	40%	35%	N.A.
Read noise (equ. X phot.) / acq.time	4-5X / 35ms	~1X / 35ms	3-4 X / 5s	N.A. / 1s	4-5 X / 1.5s	N.A. / <5s (~1X / 35ms for 20 x 20cm.)
Dynamic range	N.A.	N.A.	4000:1	6000:1	4000:1	N.A.

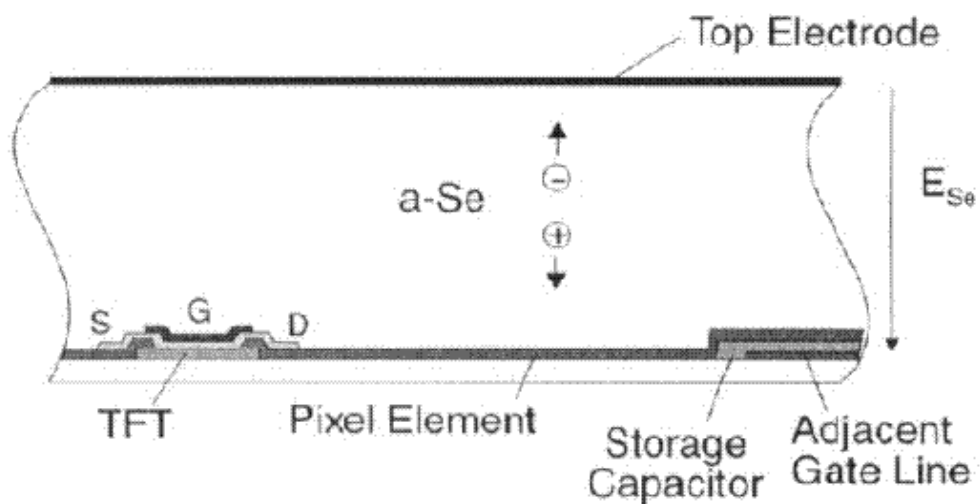
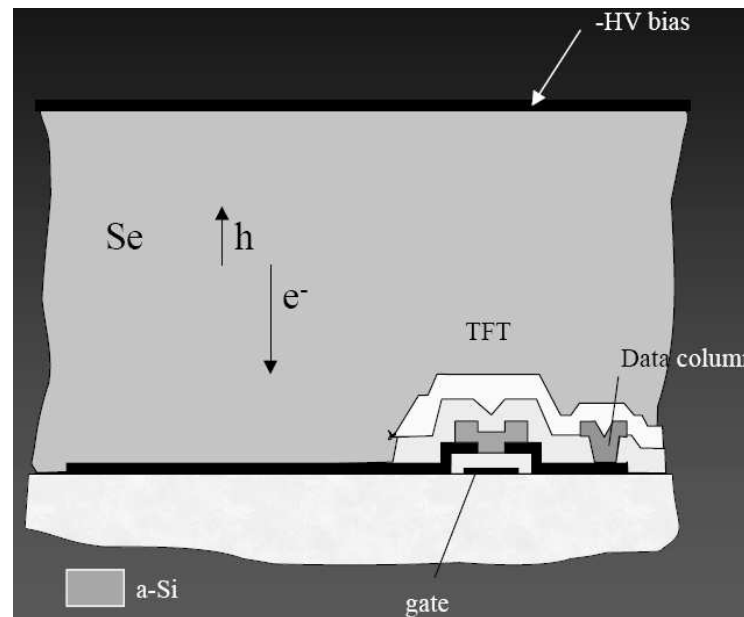
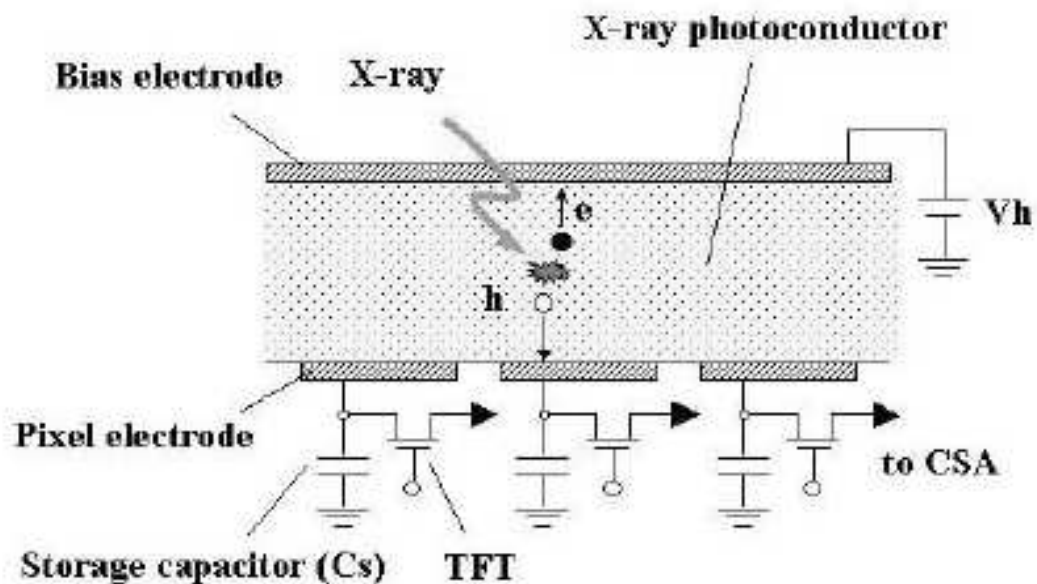
N.A.= not available.

¹ Varian 99, ² Philips 98, ³ dpiX 98, ⁴ Canon 98, ⁵ Trixell 98, ⁶ General Electric 2000
RQA5 is a standard for X-ray quality : 70 kV DC on the X-ray tube, 23 mm of Al filtration to simulate the patient.

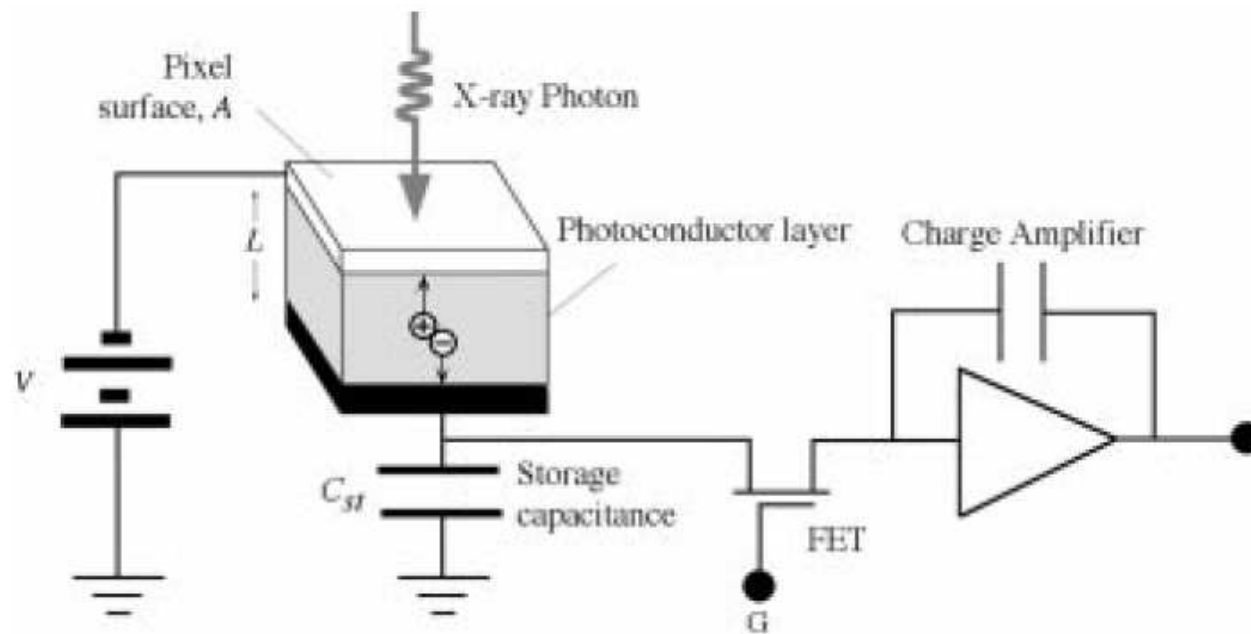
Radiografia a conversione diretta basata su a-Se

- I raggi X sono convertiti direttamente in carica nello strato di selenio amorfo a-Se
- L'applicazione di un campo elettrico ($10 \text{ V}/\mu\text{m}$) attraverso lo strato di Se "costringe" gli elettroni a muoversi lungo le linee di campo verticali, riducendo significativamente lo spread laterale di informazione
- Strato di a-Se uniforme e continuo, depositato per CVD su un array di elettrodi per la raccolta della carica (pixel) e di TFT
- Lo strato di a-Se ha su di sé uno strato dielettrico ed un elettrodo per formare una struttura a condensatore in cui gli elettroni che si formano durante l'esposizione vengono raccolti a causa del bias

Il pixel basato su fotoconduttore di a-Se



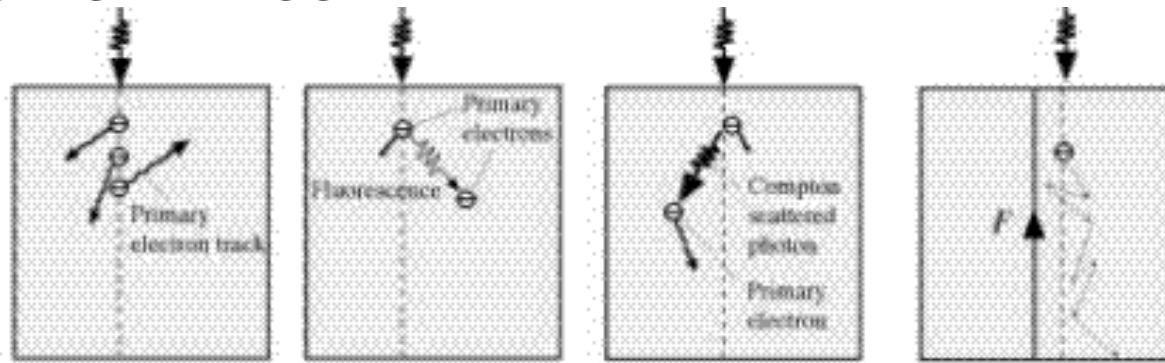
Circuito equivalente di un pixel di a-Se



➤ La carica negativa viene raccolta dall'elettrodo di raccolta della carica, adiacente al TFT

- L'elettrodo di raccolta della carica è collegato ad un *condensatore di storage* C_{ij} del segnale, che è a sua volta collegato al drain del TFT
- Durante l'esposizione, mentre la carica viene accumulata sul condensatore di storage, il TFT è nello stato OFF
- Alla fine dell'esposizione un impulso positivo è applicato alla gate del TFT, che diventa ON, e la carica viene trasmessa attraverso la linea dati all'*amplificatore di carica*

Meccanismi di perdita di risoluzione in un sistema di imaging a raggi x basato su fotoconduttore

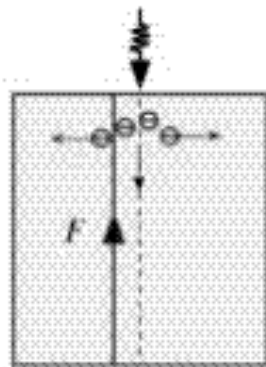


(a) Lateral spreading due to the range of the primary electrons.

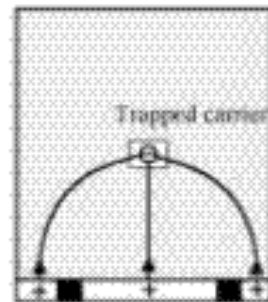
(b) Lateral spreading due to the reabsorption of K-fluorescence.

(c) Lateral spreading due to reabsorption of a Compton scattered photon.

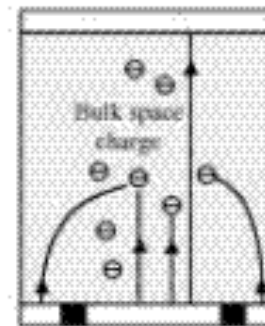
(d) Lateral carrier diffusion during drift.



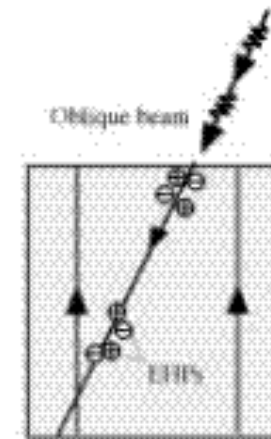
(e) Lateral spreading due to space charge effects (Coulombic repulsion)



(f) Lateral spreading due to bulk trapped carriers (the average field is relatively unaffected)

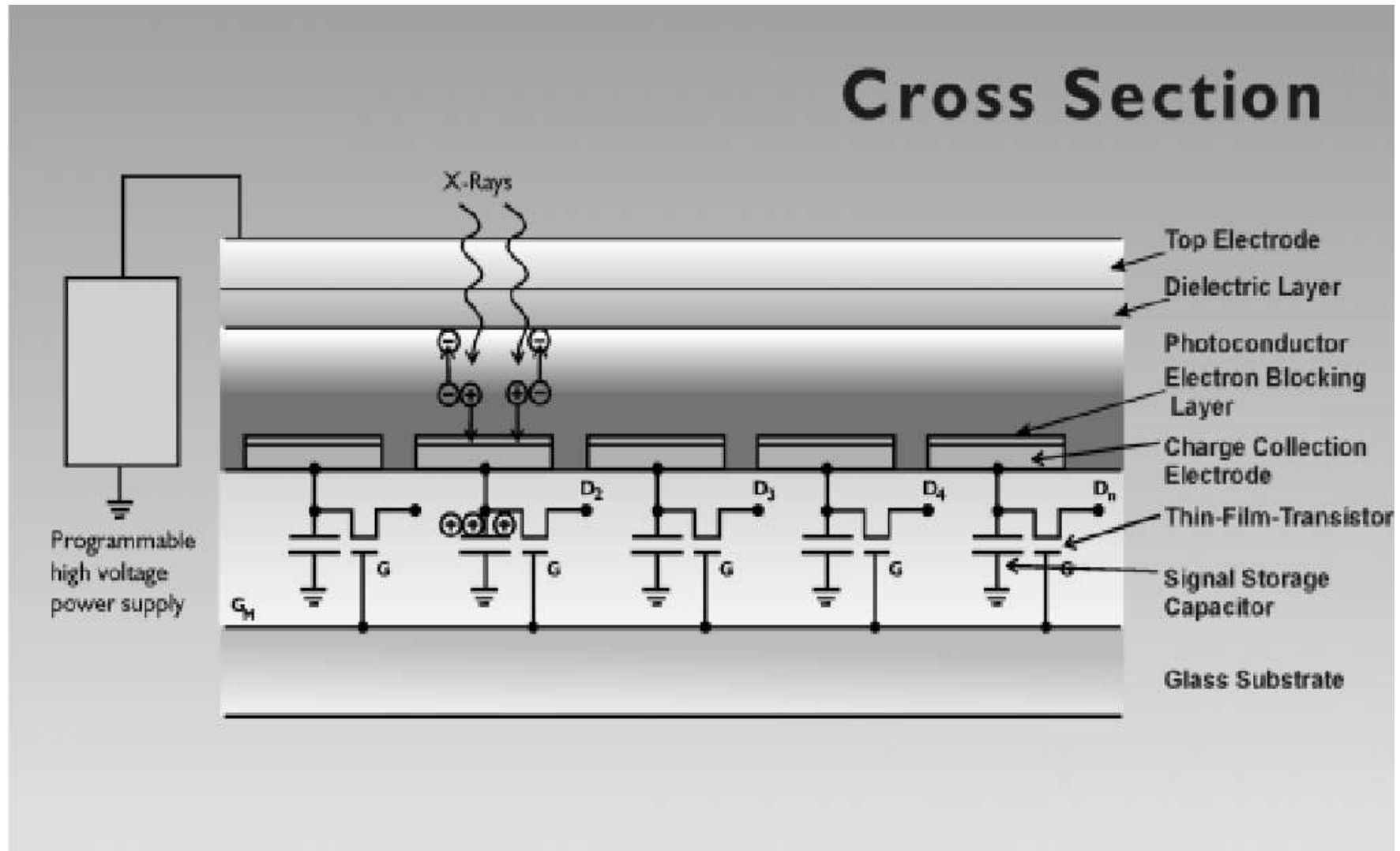


(g) Lateral spreading due to bulk space charge modifying the field.

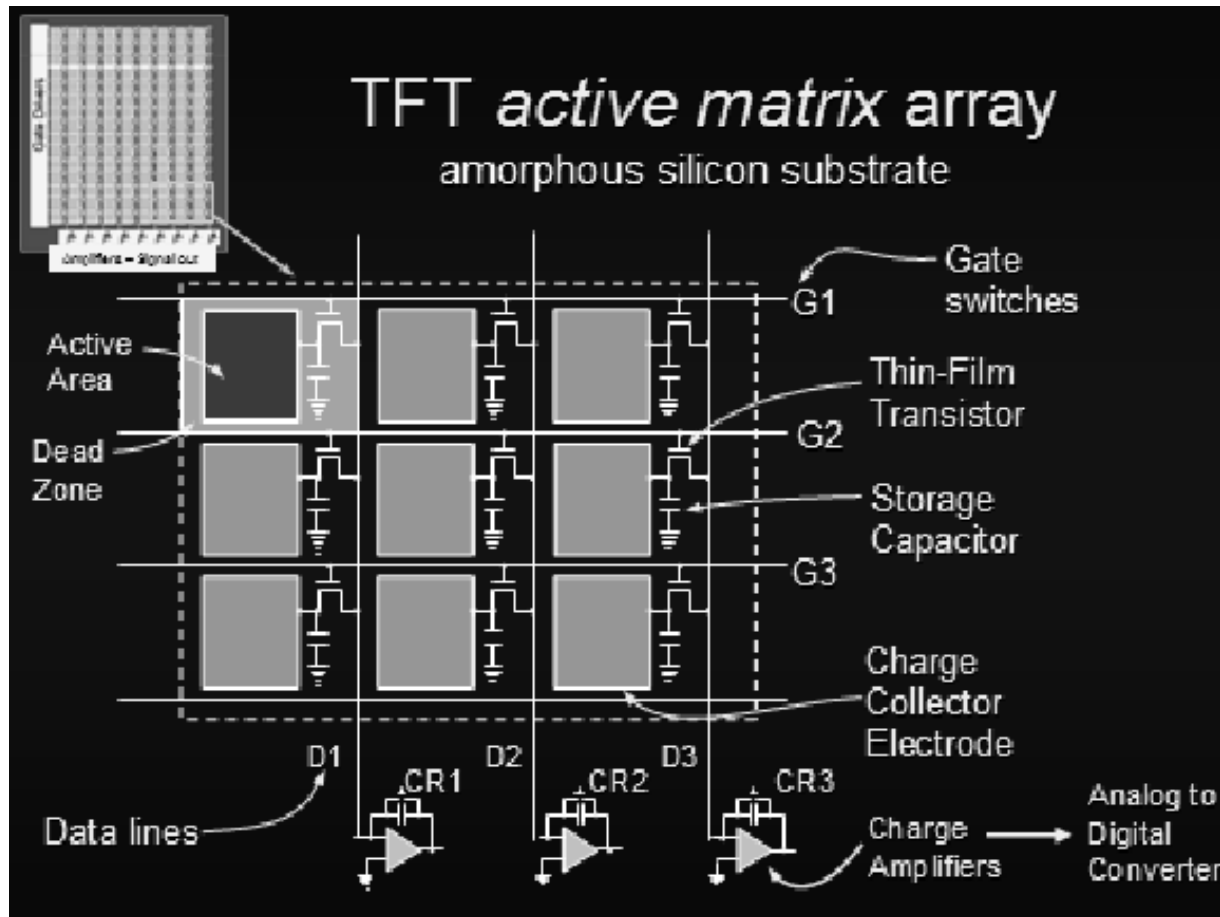


(h) Lateral spreading due to oblique incidence.

Sezione trasversale di una struttura multilayer con a-Se

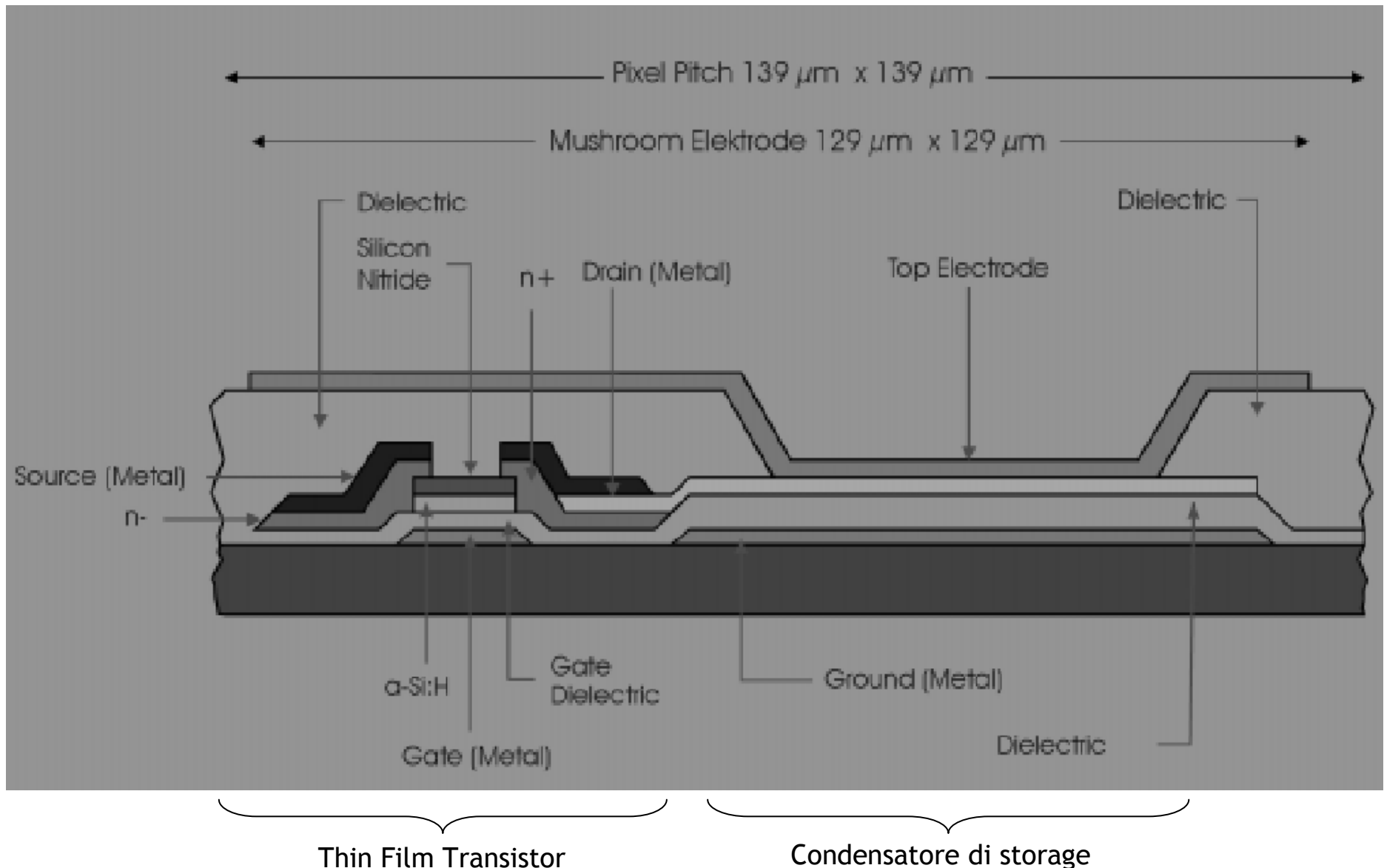


Matrice attiva di a-Si per rivelatori a a-Se

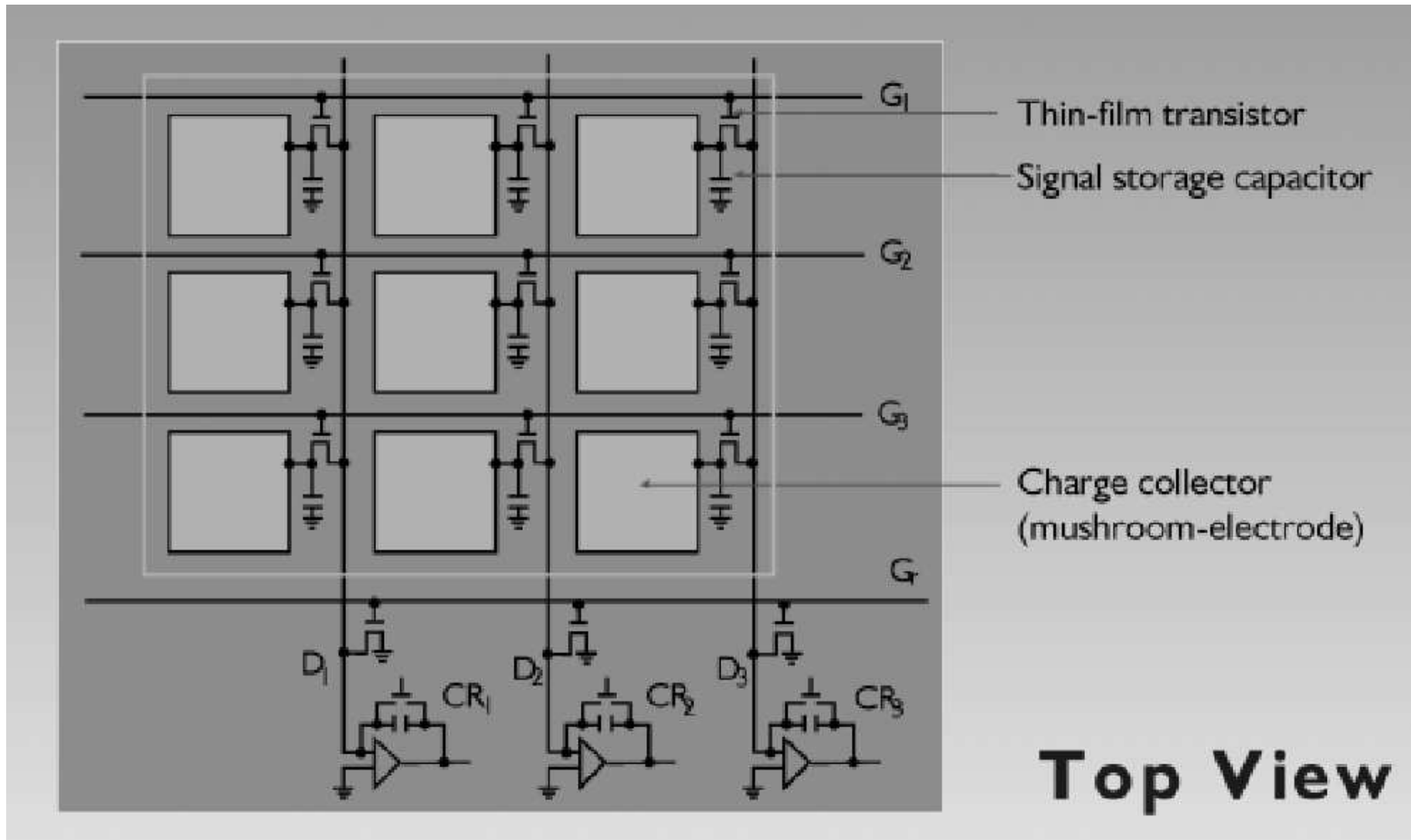


- I segnali dalla linea dati sono amplificati e propagati ad un convertitore analogico digitale, per essere poi immagazzinati nella memoria del computer
- La lettura continua riga per riga finché tutti i pixel sono stati letti
- Alla fine del *ciclo di lettura*, un *ciclo di cancellazione* della carica è applicato per preparare l'array alla prossima esposizione

Dettaglio della struttura di un pixel



Matrice attiva in a-Si per Flat Panel a conversione diretta



Flat Panel a conversione diretta vista dall'alto e sezione di un pixel

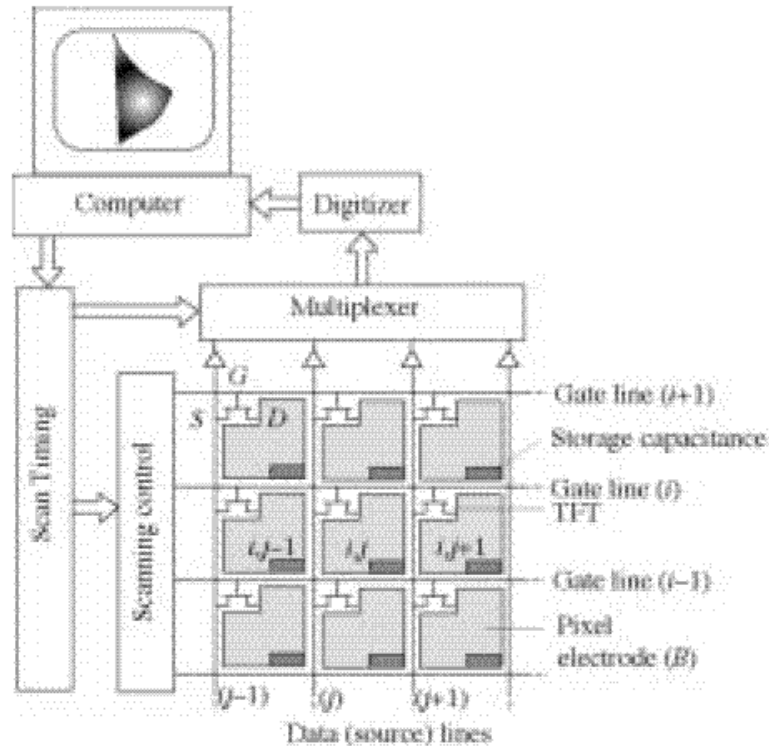


Fig. 3. TFT AMA for use in X-ray image detectors with self-scanned electronic readout. Charge distribution residing on the panel's pixels are simply readout by scanning the arrays row by row using the peripheral electronics multiplexing the parallel columns to a serial digital signal.

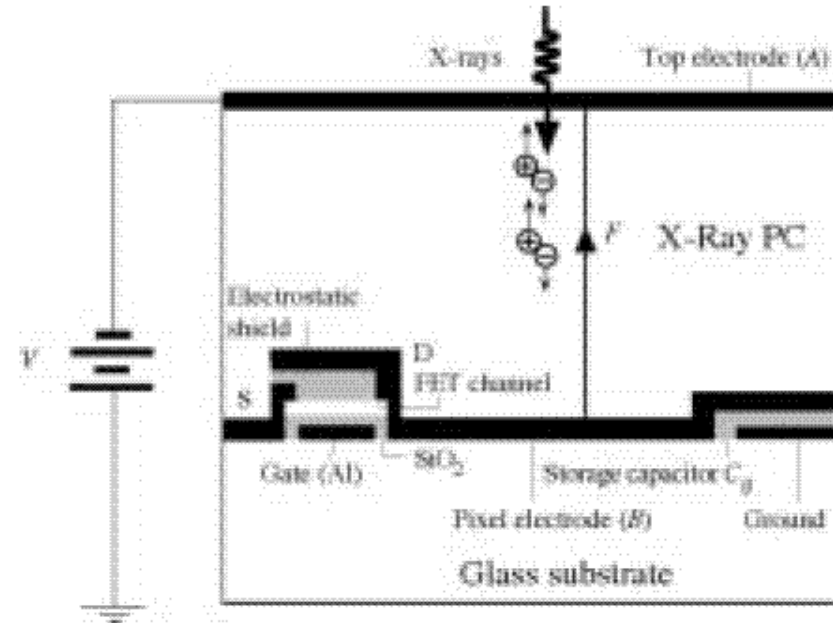


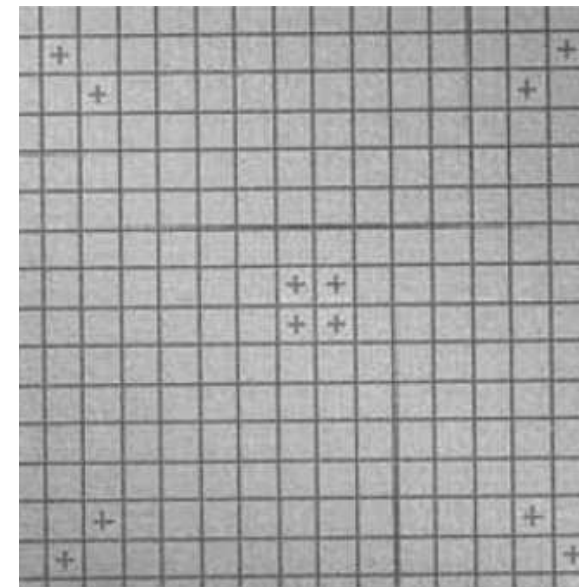
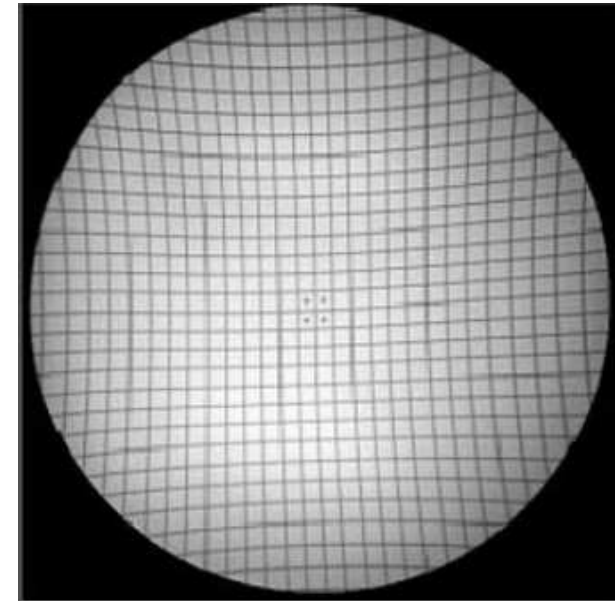
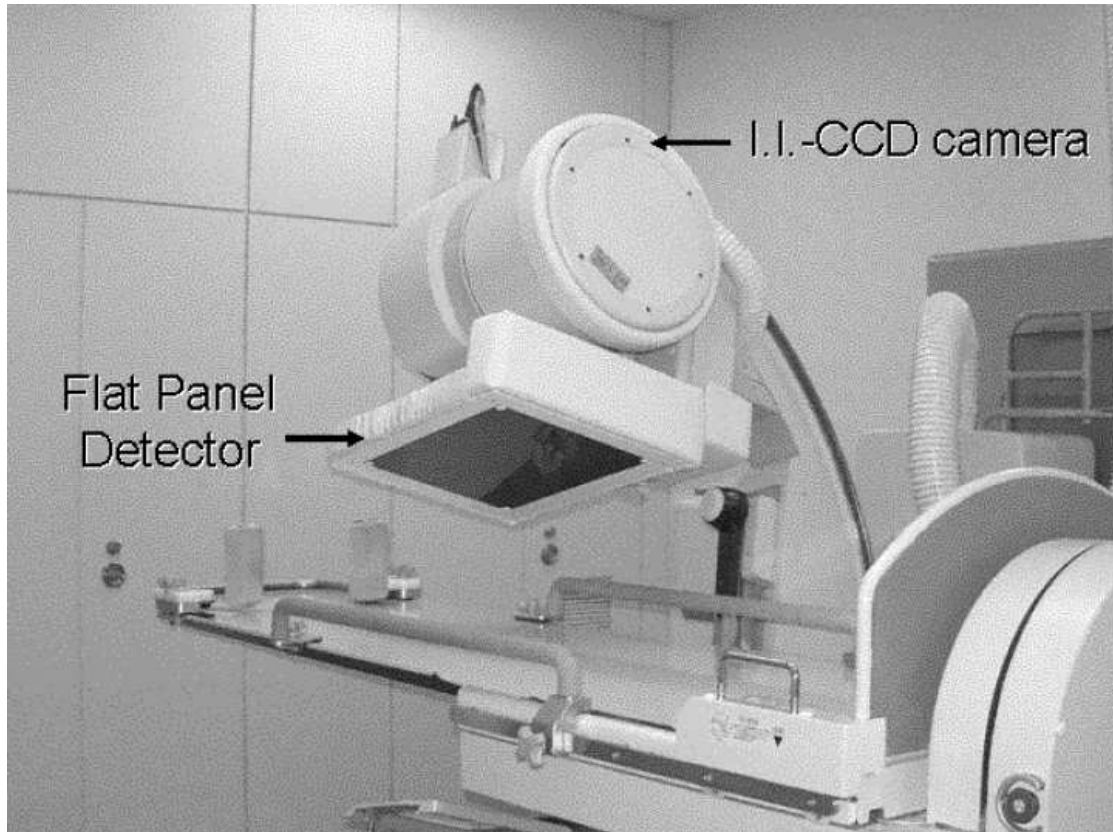
Fig. 4. Highly simplified cross section of a single pixel (i, j) with a TFT showing the accumulation of X-ray generated charge on the pixel electrode and, hence, the storage capacitance C_{ij} . The top electrode (A) on the photoconductor is a vacuum coated metal (e.g., Al). The bottom electrode (B) is the pixel electrode that is one of the plates of the storage capacitance (C_{ij}). (Not to scale and the FET height is highly exaggerated.)

Confronto caratteristiche dei rivelatori basati su fotoconduttore

	A.Tsukamoto et al. ¹	G.Shaber et al. ²	J.Rowlands et al. ³
Structure	500 μm a-Se/TFT	500 μm a-Se/TFT	300 μm a-Se/TFT
Overall active size (cm)	23 x 23	35.6 x 43	5 x 7.5
Number of pixels	1536 x 1536	2560 x 3072	360 x 480
Pixel size	150 μm	139 μm	160 μm
X-ray abs. @RQA5	70%	52%	37%
Presampl.MTF @ 2 lp/mm	80%	85%	80%
Read noise (equ. X phot.)/ acquisition time	N.A./ 35 ms	12-15X/a few sec	N.A.
Dynamic range	N.A.	4000:1	N.A.

N.A.= not available. ¹Toshiba 99, ² Sterling 98, ³ University of Toronto 98.
RQA5 is a standard for X-ray quality : 70 kV DC on the X-ray tube, 23 mm of Al filtration to simulate the patient.

Confronto tra immagini da IIT e FDP



IIT = tubo intensificatore di
immagine (Image Intensifier Tube)

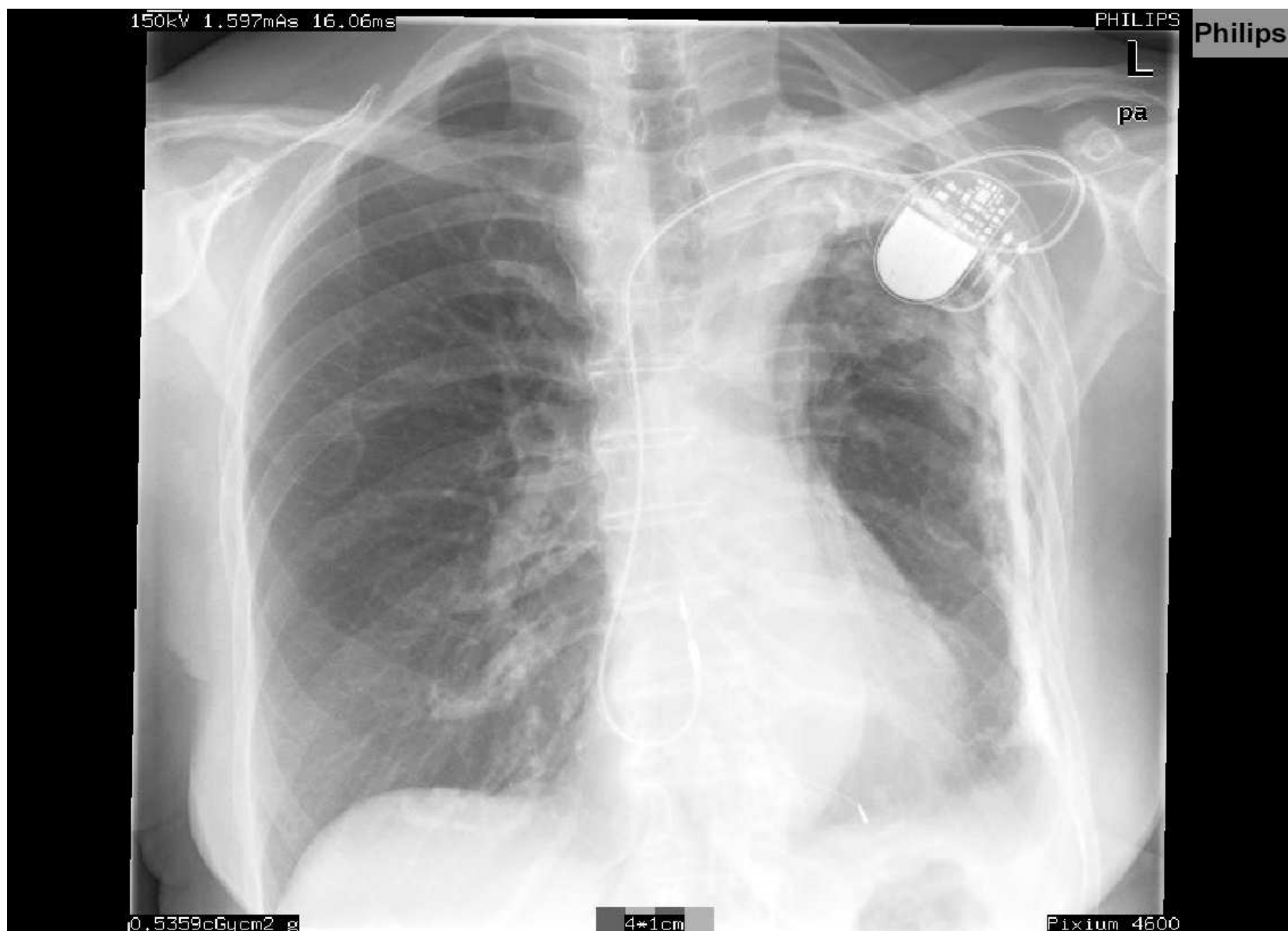
Limitazione degli FDP

- Riduzione della dimensione del pixel non di facile realizzazione
 - Segnali residui
 - Lettura incompleta (RC del TFT di switch)
 - Rilascio di cariche intrappolate nel fotodiodo o nel fotoconduttore, effetto memoria
 - Correnti di leakage
 - Difetti (differenze di pixel, guadagni, etc)
 - Rumore elettronico associato a capacità e resistenza delle linee
 - Limitata integrazione dell'elettronica dei pixel
- *Al momento il rivelatore a conversione indiretta CsI:Tl/a-Si sembra essere il miglior compromesso in termini di performance e costi*

Esempio di immagine da radiografia diretta



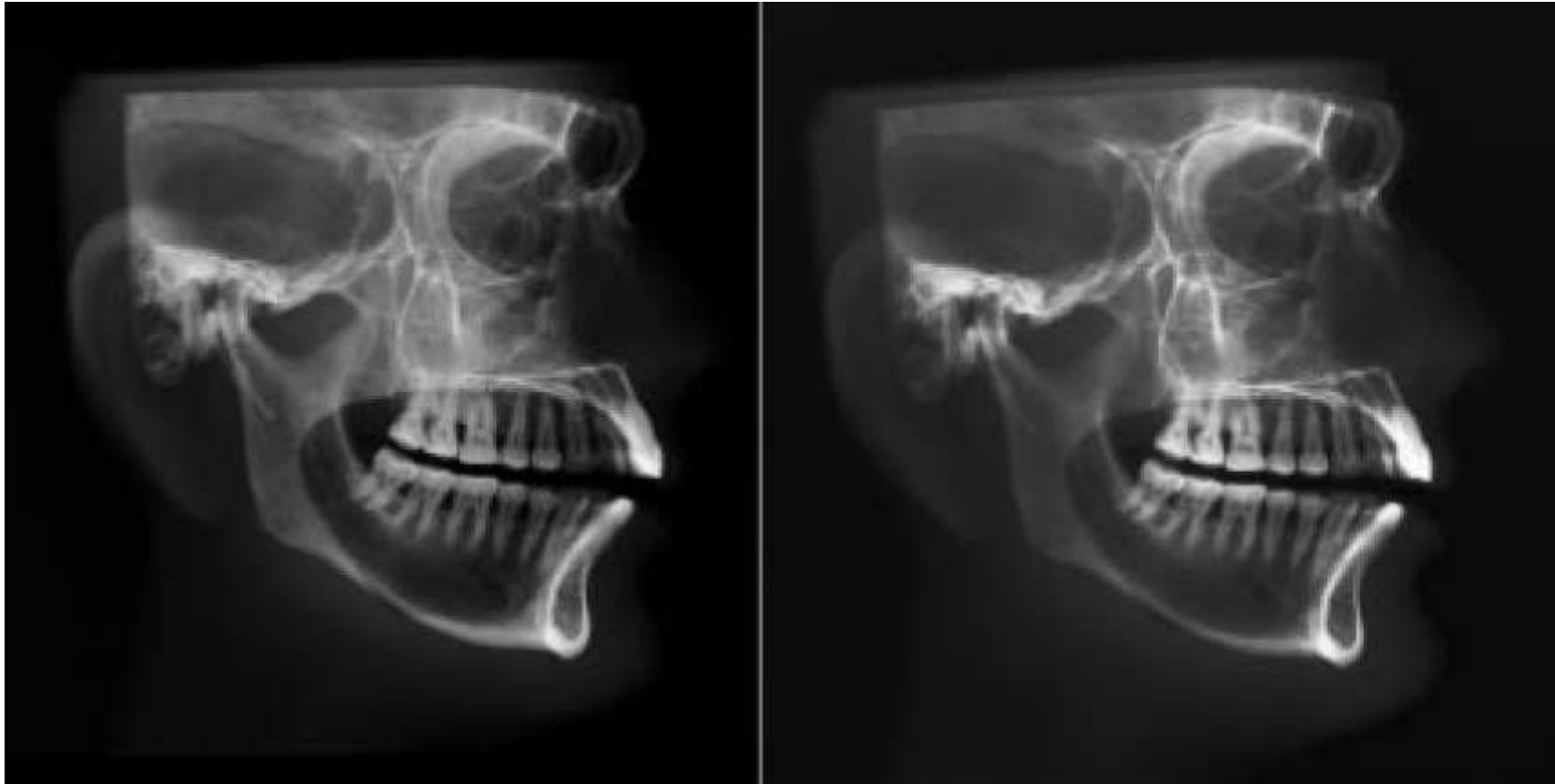
Esempio di immagine da radiografia diretta



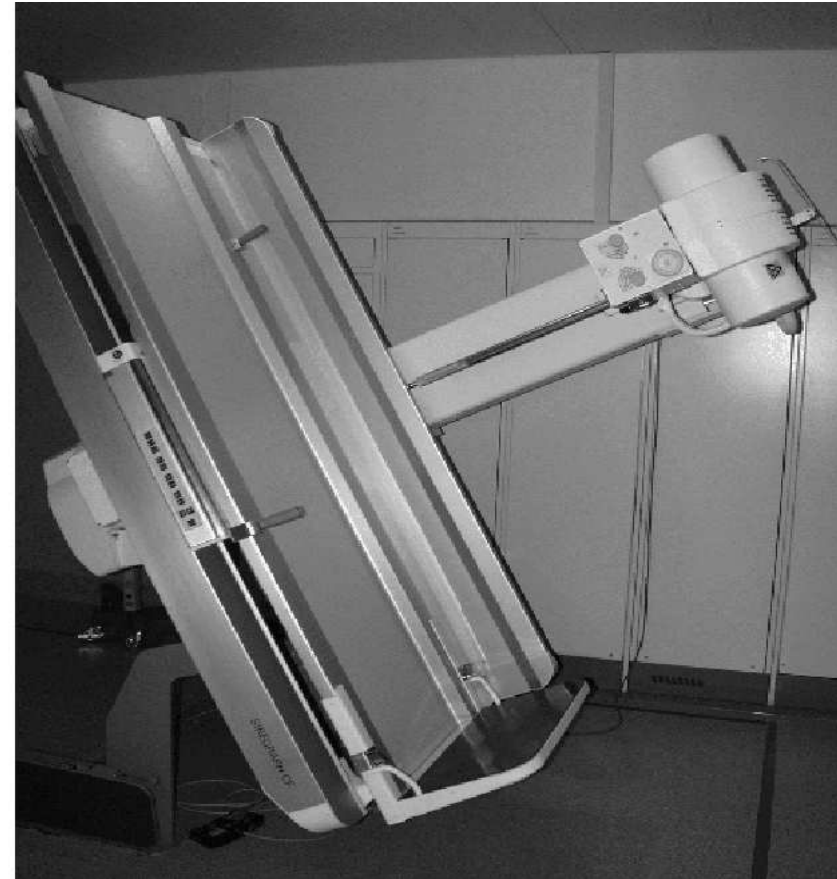
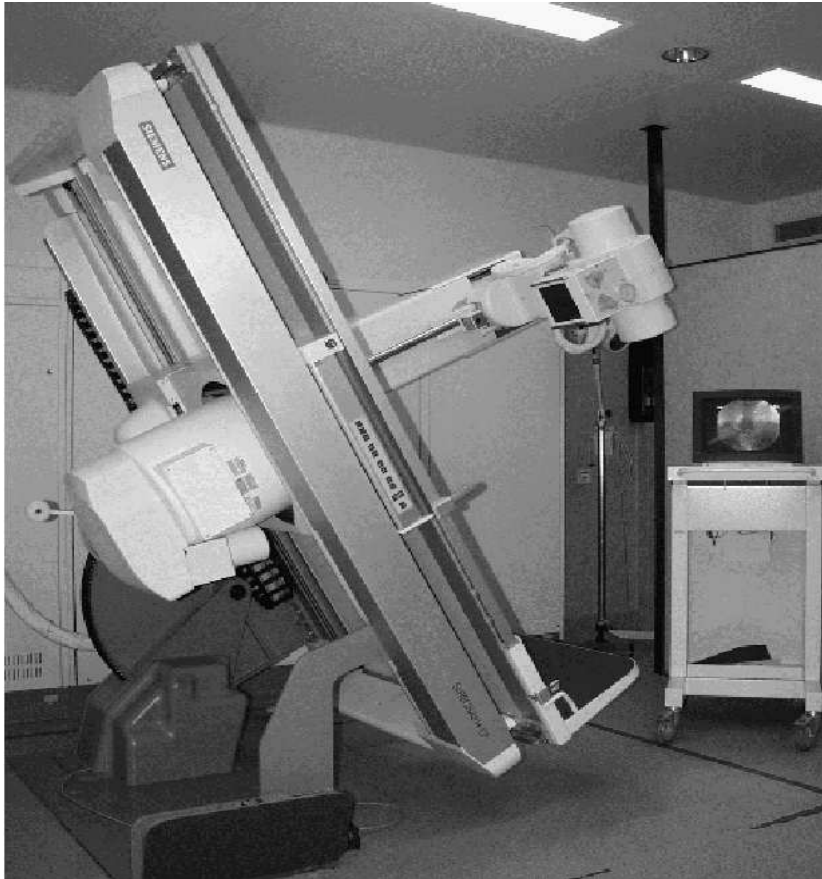
Confronto pellicola con a-Se FPD

Immagine ottenuta con un FPD a conversione diretta (a-Se)

Immagine ottenuta con un sistema schermo/pellicola

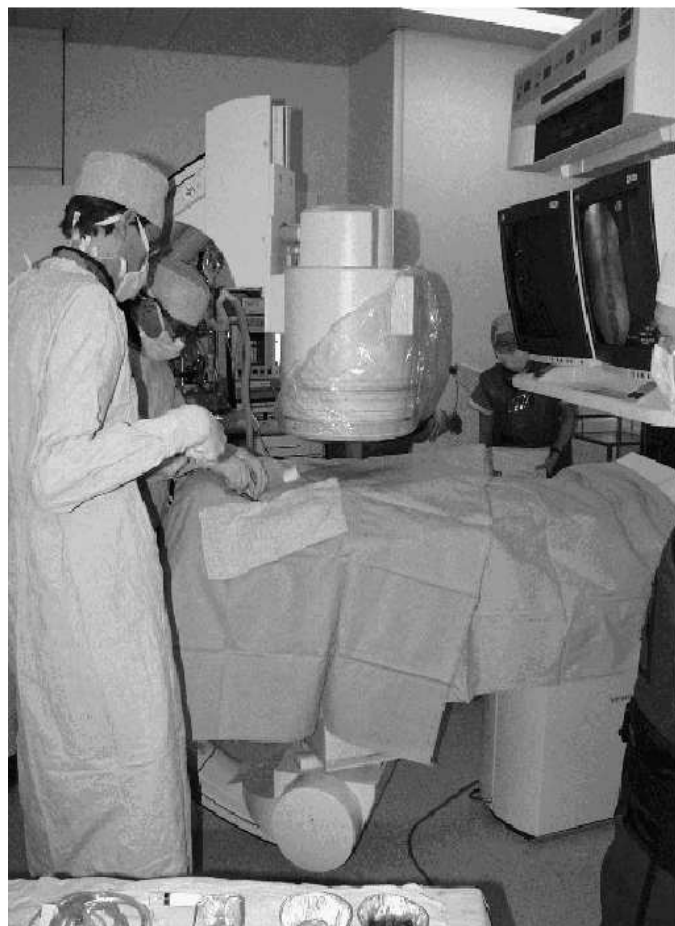


Strumenti per radiografia



Moderna camera radiografica multiuso. Il tavolo può essere inclinato in vari modi. Sono disponibili sia un un imaging plate che un intensificatore di immagini.

Strumenti per angiografia a raggi X



Moderna camera angiografica: braccio a C con intensificatore di immagini alle due estremità. Ruotando il braccio a C intorno al paziente, possono essere acquisite una serie di immagini radiografiche, che sono poi elaborate per ottenere immagini 3-D dei vasi sanguigni

Elaborazione di immagini tridimensionali

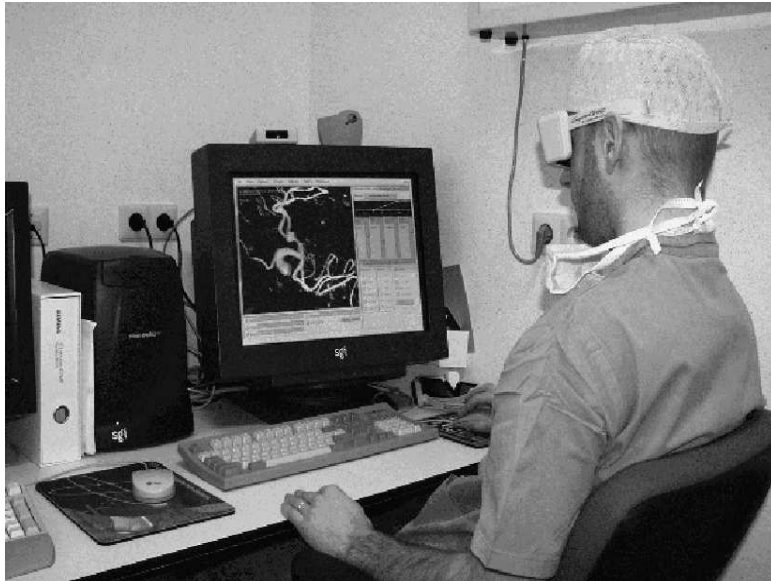
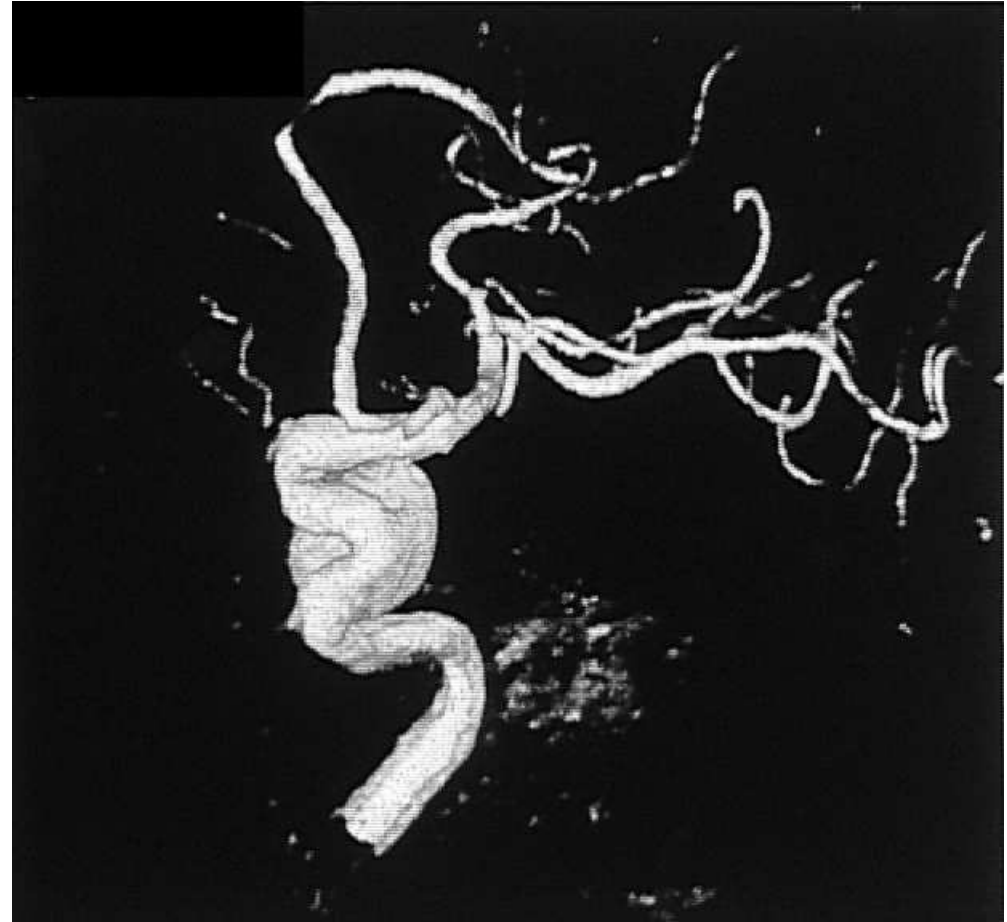


Immagine 3D di vasi sanguigni



La maggioranza degli esami radiografici sono realizzati digitalmente nei moderni ospedali

- Densità, contrasto, risoluzione, distorsione
- Rivelatori schermo/pellicola
- Intensificatori di immagine
- Radiografia digitale diretta ed indiretta
- **Usi clinici**
- Effetti biologici e sicurezza

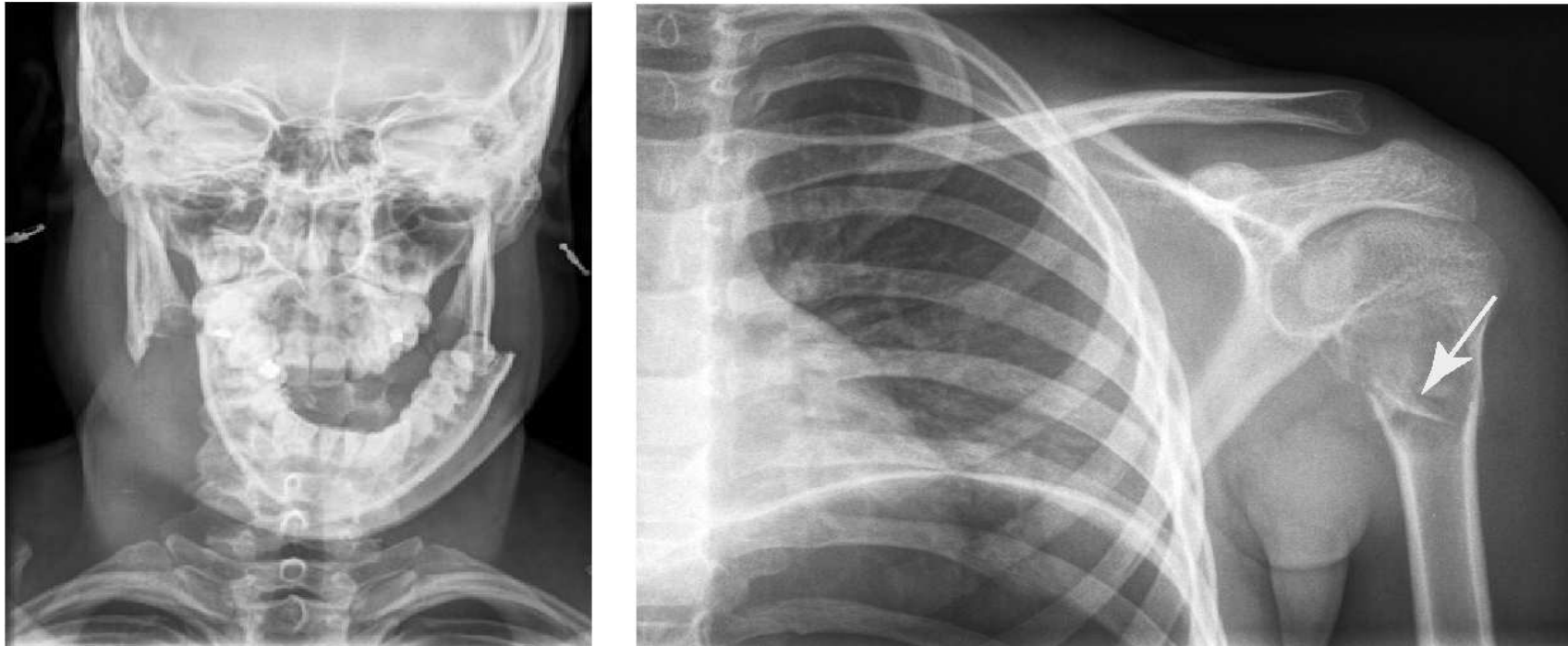
Generalità

- Le immagini a raggi X possono essere *statiche* o *dinamiche*
 - *Statiche (immagini radiografiche)*: sono realizzate con combinazioni schermo pellicola o con radiografia computerizzata, cioè con imaging plate
 - *Dinamiche (immagini fluoroscopiche)*: sono ottenute con intensificatori di immagini e sono viste in tempo reale su display

- **Immagini radiografiche**: usate per la maggior parte degli esami radiologici
 - Raggi X dello scheletro
 - Immagini del torace
 - Mammografia
 - Raggi X dentali

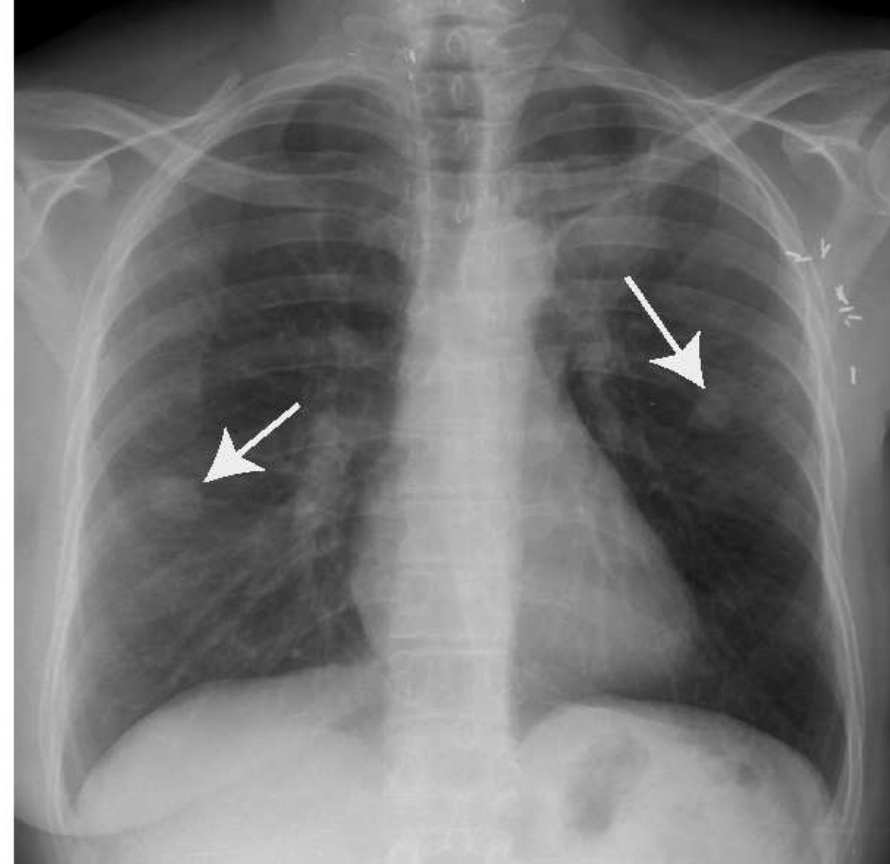
- **Immagini fluoroscopiche**: applicazioni in cui il movimento o la disponibilità istantanea è cruciale. Campo di applicazione più ristretto
 - *Fluoroscopia intra-operativa*: le immagini sono usate per guidare e verificare velocemente azioni chirurgiche, specialmente nella chirurgia delle ossa (traumatologia, ortopedia)
 - Angiografia a raggi X: immagini dei vasi sanguigni iniettati di fluido contenente iodio. Usata in diagnostica e come guida durante gli interventi chirurgici.
 - *Fluoroscopia al bario* di tratti intestinali
 - *Urografia*: immagini di reni e vescica usando un fluido contenente iodio come contrasto

Esempi di immagini radiodiagnostiche (1)



- Frattura mandibolare doppia con forte spostamento a sinistra
- Cisti dell'omero nota come "segno di foglia caduta"

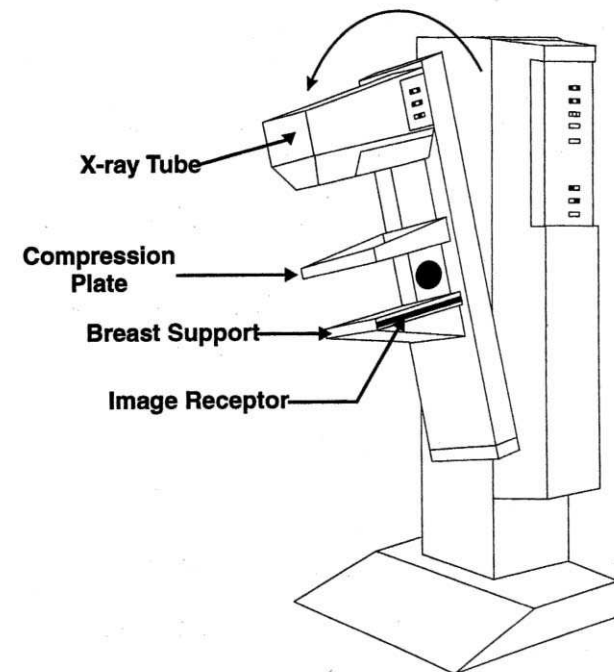
Esempi di immagini radiodiagnostiche (1)



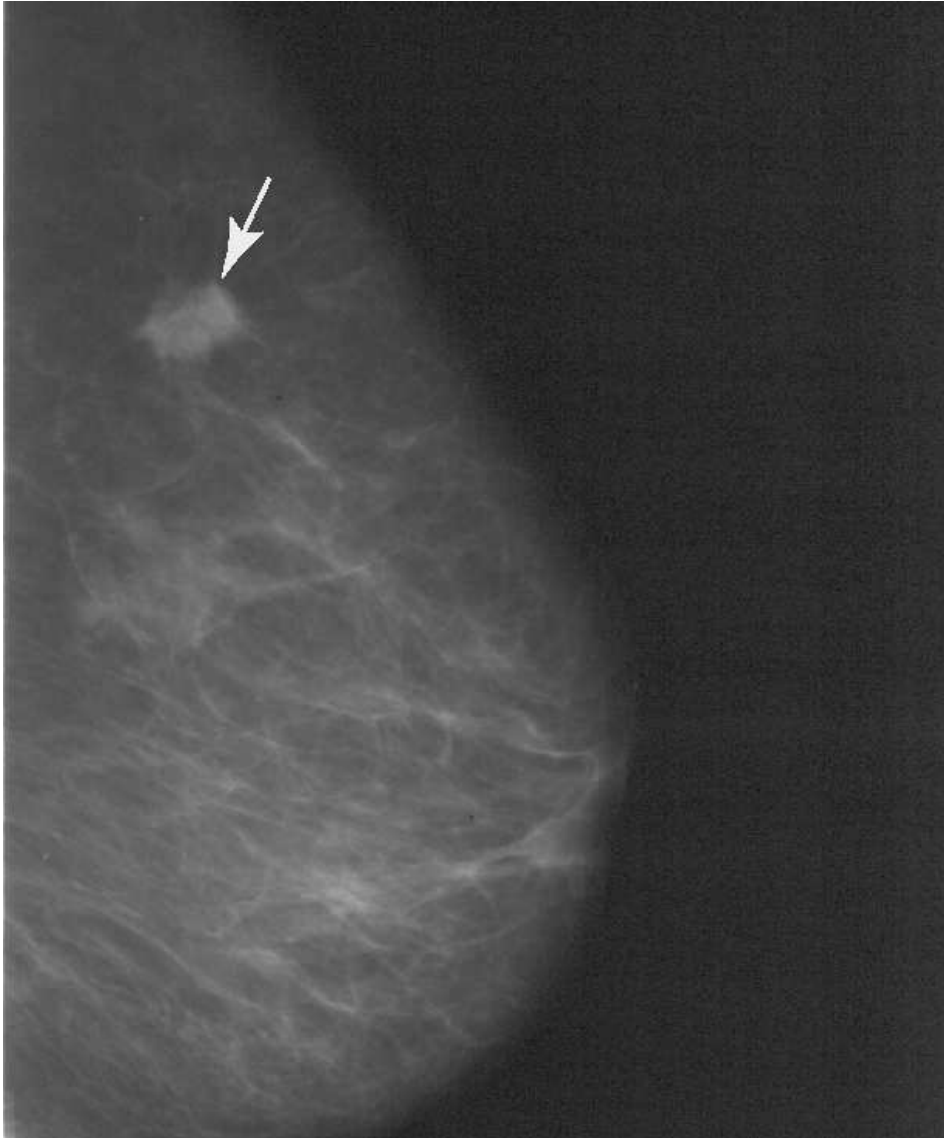
Radiografia del torace che mostra metastasi multiple polmonari.

Mammografia

- Rivelazione e diagnosi del cancro alla mammella
- Localizzazione pre-chirurgica di aree sospette
- Guida della biopsia ad aghi
- Il cancro alla mammella è rivelato in base a 4 tipi di segni sul mammogramma:
 - Morfologia caratteristica della massa tumorale
 - Presenza di depositi minerali chiamati *microcalcificazioni*
 - Distorsioni architetturali di pattern di tessuti normali
 - Asimmetria tra regioni corrispondenti di immagini della mammella destra e sinistra
- ⇒ Bisogno di immagini con buon contrasto di vari tipi di tessuti. Necessità di sorgenti di raggi X quasi puntiformi.



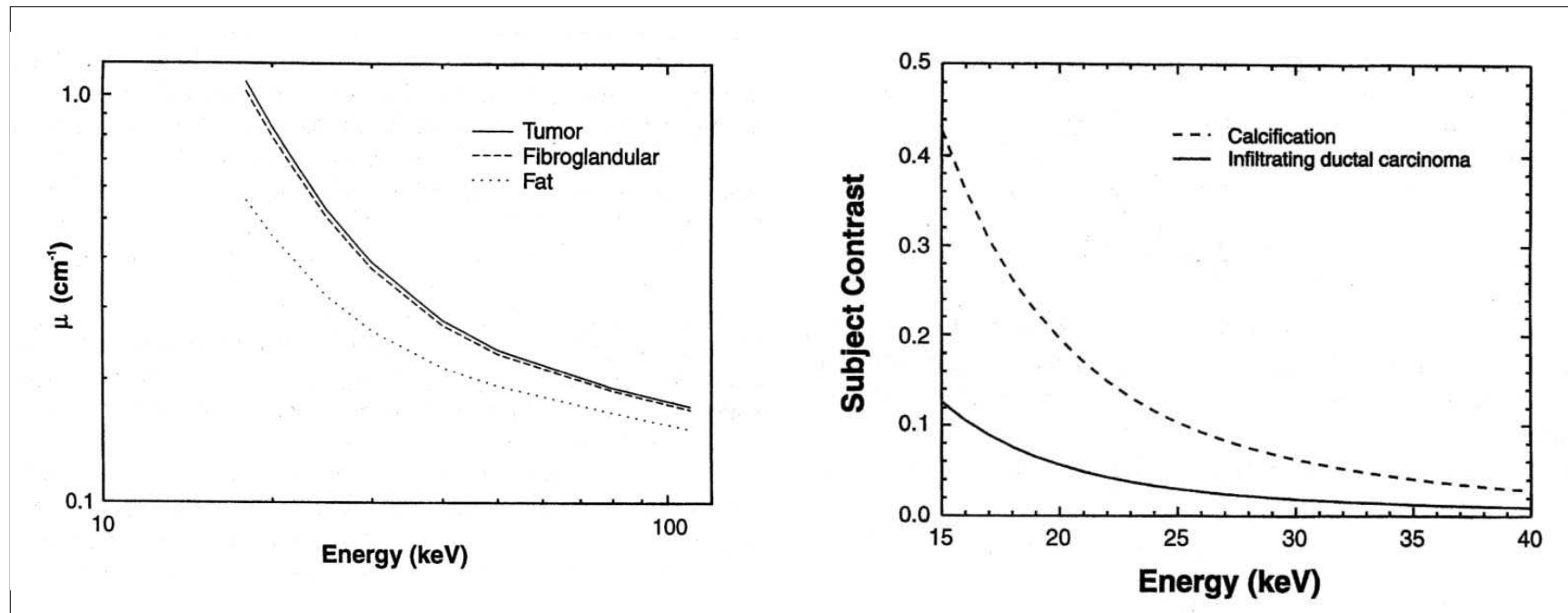
Mammografia (esempio)



Densa opacità con bordi a spigolo in una mammella, che suggerisce una lesione maligna

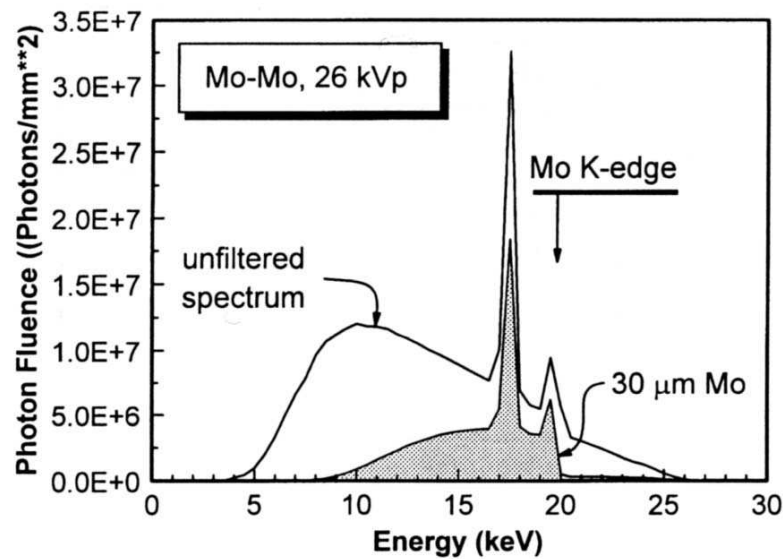
Contrasto in mammografia

- Il contrasto dell'immagine è dovuto a variazioni del coefficiente lineare di attenuazione di diversi tipi di tessuto nel seno (tessuto adiposo, fibroglandolare e tumorale)
- Il contrasto diminuisce per energie dei raggi X più elevate \Rightarrow l'optimum per la mammografia è la regione 18-23 keV, in dipendenza dallo spessore e composizione del tessuto

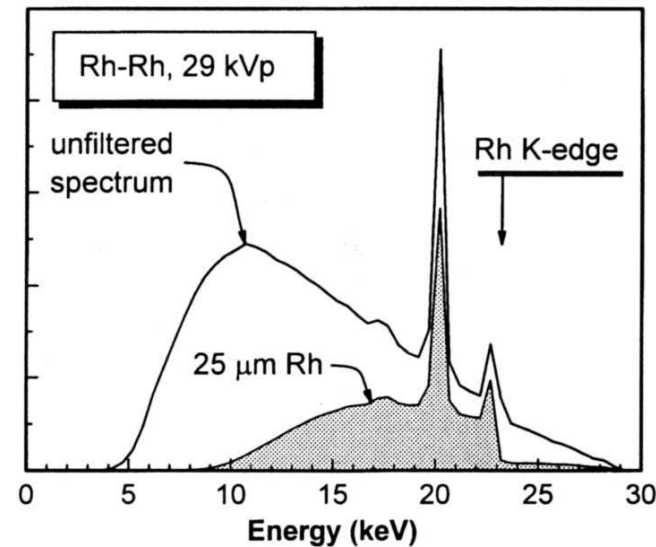


Sorgenti di raggi X per la mammografia

- Voltaggio ~ 25-30 kVp
- Materiale bersaglio Mo, Rh (picchi caratteristici)
- Filtraggio



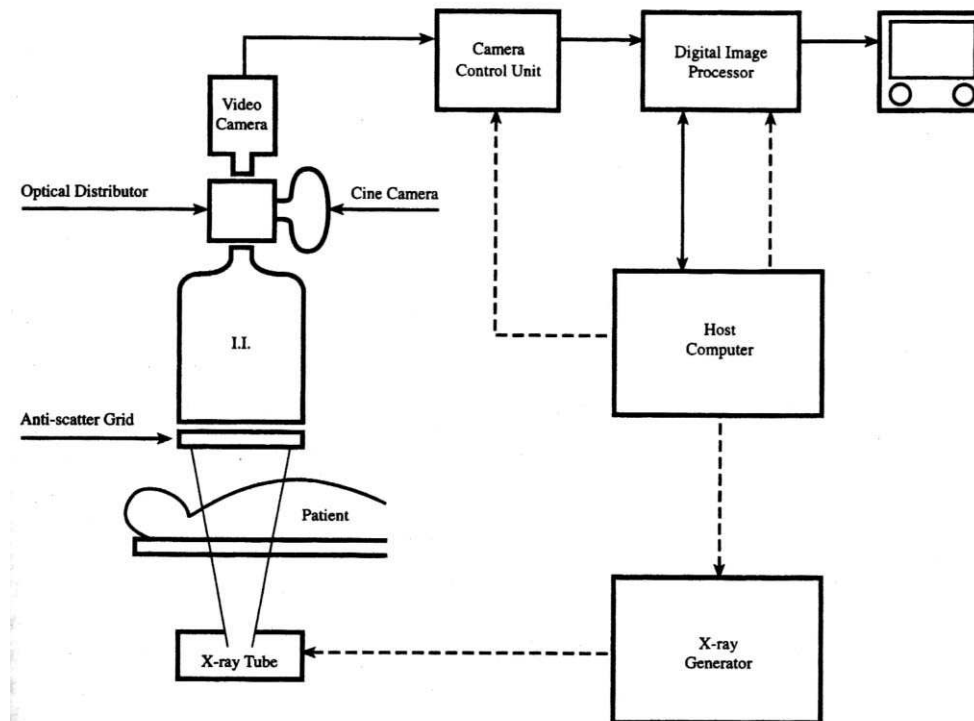
Bersagli Mo, Filtro Mo



Bersaglio Rh, Filtro Rh

Angiografia a raggi X

- Immagini del sistema circolatorio. Agente di contrasto: composto di iodio ($Z=53$); massima concentrazione di iodio $\sim 350 \text{ mg/cm}^3$
- Monitoring di manipolazioni terapeutiche
- Corti ed intensi impulsi di raggi X per produrre immagini chiare di vasi sanguigni soggetti a movimento. Durata dell'impulso: 5-10 ms per studi cardiaci ...100-200 ms per studi cerebrali



Angiografia: esempio



Angiogramma cerebrale
mostrante un aneurisma
dell'arteria cerebrale

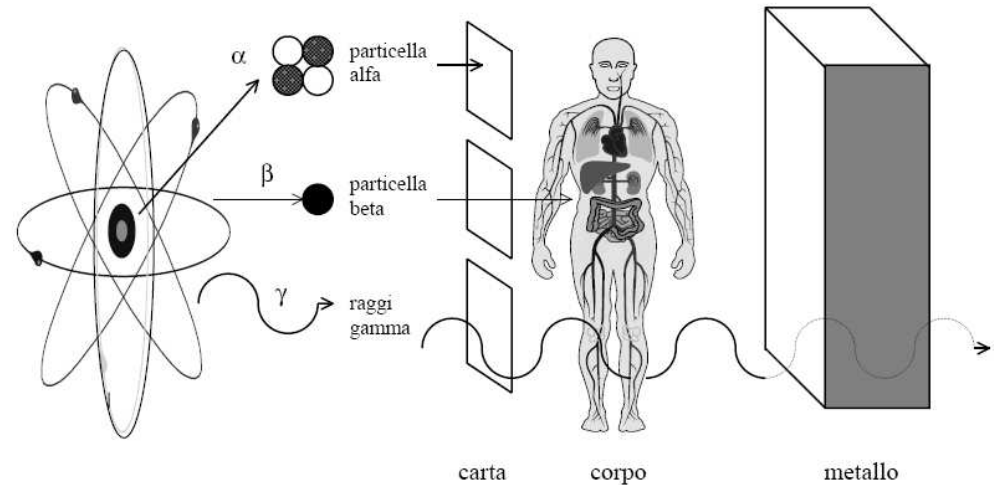
Per aumentare il contrasto dei vasi sanguigni, una sottrazione matematica viene realizzata tra immagini post e pre-contrasto, seguita da trasformazioni del livello di grigio.

E' essenziale che il paziente non si muova durante l'acquisizione delle immagini per evitare sfocature e artefatti della sottrazione

- Densità, contrasto, risoluzione, distorsione
- Rivelatori schermo/pellicola
- Intensificatori di immagine
- Radiografia digitale diretta ed indiretta
- Usi clinici
- **Effetti biologici e sicurezza**

Radiazioni ionizzanti

- Sono onde elettromagnetiche o particelle subatomiche capaci di **ionizzare** la materia, cioè di rimuovere gli elettroni dai nuclei
- Radiazioni elettromagnetiche ($m=0$, $E = h\nu$): fotoni X e fotoni γ



- Radiazioni corpuscolari ($m > 0$, $E = 1/2 mv^2$):
 α (4He , range=10 cm di aria, foglio di carta), β (e^- , e^+ range (1MeV)=4 m di aria, 4mm acqua), p protoni, n neutroni, nuclei
- Le più comuni radiazioni elettromagnetiche ionizzanti sono rappresentate dai raggi X usate nella diagnostica radiologica e nella tomografia computerizzata (TAC)
- Le radiazioni corpuscolari nel settore sanitario sono rappresentate essenzialmente dalle radiazioni beta e gamma generate dall'impiego di radionuclidi quale il tecnezio e lo iodio 131 per procedure diagnostiche e terapeutiche

Unità dosimetriche

- **Dose di esposizione E** = quantità di ionizzazione prodotta in una massa unitaria di aria.
L'unità di misura è il Roentgen R

**1 R = quantità di raggi X che producono una ionizzazione di 1 esu/cm³
(2.58 10⁻⁴ C/kg) nell'aria ad STP**

- **Dose assorbita D** = energia totale assorbita per unità di massa. Unità: Gy (o il Rad),
ignora il tipo di radiazione (1 erg = 10⁻⁷ J)

1 Gray [Gy] = 1 J/kg = 10⁴ erg/g = 100 Rad [SI units]

- **Fattore di qualità RBE (efficacia biologica relativa)**
- Il danneggiamento biologico dipende fortemente dal tipo di radiazione
 - Una dose di particelle alfa (α) produce molto più danno della stessa dose di protoni, che a loro volta producono molto più danni di una dose di raggi γ
 - La differenza sta nel diverso **trasferimento lineare di energia (LET)**, cioè l'energia depositata per unità di lunghezza
 - Più ionizzante è la particella maggiore è la concentrazione di molecole ionizzate o eccitate lungo il suo cammino e maggiore è il danno biologico locale.
- **Fattore di qualità FQ**, misura dell'efficacia biologica relativa (RBE) della radiazione, è associato a ciascun tipo di radiazione

Dose equivalente e dose efficace

➤ Dose equivalente $H = FQ \cdot D$ (fattore di qualità x dose assorbita)

- tiene conto del danneggiamento relativo di diversi tipi di radiazione. Si misura in sievert, vecchia unità il rem = roentgen man equivalent)

$$1 \text{ Sv} = \text{fattore di qualità} \times 1 \text{ Gray} = 100 \text{ Rem}$$

$$1 \text{ Rem} = \text{fattore di qualità} \times 1 \text{ rad} = 0.01 \text{ Sievert (Sv)}$$

- E' indipendente dal tipo di radiazione: 1 rem di particelle α produce approssimativamente lo stesso effetto di un rem di raggi γ
- La dose equivalente è l'unità più usata, ma non è misurabile, mentre la dose assorbita lo è.

➤ Dose efficace $E = \sum w \cdot H$ (media pesata della dose equivalente)

- Il danno indotto dalla radiazione dipende anche dall'organo irradiato; gli effetti stocastici (rischio di cancro o di disordini genetici) a parità di dose equivalente dipende dall'organo
- Fattori di ponderazione dei tessuti (W_i) sono stati quindi introdotti
- La dose efficace per organo, anche essa espressa in Sv, è ottenuta moltiplicando la dose equivalente per quell'organo per il fattore di peso di esso ($E = W \cdot H$)
- La dose efficace per il paziente è la somma delle dosi efficaci per tutti gli organi

$$E_{\text{organo}} = W_{\text{organo}} \cdot H \quad E_{\text{paziente}} = \sum_i W_i \cdot H_i \quad \sum_i W_i = 1$$

- Una dose uniforme su tutto il corpo dà una dose efficace uguale alla dose equivalente

Misura della dose

- Per misurare la dose assorbita, utilizzando la definizione, occorre misurare un'energia. Un modo è una *misura calorimetrica* nella quale il rate di aumento della temperatura in un campione assorbitore è usato per calcolare il rate di deposizione di energia per unità di massa
- Gli effetti termici creati da dosi anche molto alte sono estremamente piccoli, pertanto *la dose viene misurata con metodi indiretti*
- Metodi indiretti: *misure di ionizzazione in condizioni appropriate*, utilizzando camere ad ionizzazione riempite di gas
- La tecnica è basata sull'applicazione del *principio di Bragg-Gray*: La dose assorbita D in un dato materiale può essere dedotta dalla ionizzazione prodotta in una piccola cavità riempita di gas con la formula

$$D = w \cdot S \cdot N$$

dove: w = energia media persa per coppia di ioni formata nel gas
 S = stopping power del materiale relativa a quella del gas
 N = numero di coppie di ioni per unità di massa formate nel gas

- La cavità deve essere piccola rispetto al range delle particelle cariche primarie o secondarie associate con la radiazione in modo che la sua presenza non influenzi significativamente il flusso di particelle

Fattori di ponderazione della radiazione e dei tessuti/organi

Tabella 4: fattore di ponderazione w_R

Radiazione	Energia	w_R
Fotoni	tutte le energie	1
Elettroni e muoni	tutte le energie	1
Neutroni	< 10 keV	5
"	10 - 100 keV	10
"	100 keV - 2 MeV	20
"	2 - 20 MeV	10
"	> 20 MeV	5
Protoni (escluso rinculo)	> 2 MeV	5
alfa, frammenti di fissione, nuclei pesanti	tutte	20

LET in acqua (keV/ μ m)	Fattore di qualità w_R (oppure QF)
3.5 o meno	1
7.0	2
23	5
53	10
175	20

Tabella 5: fattori di ponderazione dei vari tessuti o organi

Organo o tessuto	Fattore di ponderazione w_T
Gonadi	0,20
Midollo osseo (rosso)	0,12
Colon	0,12
Polmone (vie respiratorie toraciche)	0,12
Stomaco	0,12
Vescica	0,05
Mammelle	0,05
Fegato	0,05
Esofago	0,05
Tiroide	0,05
Pelle	0,01
Superficie ossea	0,01
Rimanti organi o tessuti	0,05

Esempio: dose efficace

Supponiamo di irraggiare solo la tiroide con una data dose.

Il fattore di ponderazione per la tiroide è 0.05.

Se H_{tiroide} è la dose equivalente sulla tiroide, la dose efficace della tiroide è

$$E_{\text{tiroide}} = H_{\text{tiroide}} \cdot W_{\text{tiroide}}$$

Ci chiediamo qual è la dose equivalente sulla tiroide che causa lo stesso rischio di una dose uniforme di 1 mSv sull'intero corpo.

Se la dose equivalente al paziente è $H_{\text{paziente}} = E_{\text{paziente}} = 1 \text{ mSv}$ (per irradiazione uniforme di tutto il corpo, dose equivalente=dose efficace), per ottenere lo stesso effetto biologico con irradiazione della sola tiroide, occorre una dose

$$H_{\text{tiroide}} = E_{\text{tiroide}} / W_{\text{tiroide}} = 1 \text{ mSv} / 0.05 = 20 \text{ mSv}$$

Dosi di esami radiologici

- Non esiste un livello di radiazione (soglia), al di sotto del quale si è sicuri
- Effetto cumulativo, parametro critico dose cumulativa. Tempo di esposizione importante: una data dose è meno dannosa se divisa nel tempo.

- Esempi di **dosi efficaci** per raggi x

- dentali: 0.01-0.02 mSv
- al torace: 0.01-0.05 mSv
- al cranio: 0.1-0.2 mSv
- pelvi: 0.7-1.4 mSv
- spina lombare: 1.3-2.7 mSv

*Molti esami richiedono
però più di una
esposizione!*

- mammografia, per una immagine 1.0-2.0 mSv
- Fluoroscopia: dose efficace da 10 a 100 volte maggiore (diagnosi o intervento)
es. angiografia addominale 8.2 mSv, nefrostomia 13.6 mSv, drenaggio biliare 38.2 mSv
- Dose equivalente dovuta a sorgenti naturali: 2.4 mSv/anno

Dosi di esami radiologici e rischi: esempio

Tab. 5 Esempio di stima di rischio per donna adulta sottoposta ad esame radiologico della colonna

Dati tecnici esame: Donna adulta - spessore 30 cm - Esame alla colonna - tratto lombosacrale - proiezione AP
 Pellicola: 35.6 x 43.2 cm² - Tensione 80 KV trifase - 40 mAs Filtrazione: 2.5 mm Al - HVL: 2.70 mm Al - Kerma in
 aria al SSD: 8.625 mGy

Organo	dose (mSv)	fattore di rischio (Sv ⁻¹)	tipo di danno	probabilità di danno
Tiroide	0.000	8 x 10 ⁻⁴	cancro	-
Polmoni	0.126	85 x 10 ⁻⁴	cancro	1.07 x 10 ⁻⁶
Midollo	0.386	50 x 10 ⁻⁴	cancro	1.93 x 10 ⁻⁶
Ovaie	2.230	10 x 10 ⁻⁴	cancro	2.23 x 10 ⁻⁶
Torace	0.000	20 x 10 ⁻⁴	cancro	-
Utero (embrione)	2.886	40 x 10 ⁻⁴	deficit mentale	11.54 x 10 ⁻⁶
Totale corpo	0.945	500 x 10 ⁻⁴	cancro	47.25 x 10 ⁻⁶
“	“	100 x 10 ⁻⁴	malattie ereditarie	9.45 x 10 ⁻⁶

Dose media dovuta alle sorgenti naturali

<i>Sorgente</i>	<i>Dose efficace annuale media della popolazione mondiale (mSv)</i>	<i>Range tipico (mSv)</i>
Esposizione esterna		
Raggi cosmici	0.4	0.3 – 1.0 ^a
Radiazione gamma terrestre	0.5	0.3 – 0.6 ^b
Esposizione interna		
Inalazione (principalmente radon)	1.2	0.2 – 10 ^c
Ingestione	0.3	0.2 – 0.8 ^d
TOTALE	2.4	1 – 10

a. Range tipico dal livello del mare fino ad alta quota

b. In funzione della composizione in radionuclidi del suolo e dei materiali da costruzione

c. In funzione dell'accumulo indoor di radon

d. In funzione della composizione in radionuclidi di cibi ed acqua potabile

- Radioattività naturale: componente di **origine terrestre**, componente di **origine cosmica**
- Radionuclidi primordiali presenti nei materiali della crosta terrestre fin dalla sua formazione: K-40, Rb-87, U-238, Th-232
- Nell'aria la radiazione naturale è dovuta principalmente al radon ed al toron, gas 7.5 volte più pesanti dell'aria appartenenti alle famiglie dell'uranio e del torio
- Tra i materiali da costruzione quelli più radioattivi sono: il granito, la pietra pomice, il fosfato di gesso, il tufo e la pozzolana, ma la principale sorgente di radon rimane il terreno sottostante le case.
- Il valor medio della concentrazione di radon nelle case italiane è di 77 Bq/mc che corrisponde ad una dose efficace di circa 1.2 mSv/anno.
- Anche le acque contengono quantità di radioattività, dovuta alle piogge ed alle acque di drenaggio; particolarmente radioattive sono le acque sulfuree
- Attraverso la catena alimentare entrano nel corpo sostanze radioattive come K-40, Ra-226, Ra-228, C-14
- Sulla superficie terrestre i raggi cosmici sono principalmente mesoni, elettroni, fotoni, protoni e neutroni

Limiti annuali di dose (DL241/2000)

- Limiti della International Commission on Radiological Protection (ICRP)
 - Indicazioni, ogni paese sceglie i propri limiti;
 - Massima dose efficace, in aggiunta alla dose naturale:
 - individui esposti per lavoro: 20 mSv/anno
 - pubblico: 1 mSv/anno (se non strettamente necessario)
 - Dose totale su lunghi periodi, **MDP massima dose permessa**, oltre a quella naturale,

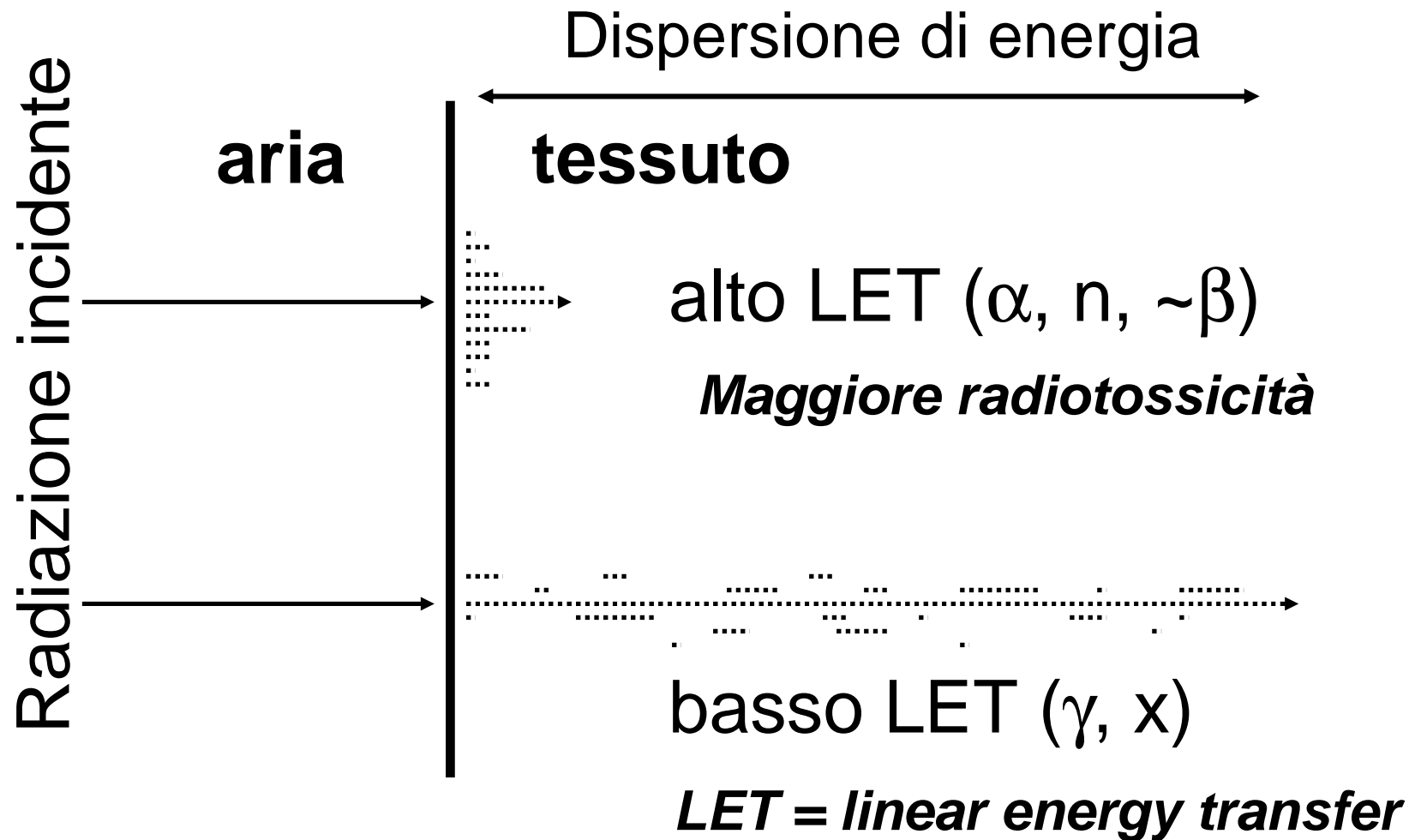
$MDP = (N-18) \times 0.05 \text{ Sv}$

H=dose equival. per organo/tessuto, E=dose efficace

	Lavoratori (mSv)	Popolazione (mSv)
E globale	20	1
H cristallino	150	15
H pelle o estremità	500	50

- Principio di giustificazione: un'attività con rischio da radiazioni ionizzanti è giustificata solo se necessaria e non sostituibile con altre meno rischiose
- Principio di ottimizzazione: le dosi derivanti dalle attività con rischio da radiazioni ionizzanti, per i lavoratori e gli individui della popolazione, devono essere tanto più basse quanto ragionevolmente ottenibili, tenuto conto dei fattori economici e sociali

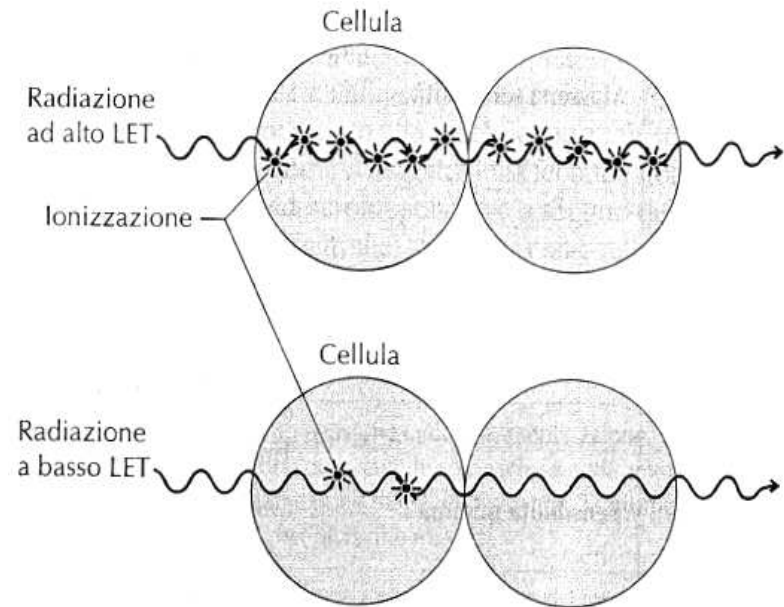
Eventi da irradiazione



Il LET (*linear energy transfer*), espresso in keV/ μm , è una misura del trasferimento di energia al tessuto. Una radiazione ad alto LET cede notevoli quantità di energia in un breve percorso.

Linear Energy Transfer LET

- I raggi X liberano energia nei tessuti attraversati, provocando *ionizzazione*, e causano danno nelle cellule.
- Radiazioni ad alto LET presentano un maggiore effetto biologico, ma minima capacità di penetrare i tessuti poiché perdono la loro energia in distanze ridotte.
- Radiazioni ad alto LET provocano diverse ionizzazioni all'interno di una singola cellula, e possono determinare un danno notevole. Sembra che siano necessarie almeno 2 o 3 ionizzazioni all'interno di uno stesso nucleo cellulare per determinare un effetto biologico.

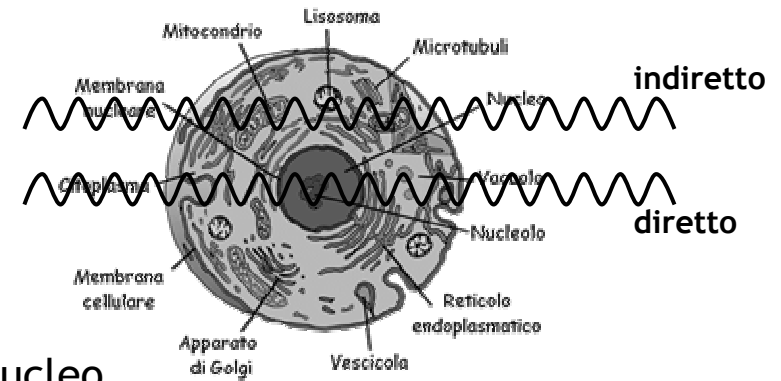


- Le ionizzazioni di radiazioni a basso LET si distribuiscono su molte cellule e quindi non determinano danni significativi
- Le *particelle α , β ed i protoni sono radiazioni ad elevato LET*, cioè presentano valori nel range **10-200 keV/ μ m** per percorsi di alcuni millimetri di tessuto
- I *raggi X e γ sono radiazioni a basso LET*, con valori oscillanti tra **0.2 e 3 keV/mm** per percorsi di molti centimetri di tessuto

Tipi di danno cellulare

➤ Danni di tipo diretto ed indiretto

- *Tipo diretto*
la radiazione danneggia il nucleo cellulare
- *Tipo indiretto*
la radiazione deposita energia all'esterno del nucleo

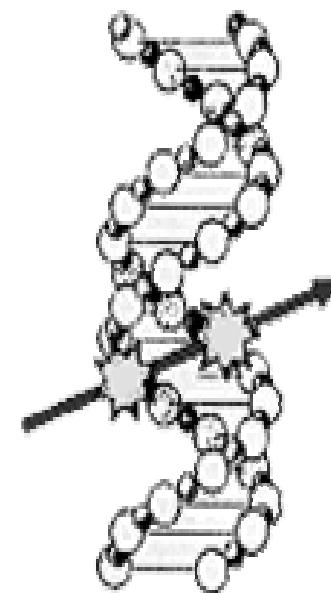
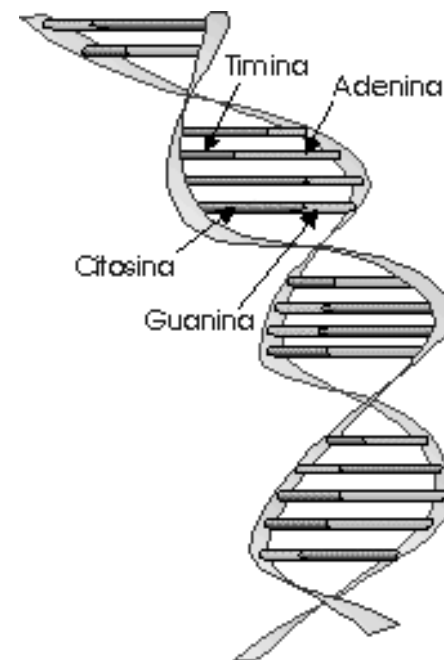


➤ Con tali danni

- la cellula può essere uccisa
 - la cellula può perdere la capacità di dividersi
 - la cellula si può dividere in modo incontrollato
 - la cellula può essere in grado di auto-ripararsi
- La possibilità di riparazione della cellula dipende
- Numero di ionizzazioni e dall'intervallo di tempo in cui sono avvenute
 - A parità di dose, esposizioni avvenute nell'arco di mesi o anni presentano effetti pari a circa metà di quelli da esposizioni di breve durata e ravvicinate
- **La cellula riparata continua a funzionare normalmente o si trasforma in una cellula anomala, e potrebbe diventare neoplastica (tumore) o trasmettere il difetto alle generazioni future**

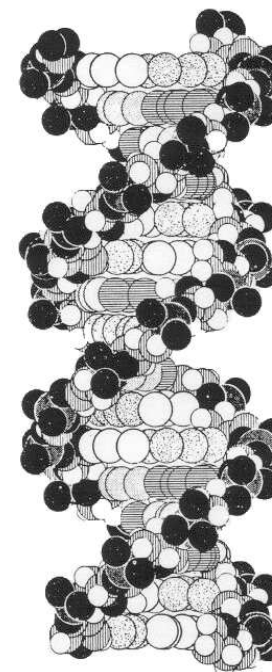
Effetti diretti

- L'effetto diretto si deve a radiazioni ionizzanti che depositano la propria energia entro il nucleo e rompono i legami molecolari del DNA
- Non è l'effetto dominante: la maggior parte dei danni cellulari da radiazione è costituita dagli effetti indiretti
- Le radiazioni a LET elevato hanno maggiore probabilità di provocare effetti di tipo diretto
- Radiazioni ad alto LET, se colpiscono il nucleo, danneggiano molte molecole di DNA, e la cellula perde di conseguenza la sua capacità di ripararsi
- Gli effetti diretti molto spesso determinano la morte della cellula

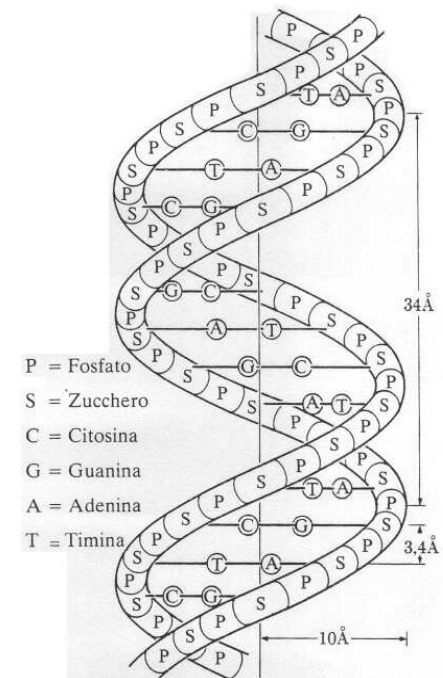
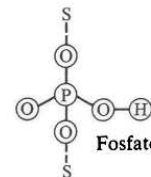
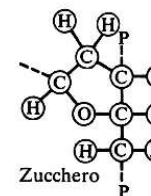


DNA

- Il DNA (acido deossiribonucleico) è uno dei due acidi nucleici coinvolti nella composizione dei cromosomi.
- E' composto da due eliche antiparallele, costituite da una sequenza di gruppi di zucchero (S) e fosfato (P)
- Le due eliche sono legate l'un l'altra da coppie di basi mediante ponti ad idrogeno
- Una coppia è formata da due sostanze chiamate adenina e timina (A-T), l'altra da citosina e guanina (C-G)
- Queste coppie fondamentali sono come i pioli di una scala, ogni piolo è lungo circa 11 A. Il passo di ogni elica è di circa 34 A ed il suo diametro complessivo è circa 18 A (1 A = 10^{-10} m)
- Il DNA fornisce informazioni genetiche. Il codice genetico della molecola di DNA dipende dalla sequenza o dall'ordine di ciascuna coppia fondamentale

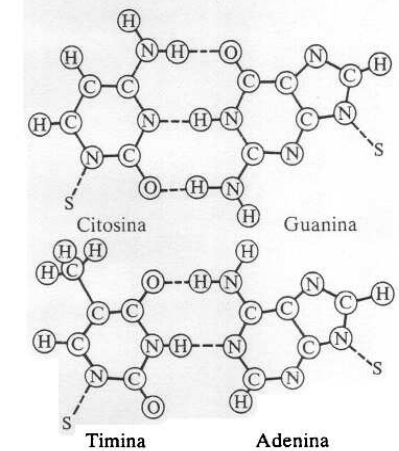


(a)



(b)

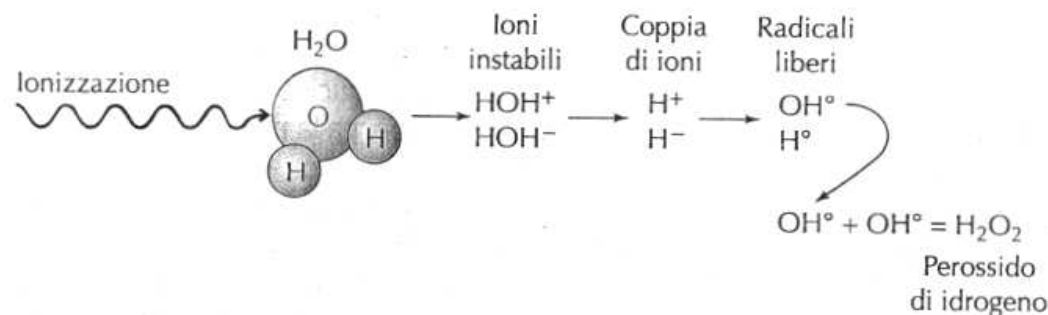
P = Fosfato
S = Zucchero
C = Citosina
G = Guanina
A = Adenina
T = Timina



(c)

Effetti indiretti

- Nel processo indiretto, le radiazioni sono in grado di danneggiare la cellula producendo all'interno del ***citoplasma*** prodotti tossici intermedi che interagiscono col DNA nucleare



- Il principale prodotto tossico è quello imputabile alla ***radiolisi dell'acqua***

- Molecole dell'acqua scomposte in ***radicali liberi*** che presentano una notevole reattività chimica
- Esempi di radicali: H₂O⁺, H₂O⁻, H^{*}, OH^{*}, H⁺, OH⁻, e⁻
- *I radicali liberi possono rompere i legami del DNA; hanno vita molto breve ma sufficiente a raggiungere il nucleo e a danneggiare le molecole di DNA*
- *I radicali liberi possono anche combinarsi e formare perossido di idrogeno, H₂O₂, tossico per la cellula.*

- I radicali liberi vengono prodotti in maniera più abbondante in presenza di ossigeno. **L'ossigeno è un agente radiosensibilizzante.** Il citoplasma, composto principalmente di acqua, è riserva abbondante di ossigeno.
- Le cellule presenti all'interno di tessuti dotati di scarsa irrorazione sono più resistenti alle radiazioni perché hanno un minore apporto di ossigeno. Molti tumori sono radioresistenti perché non hanno un adeguato supporto ematico.

Radiosensibilità delle cellule

➤ **Legge di Bergonie e Tribondeau:**

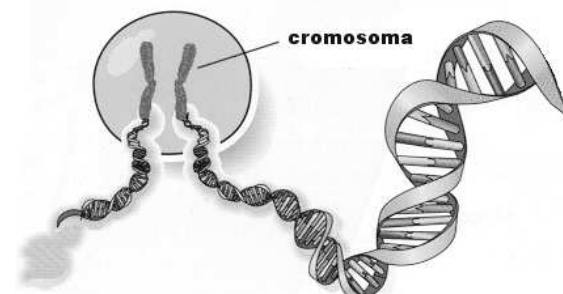
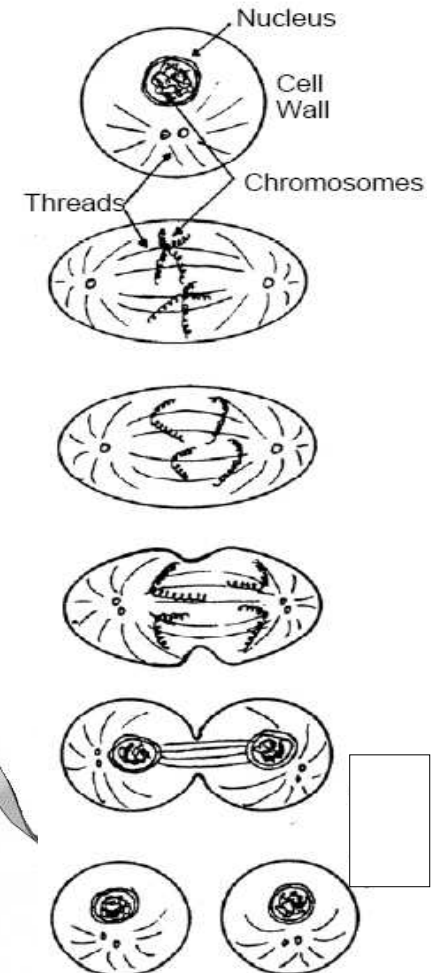
“la radiosensibilità di un tessuto è direttamente proporzionale all’attività mitotica ed inversamente proporzionale al grado di differenziazione delle sue cellule”

1. le cellule giovani o immature sono maggiormente radiosensibili; le cellule mature sono meno radiosensibili
2. Le cellule in rapida divisione sono maggiormente radiosensibili
3. Le cellule in rapida crescita sono maggiormente radiosensibili

- Il feto che contiene cellule giovani ed immature è molto sensibile alle radiazioni
- Le cellule nervose dell’encefalo e del midollo spinale sono più resistenti, perché una volta che si sono sviluppate non subiscono più divisioni cellulari
- I linfociti e le cellule delle gonadi sono maggiormente radiosensibili perché vanno incontro a divisioni cellulari rapide e sono in costante evoluzione

Fasi del ciclo cellulare

- M Mitosi (cellule somatiche)
Meiosi (cellule genetiche)
- G1 Fase precedente alla sintesi di DNA, crescita della cellula
- S sintesi del DNA
- G2 Fase di crescita della cellula a seguito della sintesi di DNA



Sensibilità alle radiazioni di alcune cellule tessuti ed organi

Massima sensibilità	Linfociti
	Gonadi
	Spermatogoni
	Ovogoni
	Tessuti emopoietici/eritroblasti
Media sensibilità	Intestino/cellule delle cripte intestinali
	Osso/osteoblasti
	Cute/cellule epiteliali
	Cristallino/cornea
	Tiroide
Minima sensibilità	Cellule muscolari
	Cellule nervose
	Midollo spinale
	Encefalo

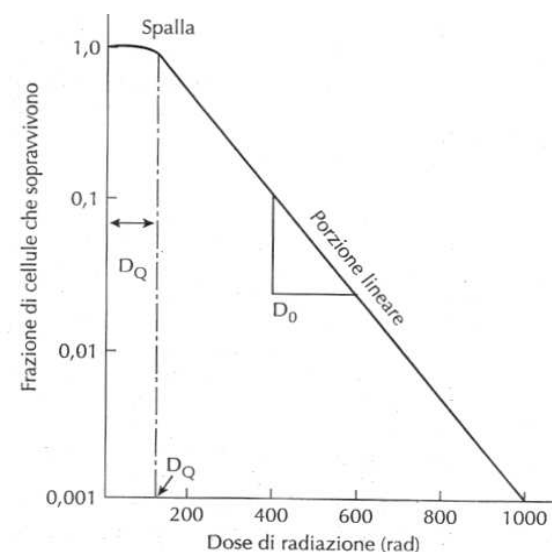
Curva di sopravvivenza cellulare

➤ Il numero di cellule che sopravvivono in seguito ad una esposizione a radiazione dipende dalla **dose assorbita**

➤ *Curva di sopravvivenza cellulare:*

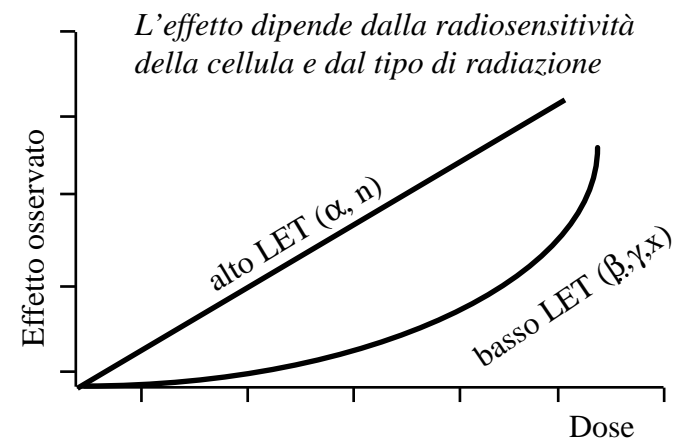
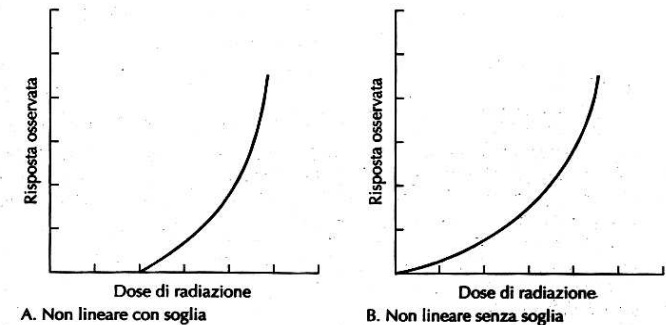
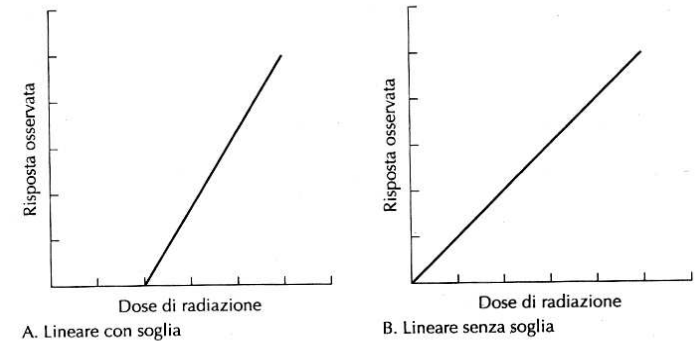
rappresentazione grafica della frazione di cellule che sopravvivono in funzione della dose

- La spalla, **regione S**, indica la quantità di riparazione cellulare
- **D_Q = dose soglia**
Dose al di sotto della quale le cellule hanno capacità di riparare il danno. Radiazioni ad elevato LET determinano curve di sopravvivenza cellulare, quasi prive della regione S e con basso D_Q
- Nella **regione lineare L** la sopravvivenza cellulare è inversamente proporzionale alla dose
- **D_0 = dose letale media**
dose necessaria per ridurre la popolazione di cellule che sopravvive ad un valore pari al 37%
- Cellule differenti presentano diversi valori di D_Q e D_0



Modello dose/risposta

- La curva dose/risposta rappresenta la relazione esistente tra dose di radiazione ed effetti biologici
- Dati biologici relativi alle cellule umane sono disponibili soltanto per dosi di radiazioni maggiori di 1 Gy. Questi dati possono essere estrapolati per comprendere gli effetti per piccole dosi, come qualche mGy usato per la radiografia diagnostica
- Si usano due modelli: quello *lineare* e quello non *lineare*. Entrambi questi modelli possono presentare una soglia.
- **Dose di soglia:** dose minima al di sopra della quale è evidente un effetto biologico
- *Si ritiene che i raggi X usati in diagnostica seguano una risposta di tipo lineare non a soglia.*



Effetti della radiazione

- I danni prodotti dalla radiazione si dividono in
 - **Somatici**: riguardano solo l'individuo irraggiato
 - **Genetici o ereditari**: interessano anche le generazioni future

- Altro tipo di classificazione:
 - **Deterministici**
 - si hanno per dosi elevate, maggiori di 1 Gy
 - è possibile individuare un nesso causale tra la dose assorbita e l'effetto
 - esiste una soglia al di sopra della quale si manifesta l'effetto

 - **Stocastici o probabilistici**
 - si hanno per dosi inferiori alle soglie degli effetti deterministici
 - la probabilità di comparsa di un effetto è correlabile con la dose ricevuta soltanto sulla base di considerazioni statistiche
 - non esiste soglia
 - l'esposizione aumenta la **probabilità** di comparsa del danno, non l'**entità** del danno stesso
 - l'entità del danno è indipendente dalla dose ricevuta e le caratteristiche del danno sono identiche alle malattie di origine "naturale"

Effetti deterministici

- L'esposizione ad alte dosi (>1 Gy), sia per irradiazione esterna che interna, determina l'insorgenza di diverse sindromi in rapporto all'entità della dose ricevuta (vedi seguito)
- Effetti sulle gonadi
 - 1-2 Gy sulle ovaie determinano sterilità temporanea e assenza di mestruazioni per 1-3 anni; 4 Gy: sterilità permanente
 - 0.1 Gy: oligospermia; 2.5 Gy sterilità per 2-3 anni; 4-6 Gy sterilità permanente
- Effetti sulla cute
 - Sede principale del danno è lo strato germinale dell'epidermide
 - Eritema temporaneo dovuto alla dilatazione dei capillari
 - Flittene con necrosi per deficit proliferativo dello strato germinale
- Effetti sull'organismo in sviluppo
 - Embrione e feto presentano in tutti i propri organi e tessuti un alto indice mitotico
 - 1 Gy nei primi 6 giorni di gravidanza determina la morte del 50% degli embrioni; i sopravvissuti si sviluppano regolarmente
 - Dal 9° al 60° giorno, meno mortalità ma elevato rischio di malformazioni
 - Raccomandazione alle donne in età feconda: **sottoporsi ad esami radiologici esclusivamente nei primi 10 giorni del ciclo** (DL 241/2000)



25. A radiation induced lesion on the thigh about 25 days after irradiation.



29. Bulla completely broken down and injury extended to index and middle fingers.

Alte dosi(>1 Gy) su tutto il corpo in poche ore (1)

➤ Sindrome ematologica

- Per dosi dell'ordine di 1 Gy, gli effetti ematologici seguono dopo alcune settimane
- Riduzione del numero di eritrociti, leucociti, piastrine, linfociti; il che implica ridotte o annullate difese immunitarie
- I meccanismi di difesa dell'organismo cominciano a riprendersi dopo circa 30 giorni dalla data dell'esposizione. Se i meccanismi di difesa contro le infezioni sono ripristinati, ci si può attendere guarigione
- Rischio di morte per infezione nella fase precedente. Occorre tenere il paziente in ambiente controllato per evitare la possibilità di contrarre infezioni.

➤ Sindrome gastrointestinale (GI)

- dosi elevate sono in grado di uccidere la maggior parte delle cellule staminali presenti nel tratto gastrointestinale
- dopo la fase di latenza, il soggetto presenta diarrea ed infezioni; l'intestino non è più funzionale, ci può essere perdita di liquidi ed invasione batterica
- tutto ciò capita nel momento in cui le difese immunitarie sono deboli (sindrome ematologica)

<i>Sindromi da irradiazione acuta nell'uomo</i>	
0,25 ÷ 1 Gy	sopravvivenza virtualmente certa
1 + 2 Gy	sopravvivenza probabile <i>soglia della sindrome ematologica</i>
2 ÷ 5 Gy	sopravvivenza possibile
5 ÷ 6 Gy	sopravvivenza virtualmente impossibile
6 ÷ 10 Gy	<i>sindrome gastrointestinale</i>
10 Gy e oltre	<i>sindrome neurologica</i>

DL_{50/30}

DL₁₀₀

➤ Sindrome del sistema nervoso centrale (SNC)

- L'irradiazione determina danno neuronale
- I meccanismi di regolazione corporea vanno incontro a malfunzionamento
- Dopo il periodo di latenza il soggetto perde coscienza e smette di respirare
- La presenza di questa sindrome è certezza di morte

➤ **LD_{50/30} lethal dose:** dose di radiazione cui l'intero corpo va sottoposto perché si produca morte nel 50% della popolazione esposta entro 30 giorni. Tale dose è uguale a 3 Gy in soggetti che non ricevono trattamento medico

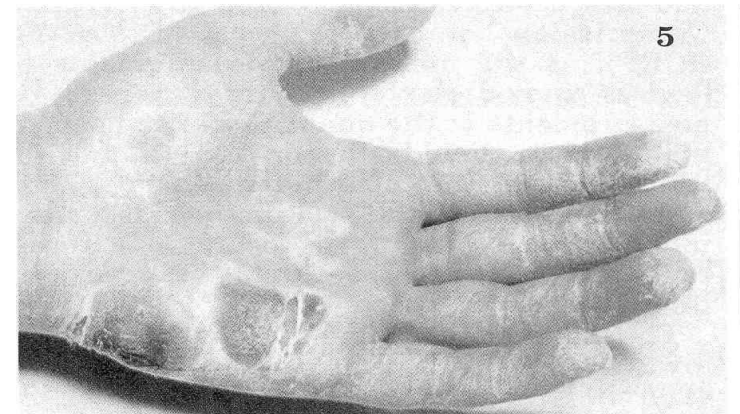
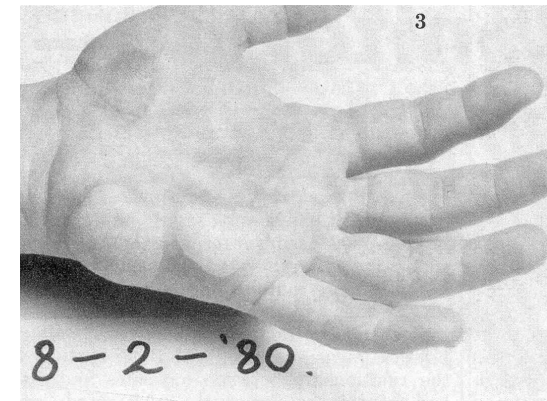
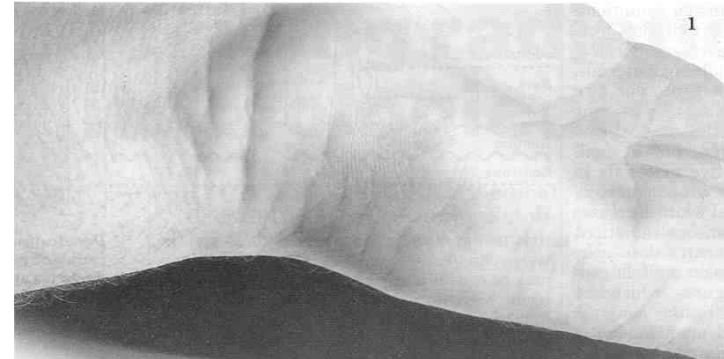
Alte dosi >1 Gy in poche ore (2)

- Per esposizione dell'intero corpo, i segni ed i sintomi clinici si presentano in 4 fasi
 1. Fase prodromica
 2. Periodo di latenza
 3. Fase acuta
 4. Fase conclusiva
- Fase prodromica
 - segni come nausea, vomito, diarrea
 - da pochi minuti a qualche ora dopo l'esposizione; maggiore è l'esposizione minore è il tempo di manifestazione dei segni
 - possono durare poche ore o anche alcuni giorni
- Periodo di latenza
 - il paziente sembra guarito, è privo di sintomi clinici e di segni di malattia. Esiste tuttavia un possibile danno cellulare in corso
 - maggiore dose, minore periodo di latenza, che può durare alcune ore o alcuni giorni
- Fase acuta
 - diversi effetti clinici; al crescere della dose si evidenziano 3 sindromi, che possono essere presenti contemporaneamente:
 - ~2-5 Gy -> sindrome ematologica periodo di sopravvivenza ~ 45 giorni
 - ~5-10 Gy -> sindrome gastrointestinale (GI) periodo di sopravvivenza ~ 12 giorni
 - >10 Gy -> sindrome del sistema nervoso centrale (SNC) periodo di sopravv. ~ 2 giorni
- Fase conclusiva: guarigione o morte
 - dipende dall'entità e dalla distribuzione della radiazione, dalle condizioni di salute generali, dalla sensibilità alle radiazioni e dal trattamento medico
 - **Nessun soggetto può sopravvivere per dosi superiori a 10 Gy (1000 rad); per 5-6 Gy la sopravvivenza è ancora possibile**



Effetti di irradiazione parziale

- L'esposizione di specifiche porzioni corporee è in grado di produrre effetti diversi da quelli dell'esposizione dell'intero organismo
- Si verificano effetti importanti, ma non letali, quali: eritema, alopecia, cataratta. Possono anche essere indotte neoplasie o leucemia.
- **Eritema**
 - Arrossamento della pelle a dosi di circa 6 gy e successiva evoluzione
- **Alopecia**
 - Perdita temporanea dei capelli, per dosi superiore a 3 Gy. Periodo di latenza alcune settimane. Ricrescita in circa 6 mesi
- **Cataratta**
 - Opacamenti del cristallino con dosi di 2 Gy. Esposizione nell'arco di mesi o anni con soglia di 10 Gy. Periodo di latenza di alcuni anni



Effetti stocastici

- L'esposizioni a "*basse dosi*" (< 0.2 Gy) di radiazioni ionizzanti non determina la comparsa di danni immediati, ma aumenta la probabilità statistiche di comparsa di danni a distanza
- Le malattie da radiazione non presentano diversità rispetto a quelle dovute a cause "naturali" e quindi la loro *discriminazione* è alquanto difficoltosa (i dati finora ottenuti si basano sull'aumento dell'incidenza di dette malattie)
- ***Caratteristiche principali:***
 - Non richiedono superamento di una dose-soglia
 - Riguardano solo una piccola frazione degli esposti con frequenza di comparsa proporzionale alla *dose accumulata*
 - La gravità non dipende dalla dose in quanto sono del tipo *tutto-o-nulla*
- Possono risultare in
 - Tumori e leucemie
 - Effetti genetici

Bassa dose: tumori e leucemia

- A causa dei danni a carico del materiale cromatidico cellulare, le radiazioni ionizzanti possono indurre l'insorgere di tumori solidi e leucemie. Le radiazioni ionizzanti sono *agenti cancerogeni*.
- I tempi di latenza sono piuttosto lunghi: da pochi anni per le leucemie a oltre 20 anni per il carcinoma polmonare
- I dati attuali indicano un rischio di cancerogenesi di $1.25 \cdot 10^{-2}/\text{Sv}$:
esempio:
una dose di 10 mSv comporta un rischio pari a $1.25 \cdot 10^{-4}$.

Dosi di esami radiologici e rischi: esempio

Tab. 5 Esempio di stima di rischio per donna adulta sottoposta ad esame radiologico della colonna

Dati tecnici esame: Donna adulta - spessore 30 cm - Esame alla colonna - tratto lombosacrale - proiezione AP
 Pellicola: 35.6 x 43.2 cm² - Tensione 80 KV trifase - 40 mAs Filtrazione: 2.5 mm Al - HVL: 2.70 mm Al - Kerma in
 aria al SSD: 8.625 mGy

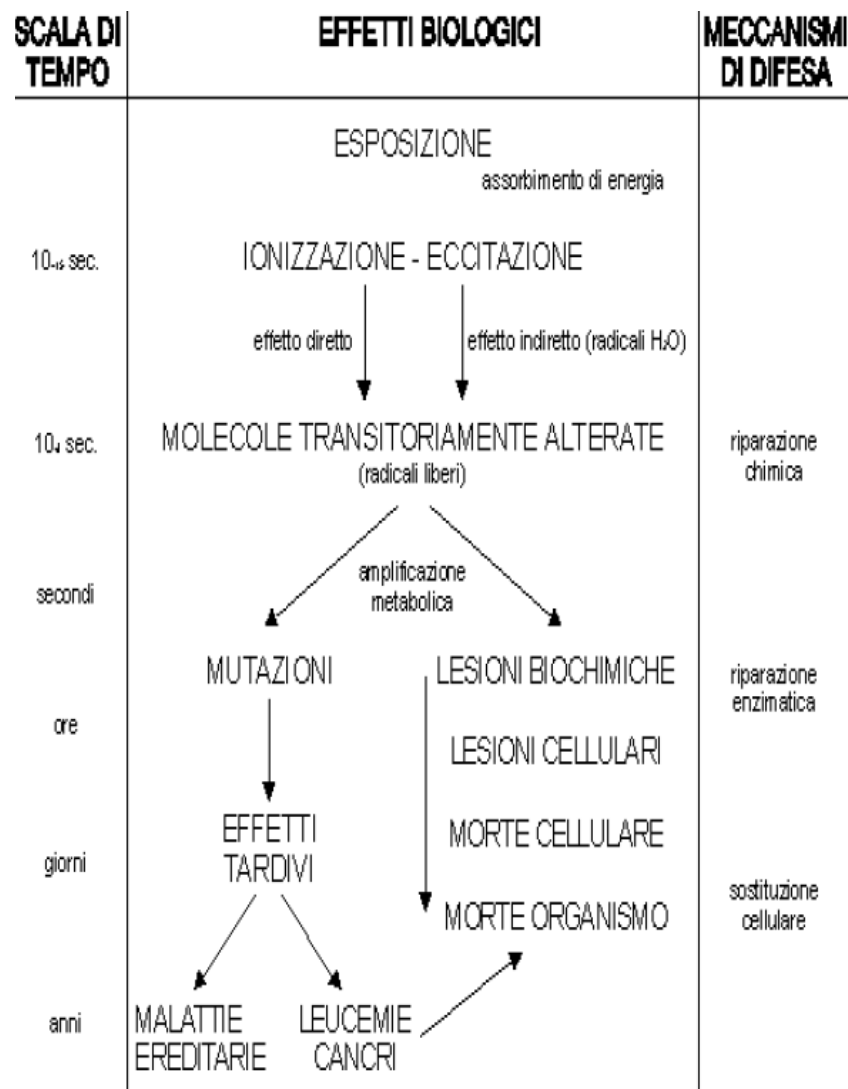
Organo	dose (mSv)	fattore di rischio (Sv ⁻¹)	tipo di danno	probabilità di danno
Tiroide	0.000	8 x 10 ⁻⁴	cancro	-
Polmoni	0.126	85 x 10 ⁻⁴	cancro	1.07 x 10 ⁻⁶
Midollo	0.386	50 x 10 ⁻⁴	cancro	1.93 x 10 ⁻⁶
Ovaie	2.230	10 x 10 ⁻⁴	cancro	2.23 x 10 ⁻⁶
Torace	0.000	20 x 10 ⁻⁴	cancro	-
Utero (embrione)	2.886	40 x 10 ⁻⁴	deficit mentale	11.54 x 10 ⁻⁶
Totale corpo	0.945	500 x 10 ⁻⁴	cancro	47.25 x 10 ⁻⁶
“	“	100 x 10 ⁻⁴	malattie ereditarie	9.45 x 10 ⁻⁶

Bassa dose: effetti genetici

- Poiché le radiazioni provocano danni prevalentemente al DNA, è comprensibile che anche basse dosi di radiazione possano creare dei danni genetici che si evidenziano nella prole in prima o successive generazioni
- Le cellule germinali sono radiosensibili perché si tratta di cellule genetiche immature
- L'incidenza naturale di malformazioni (gravi, lieve, lievissime) è calcolata in **105'000 casi per milione** di nati vivi
- **Dose di raddoppio:** 1 Gy (se 1 milione di genitori ricevessero la dose di 1 Gy si avrebbe il raddoppio delle malformazioni)
- Estrapolando si calcola che 10 mGy provocano 185 nuovi casi per milione, pari ad un incremento di 0.17% dei casi naturali



Quadro sinottico degli effetti biologici delle radiazioni ionizzanti



- Approfondire
 - Principi fondamentali della radioprotezione
 - Radioprotezione del paziente
 - Radioprotezione dei lavoratori e della popolazione

Riepilogo

- Sono stati trattati i seguenti argomenti
 - Qualità dell'immagine: densità, contrasto, risoluzione, distorsione
 - Rivelatori schermo/pellicola
 - Intensificatori d'immagine
 - Radiografia digitale: radiografia computerizzata (fosfori di storage) e radiografia diretta (CCD e FPD)
 - Usi clinici (cenni)
 - Effetti biologici e sicurezza

- Commenti e suggerimenti sono più che benvenuti!

- Da identificare metodi per applicare la formazione

Ulteriori informazioni

Libri, articoli, fonti elettroniche:

- R. A. Fosbinder et al, *L'immagine radiologica*, McGraw-Hill
- P. Suetens, *Fundamentals of medical imaging*, Cambridge University Press
- M Yaffe, A. Rowlands *X-rays detectors for digital radiography* Phys. Med. Biol. 42(1997) 1-39
- A. Rowlands *The physics of computed radiography* Phys. Med. Biol 47 (2002) 123-166
- I. Wang, T Blackburn *X-ray image intensifiers for fluoroscopy* Radiographics 2000, vol 20 n.5, pp 1471-1477
- S.O.Kasap, J.A. Rowlands *Direct conversion flat-panel X-ray image sensors for digital radiography*, Proceedings of the IEEE, Vol 90, N 4, Aprile 2002
- I. Pinto, *Dispense del corso di radioprotezione*, Ausl 7 di Siena
- J.U. Burnham, *Radiation protection*, Giugno 2001

- Lezioni di Dr. Harry L. Graber & Dr. Christoph H. Schmitz
<http://138.5.51.241/index/download.htm>

Le grandezze radiologiche (E. Barsanti)

INTRODUZIONE

Per poter valutare oggettivamente l'azione delle radiazioni ionizzanti, che sono di diverso tipo e di diversa origine, e per valutare in modo particolare la loro intensità e l'energia che cedono alla materia e ai tessuti biologici, nonché per misurare l'attività delle sostanze radioattive, sono state definite alcune grandezze e unità di misura.

Da capire

Una cosa è l'attività di una sorgente di radiazioni, un'altra cosa è la ionizzazione prodotta da una sostanza irradiata. L'attività si misura in **curie**, la ionizzazione si misura in **röntgen**.

GRANDEZZE

Dose di esposizione (röntgen, coulomb):

La dose di esposizione, che si misura in röntgen, si riferisce propriamente alle radiazioni elettromagnetiche (X e gamma) e riguarda la loro capacità di produrre ionizzazione. 1 **röntgen** (simbolo R) è la dose di radiazioni X (di energia pari a 250 keV) che in 1 cm³ di aria, a 760 mm di pressione e a 0 °C di temperatura, produce due miliardi di coppie di ioni. L'intensità della dose d'esposizione, cioè il rapporto fra la dose d'esposizione e il tempo d'esposizione, si misura in R/h (röntgen all'ora). La dose di esposizione, e in particolare la sua intensità, è l'indice che in seguito prenderemo maggiormente in considerazione per la sicurezza in caso di contaminazione radioattiva. Nel Sistema Internazionale (SI), la dose di esposizione si esprime in coulomb per kilogrammo. 1C/kg è la quantità di radiazioni X o gamma che produce coppie di ioni con una carica complessiva di 1 coulomb in un kilogrammo di aria pura e secca. Un röntgen è uguale a $2,58 \cdot 10^{-4}$ C/kg. Ciò significa che 1R di esposizione libera in ogni chilogrammo di aria $2,58 \cdot 10^{-4}$ coulomb di carica.

Nota:

La dose di esposizione è la grandezza più importante per i nostri scopi, che riguardano non solo l'individuazione di sorgenti radioattive, ma anche la misura della loro pericolosità.

Dose assorbita (rad, gray):

La dose assorbita è la quantità di energia che le radiazioni ionizzanti cedono alla materia per l'unità di massa della sostanza irradiata, cioè il rapporto tra l'energia delle radiazioni assorbita dalla materia e la massa di materia interessata. Tutto questo indipendentemente dal tipo di radiazione ionizzante. Come unità di dose assorbita si usa il **rad** (rate adsorbed dose) che corrisponde a un'energia di 100 erg assorbita per ogni grammo di materia. Un grammo di tessuto esposto a 1 röntgen assorbe ca. 93 erg. Nel SI la dose assorbita si misura in **gray** (Gy). 1 Gy è la dose che viene assorbita quando l'energia per unità di massa, ceduta alla materia da una radiazione ionizzante, è 1 joule per kilogrammo (1 J/Kg). 1 Gy è uguale a 100 rad.

La dose assorbita dipende sia dalle proprietà del materiale irradiato sia dal campo di radiazioni. Pertanto, se nell'aria una irradiazione di 1 röntgen corrisponde a 0,887 rad, nei tessuti molli del corpo umano la stessa irradiazione produce una dose assorbita di ca. un rad e nelle ossa da 1 a 3 rad.

Equivalente di dose (rem, sievert):

L'equivalente di dose è la dose di radiazioni ionizzanti che, assorbita dal corpo umano, produce un effetto biologico identico a quello prodotto nello stesso tessuto dall'assorbimento di raggi X o gamma. Questa grandezza è molto importante perché le radiazioni ionizzanti di caratteristiche diverse, come i raggi alfa o X, possono provocare effetti biologici diversi pur dando luogo alla stessa dose assorbita. Il valore dell'equivalente di dose si ottiene moltiplicando la dose assorbita per un fattore numerico caratteristico del tipo di radiazione ionizzante (fattore di qualità). L'equivalente di dose si misura in **rem** (röntgen equivalent man) ($1 \text{ rem} = 1 \text{ rad} \times \text{fattore di qualità}$) e indica la quantità di radiazioni ionizzanti che, a parità di altre condizioni, producono lo stesso effetto biologico di 1 röntgen. 1 rem è la dose biologica assorbita da un organismo vivente dovuta a 1 rad. L'unità di misura SI è il **sievert** (Sv) ($1 \text{ Sv} = 1 \text{ Gy} \times \text{fattore di qualità}$). 1 Sv è l'equivalente di dose che si verifica quando la dose di radiazioni assorbita, moltiplicata per un dato fattore adimensionato, è uguale a 1 J/kg. $1 \text{ Sv} = 100 \text{ rem}$. $1 \text{ rem} = 0,01 \text{ Sv}$.

Efficacia biologica relativa (EBR):

Corrisponde al rapporto tra una dose in rad di raggi X standard, presa come riferimento, e la dose in rad delle radiazioni ionizzanti considerate che produce lo stesso effetto biologico. Si tratta di un parametro molto importante.

I raggi X, i gamma, gli elettroni e i raggi beta di qualsiasi energia hanno un valore EBR uguale a 1. I protoni e i raggi alfa hanno un valore EBR uguale a 10. I nuclei pesanti hanno un valore EBR uguale a 20. I neutroni hanno un valore EBR che varia da 2 a 10,5 a seconda dell'energia posseduta.

[Dose efficace:

Il danno prodotto dalla radiazione dipende dall'organo irradiato. Il rischio di cancro o di disordini genetici, a parità di dose equivalente, varia per organo. Perchì sono stati sviluppati dei fattori di peso W_T . La dose efficace, espressa anche essa in Sv, per un organo specifico è ottenuta moltiplicando la dose equivalente per quell'organo per il corrispondente fattore di peso. La dose efficace per il paziente è la somma delle dosi efficaci di tutti gli organi.]

Attività (curie, becquerel):

L'attività di una sostanza radioattiva è data dal numero di disintegrazioni nucleari prodotte nell'unità di tempo. Di solito, si usa misurare l'attività per unità di massa (o attività specifica) e per unità di volume (o concentrazione di attività). L'unità di misura è il curie (Ci), che esprime l'attività di un grammo di radio 226 e corrisponde a $3,7 \cdot 10^{10}$ disintegrazioni al secondo. Nel SI si usa il Becquerel. 1 Bq è l'attività di un radionuclide che decade spontaneamente subendo in media una disintegrazione al secondo. $1 \text{ Bq} = 2,7 \cdot 10^{-11} \text{ Ci}$

Attenzione bene:

Poiché quello che interessa conoscere per la sicurezza è la ionizzazione prodotta da una sostanza irradiata, l'unità di misura da prendere principalmente in considerazione è il röntgen (R), non il curie. Il fatto che ai tempi del disastro di Chernobyl le tabelle di radioattività fossero tutte diffuse in curie (qualcuno ricorderà il famoso "nano curie"), la dice lunga sulla qualità dell'informazione.

Unità di misura: tabelle di conversione

Unità di misura	Sistema Internazionale (SI)	Uso
Röntgen (R)	Coulomb/kg (C/kg)	si usa per la dose di esposizione
Rad (rad)	Gray (Gy)	si usa per la dose assorbita
Rem (rem)	Sievert (Sv)	si usa per la dose equivalente
Curie (Ci)	Becquerel (Bq)	si usa per l'attività
Ci/ml	Bq/m ³	si usa per la concentrazione di attività
Ci/g	Bq/kg	si usa per l'attività specifica

Equivalenze	
1 C/kg	3876 R
1 Gy	100 rad
1 Sv	100 rem
1 Bq	$2,7 \cdot 10^{-11}$ Ci

Equivalenze	
1 R	$2,58 \cdot 10^{-4}$ C/kg
1 rad	0,01 Gy
1 rem	0,01 Sv
1 Ci	$3,7 \cdot 10^{10}$ Bq