



**FACOLTÀ DI SCIENZE MATEMATICHE, FISICHE E NATURALI
TESI DI LAUREA**

I LIVELLO

**TECNICHE E TECNOLOGIE DI RIVELAZIONE
DI RAGGI X PER APPLICAZIONI MEDICHE**

Relatore:

Dott. A. Di Bartolomeo

Correlatore:

Prof.ssa I. Rabuffo

Candidato:

Meluccio Daniela

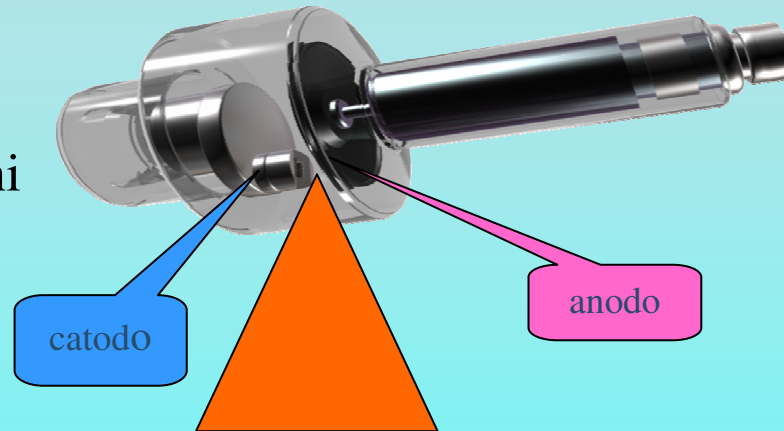
Lo scopo di questo lavoro di tesi è di illustrare i principi fisici e le applicazioni dei rivelatori a RX

Nella tesi mi sono occupata:

1. Caratteristiche dei RX
2. Metodi tradizionali di rivelazione (*schermo-pellicola*)
3. Metodi moderni di rivelazione: radiografia computerizzata (*fosfori di storage, intensificatori di brillantezza*)
4. Radiologia digitale diretta: *CCD e Flat Panel*
5. Elaborazione immagini radiografiche con fosfori di storage

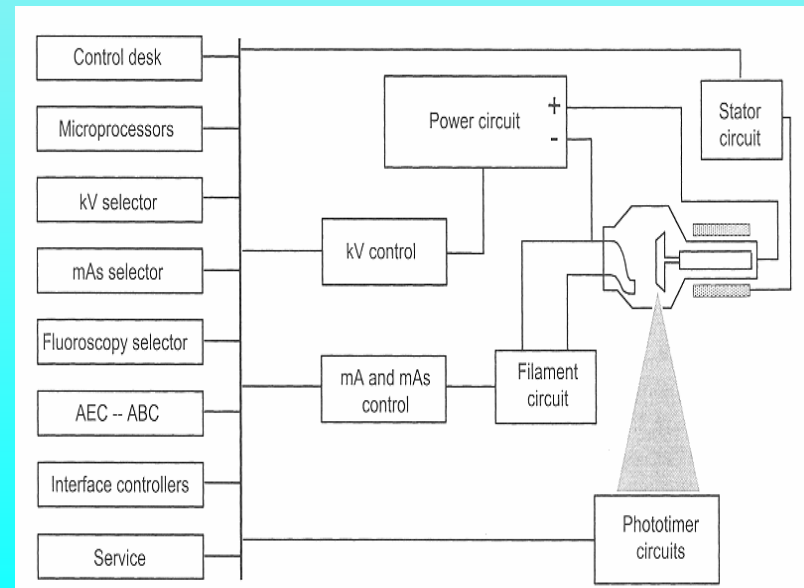
1. CARATTERISTICHE DEI RX

I RX (Röntgen 1896) sono radiazioni elettromagnetiche e vengono creati nei tubi radiogeni



Parametri principali del tubo a RX

- Il **kVp** determina la qualità del fascio.
- La corrente nel tubo, **mA**, determina la quantità di RX per un fissato kVp.

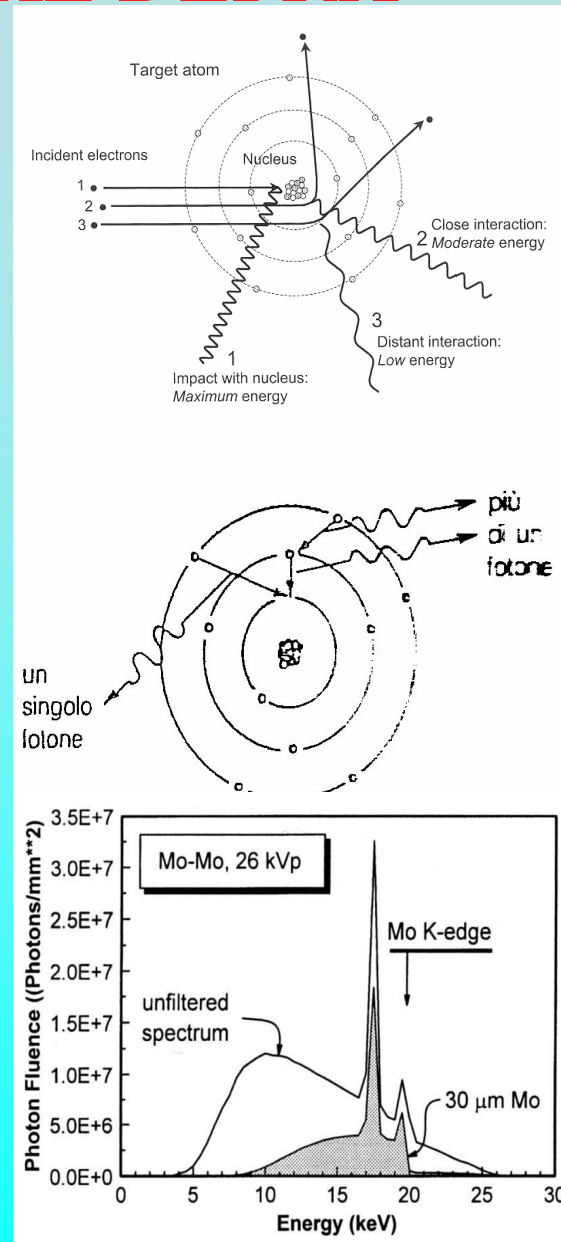


1. CARATTERISTICHE DEI RX

I RX sono costituiti da radiazione di frenamento (bremsstrahlung)

e da radiazione caratteristica.

Spettro dei RX creati dal tubo

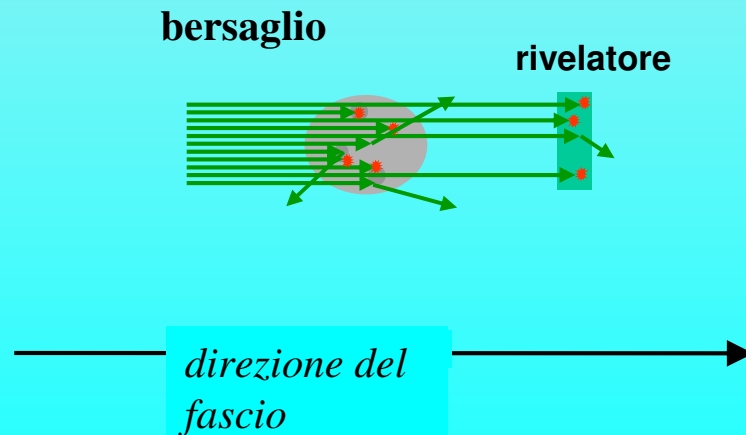
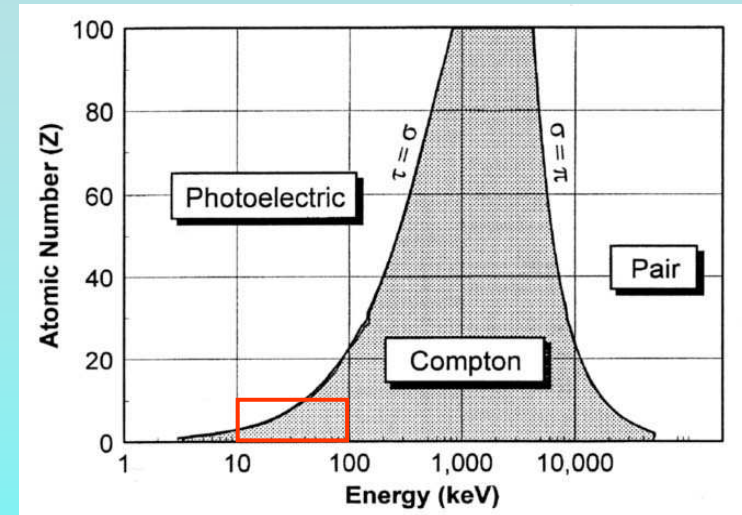


1. CARATTERISTICHE DEI RX

Interazione RX con la materia.

Tre tipi di interazione:

- EFFETTO FOTOELETTRICO
- EFFETTO COMPTON
- PRODUZIONE DI COPPIE



2. SCHERMO-PELLICOLA

Emulsione:

- Spessore $\sim 10 \mu\text{m}$
- Gelatina con cristalli di bromuro d'argento ($0.1\text{-}1 \mu\text{m}$)

Supporto:

- $\sim 0.2 \text{ mm}$

Ha bassa sensibilità per la rivelazione diretta dei raggi X.



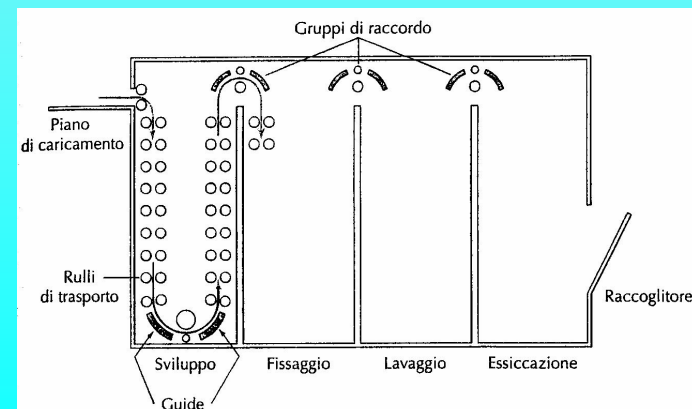
Uno schermo fluorescente con alta efficienza di rivelazione (25%), è usato per convertire i raggi X in luce.

Dall'immagine latente all'immagine radiografica.

Processamento:

- sviluppo
- fissaggio
- lavaggio
- Essiccamento

Queste operazioni vengono fatte in una macchina sviluppatrice.



2. SCHERMO-PELLICOLA

La curva sensitometrica

si ottiene esponendo la pellicola a quantità note di radiazione.

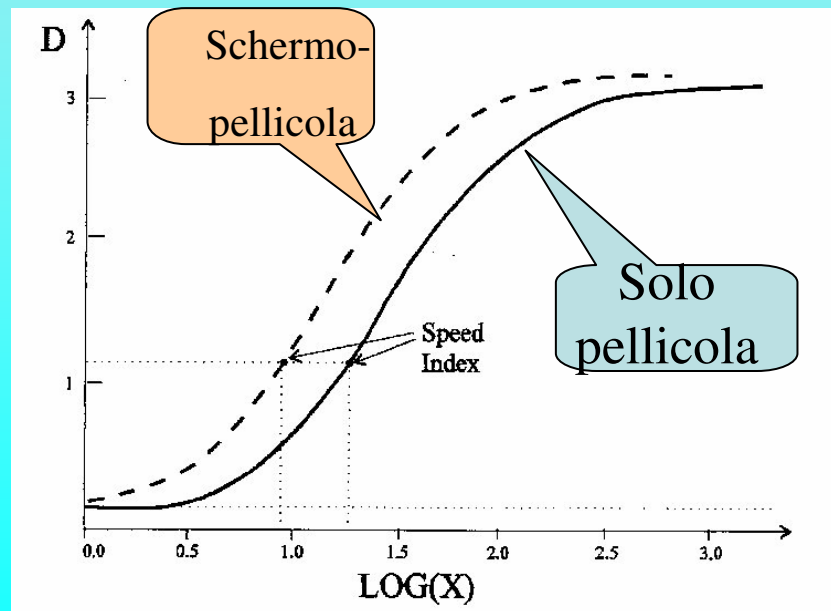
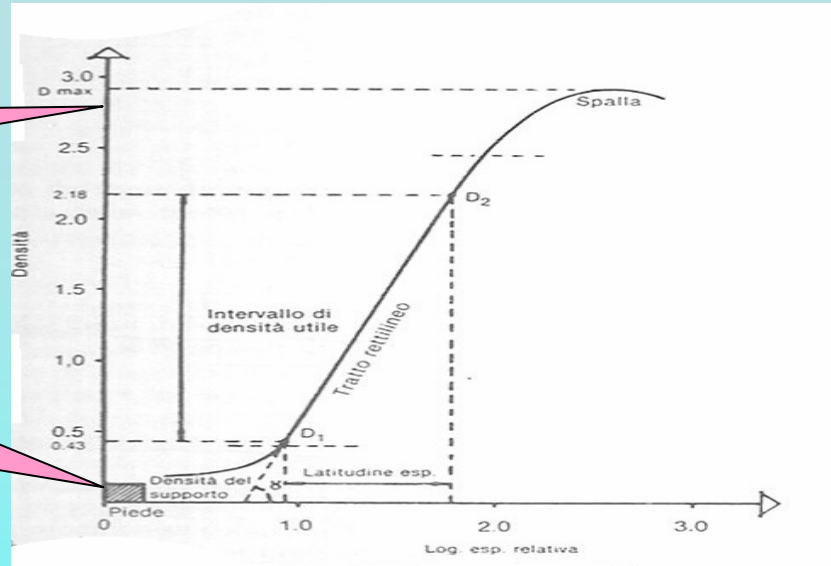
$$DO = \log(I_{\text{inc}}/I_{\text{trasm}})$$

I = intensità di luce

Sensibilità: rappresenta la velocità con cui la pellicola risponde all'esposizione

nera

bianca



3. RADIOGRAFIA COMPUTERIZZATA

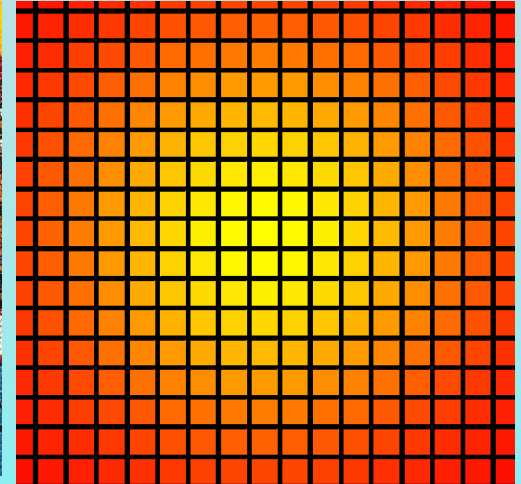
Immagine digitale:

Matrice di elementi (pixel)
a cui corrisponde un certo livello
di grigio (o RGB)

Numeri livelli di grigio: 2^N

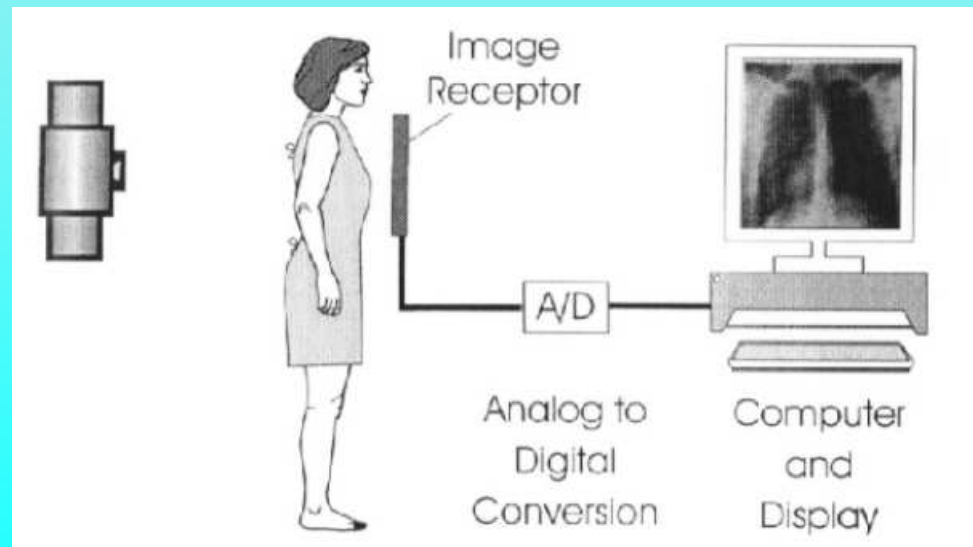
N= Numero di bit

ES: N=8 livelli di grigio = 256



Sistema di acquisizione di immagini digitali:

- Rivelatore
- Convertitore A/D
- PC di elaborazione e visualizzazione



3. RADIOGRAFIA COMPUTERIZZATA

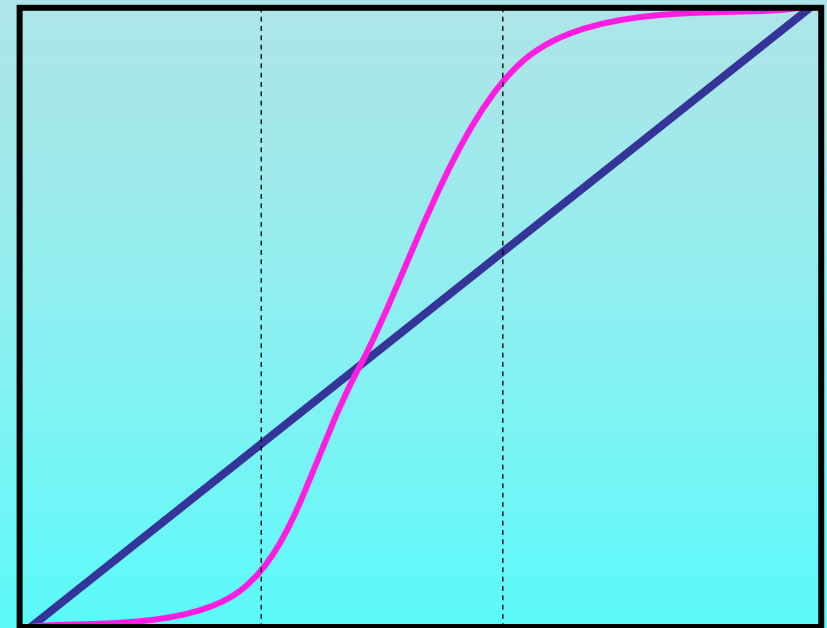
Vantaggi sistemi digitali:

- Immagine in forma numerica: conservazione, trasferimento
- Elaborazione: aumento contrasto, luminosità etc..
- Rivelatori con risposte lineare



ridotti problemi di esposizione
minore dose

DO



ESPOSIZIONE

3. RADIOGRAFIA COMPUTERIZZATA

FOSFORI DI STORAGE

- Risoluzione ~2.5 lp/mm
- spessore ~ 0.5 mm
- Costituite da uno strato di 150 μ m di fluoro-alogenuro di bario attivato all'Europio.

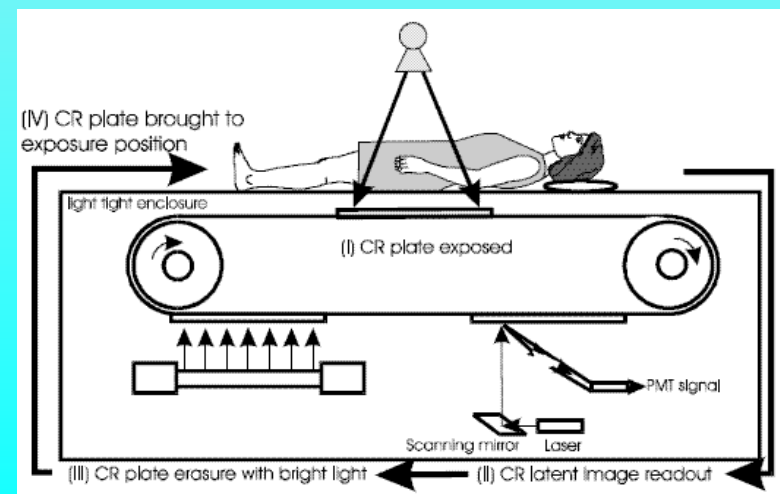
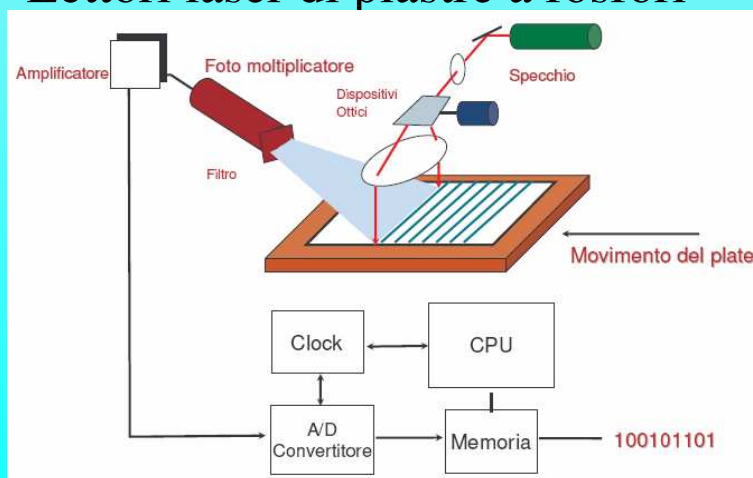
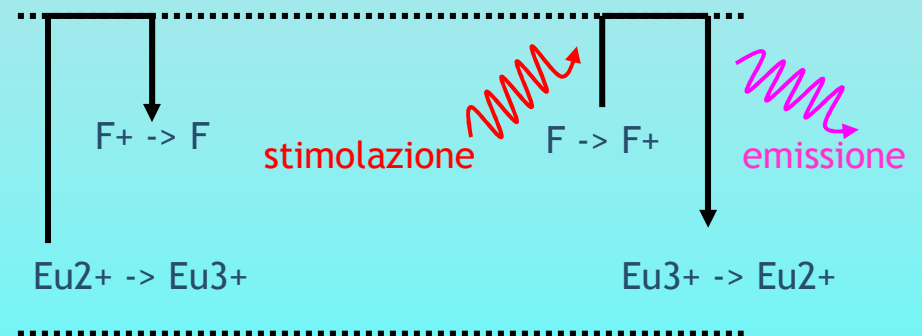
Formazione dell'immagine radiologica:

Lettori laser di piastre a fosfori



cristalli che quando investiti da RX

assorbono energia e se stimolati emettono luce

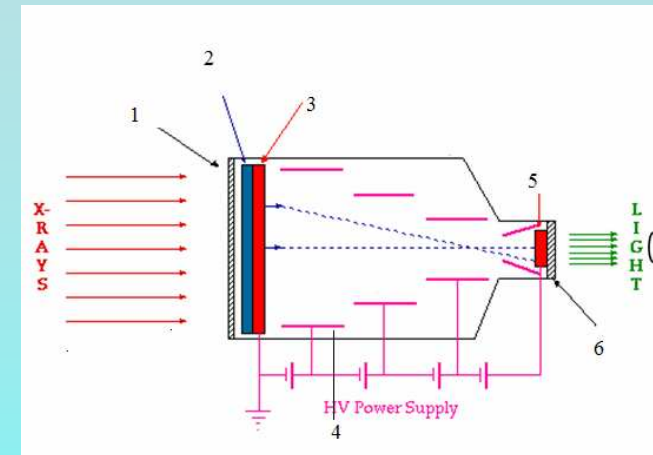


3. RADIOGRAFIA COMPUTERIZZATA

Intensificatori di brillantezza

Immagine a RX $\longrightarrow$ Immagine a e^-

Usa l'accelerazione di e^-
per intensificare l'immagine



- 1 Guaina di vetro.
- 2 Schermo fluorescente grande
- 3 Catodo
- 4 Collimatori
- 5 Anodo
- 6 Schermo fluorescente piccolo

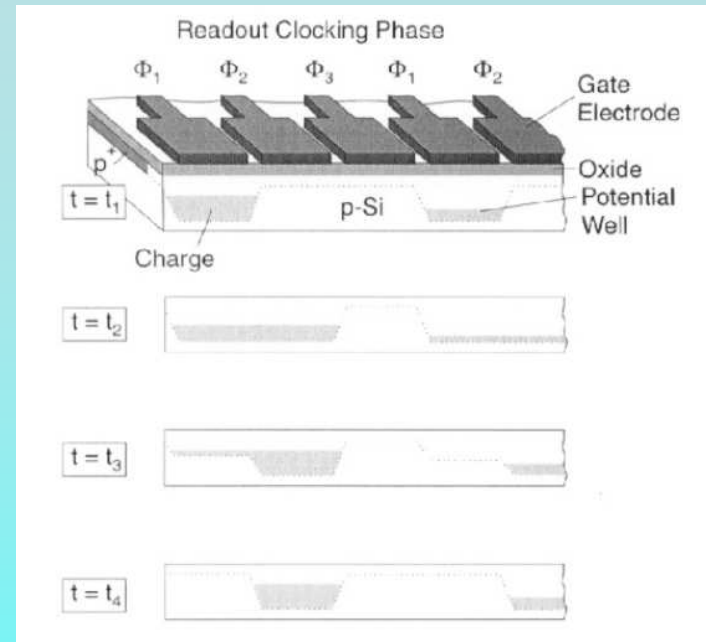
4. RADIOLOGIA DIGITALE

CCD

È un circuito integrato costruito con *gate* (elettrodi) su un substrato semiconduttore.

Condensatori MOS posti l'uno vicino all'altro
(Metallo-Ossido-Semiconduttore).

La carica può essere spostata da un MOS (pixel) all'altro.



4. RADIOLOGIA DIGITALE

FLAT PANEL

- Schermi piatti a matrice attiva (40cmx40cm)
- Rivelatori a grande area
- Permettono di ridurre la dose al paziente

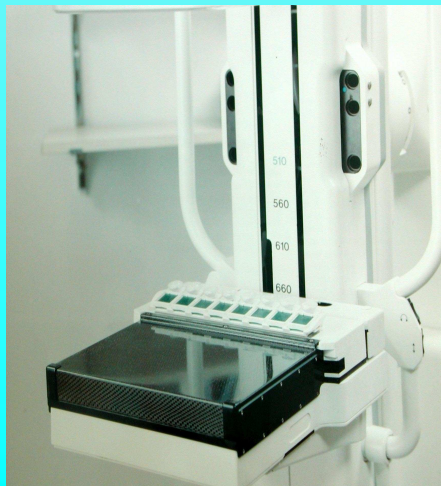
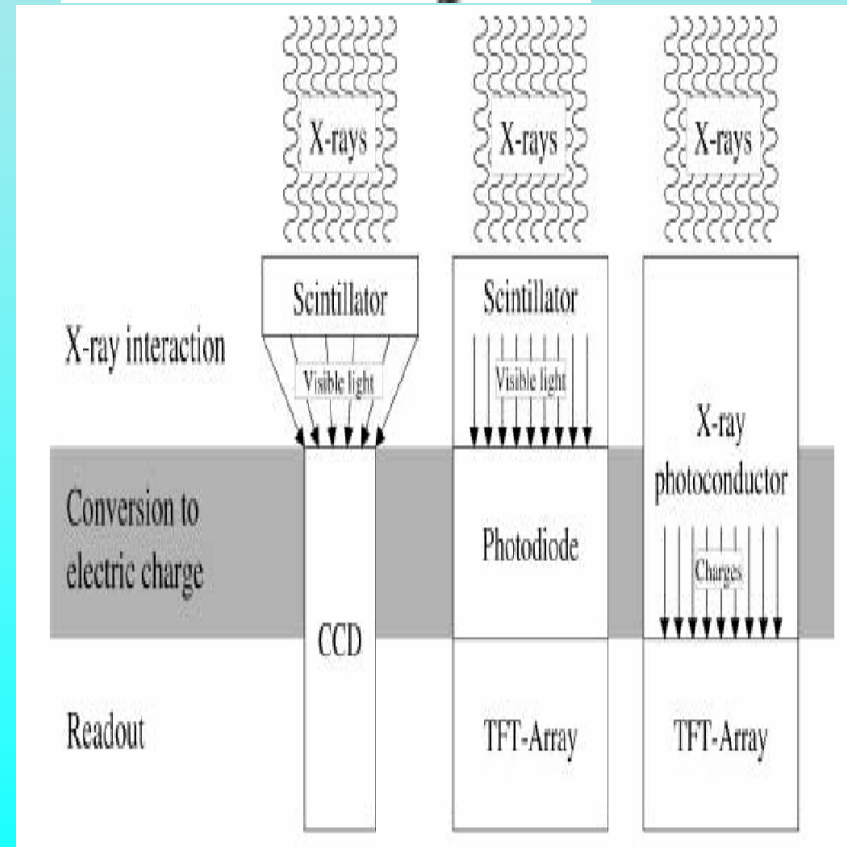
Due tipi:

conversione diretta

conversione indiretta



Dimensione pannello:
14 inc x 17 inc
Dimensione pixel 139 μm x 139 μm
Numero pixel: 2480 x 3072=7.9 milioni

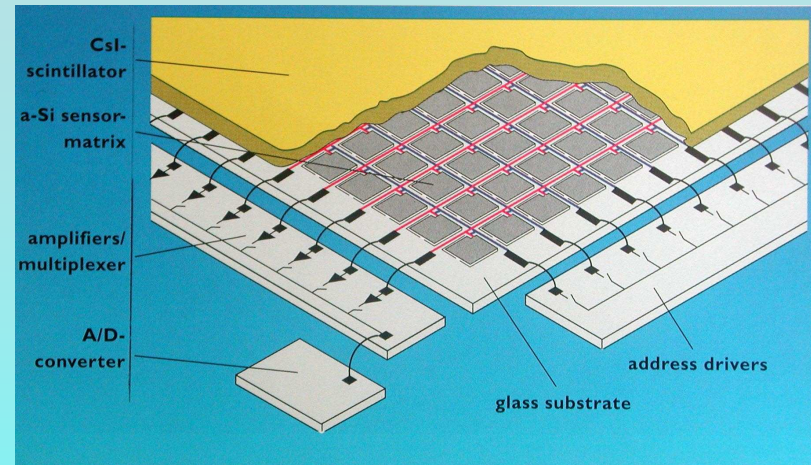


4. RADIOLOGIA DIGITALE

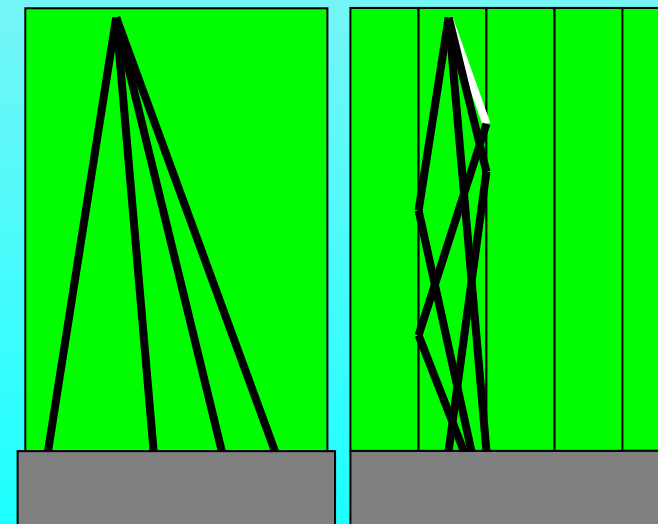
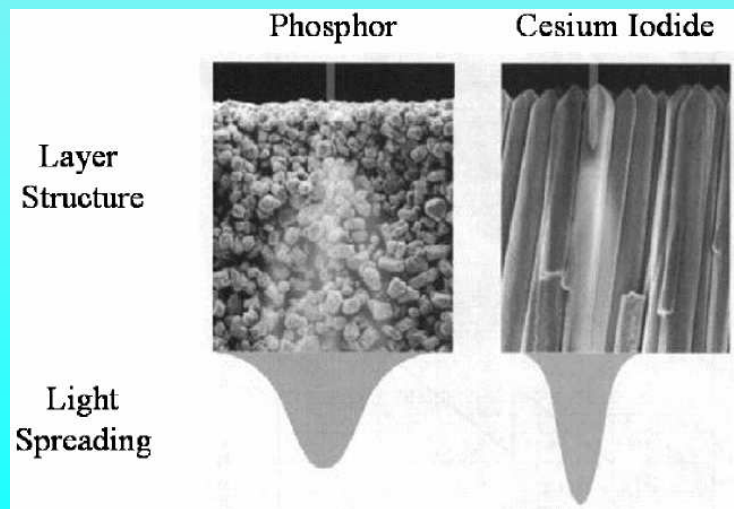
FLAT PANEL DETECTOR (FPD) A CONVERSIONE INDIRETTA

Scintillatore: CsI:Tl

AMA: a-Si



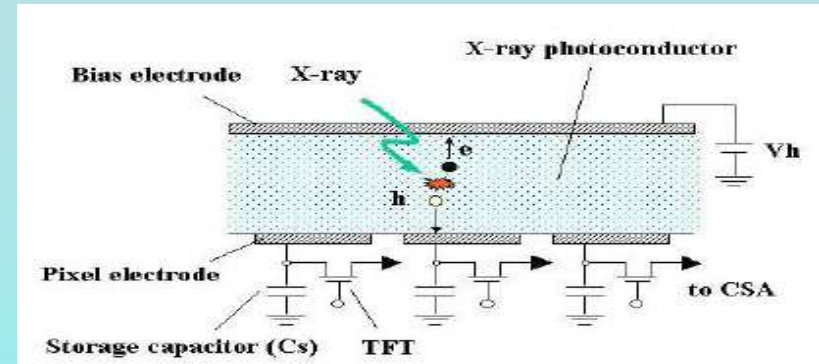
Struttura fisica del materiale scintillatore



4. RADIOLOGIA DIGITALE

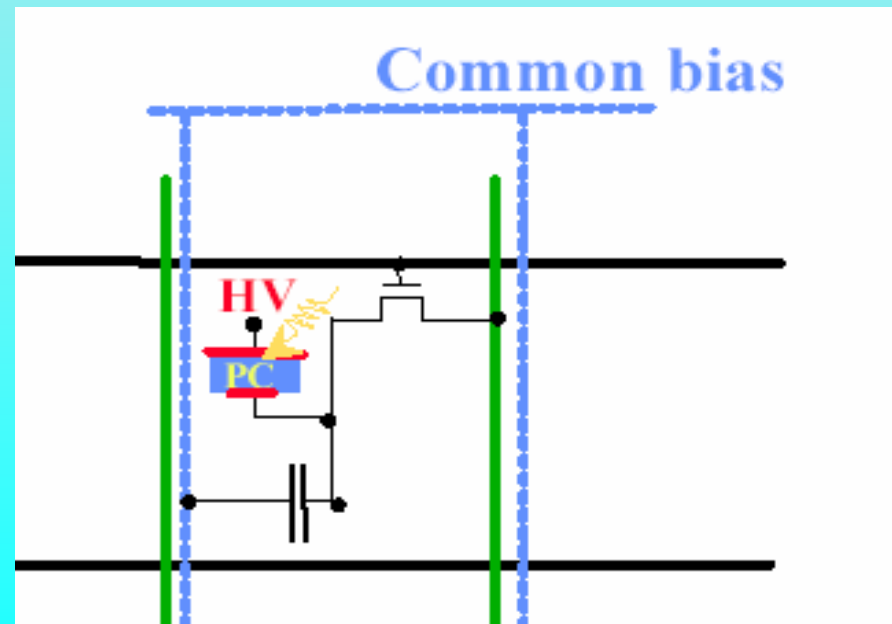
FPD A CONVERSIONE DIRETTA

Fotoconduttore (a-Se)

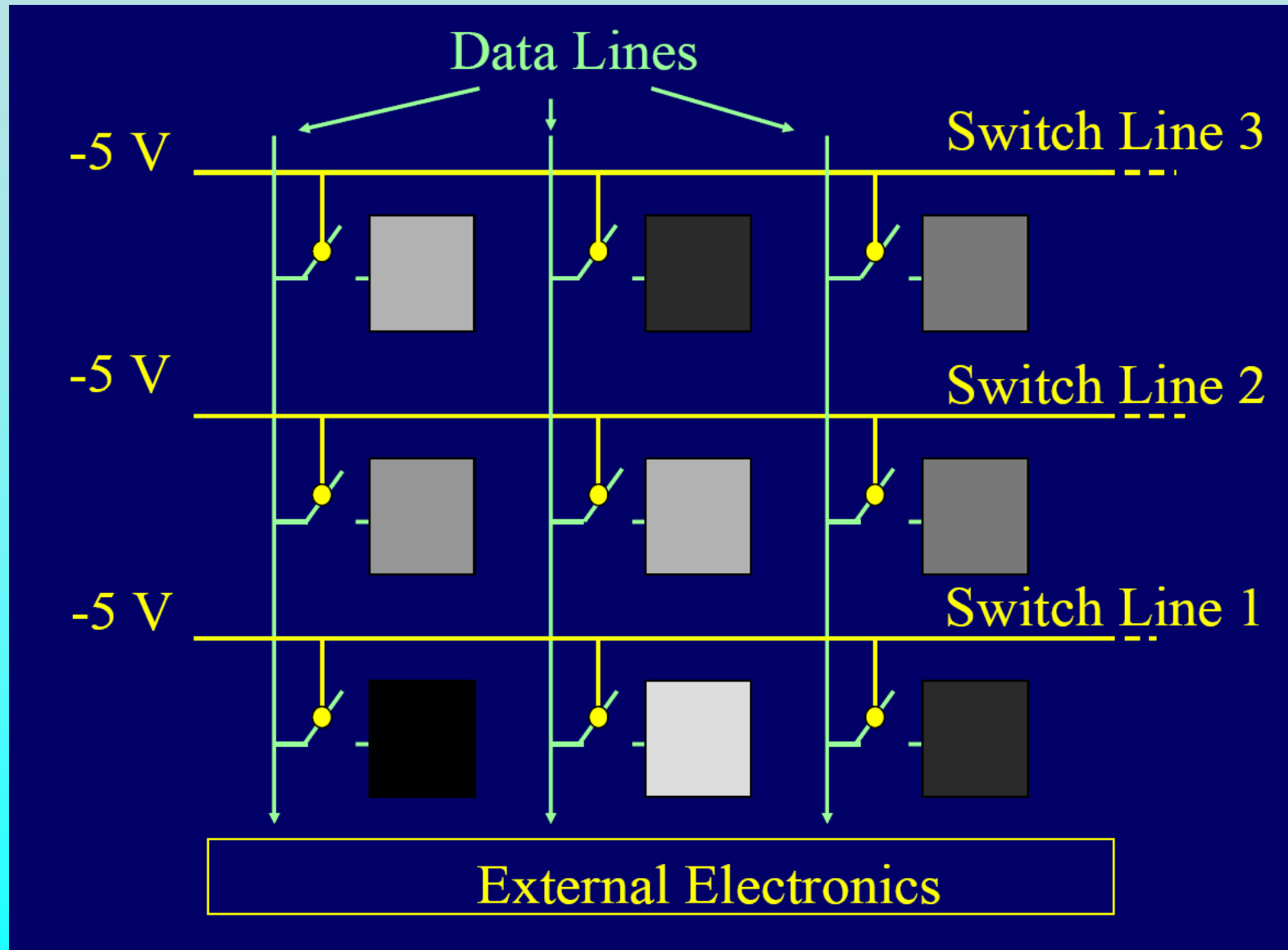


Le coppie e-h vengono separate dal potenziale di bias.

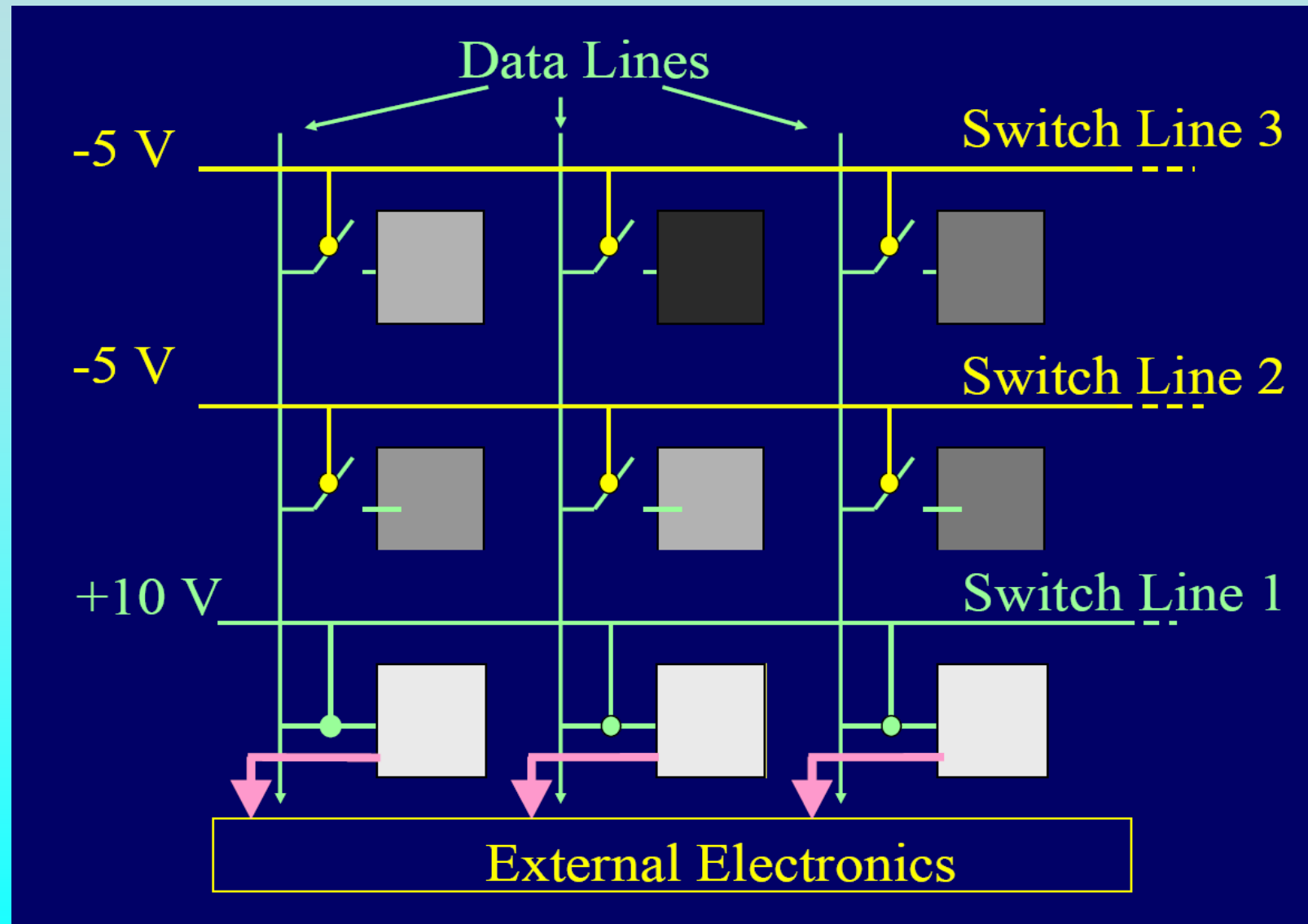
Il trasferimento è realizzato da uno switch (TFT).



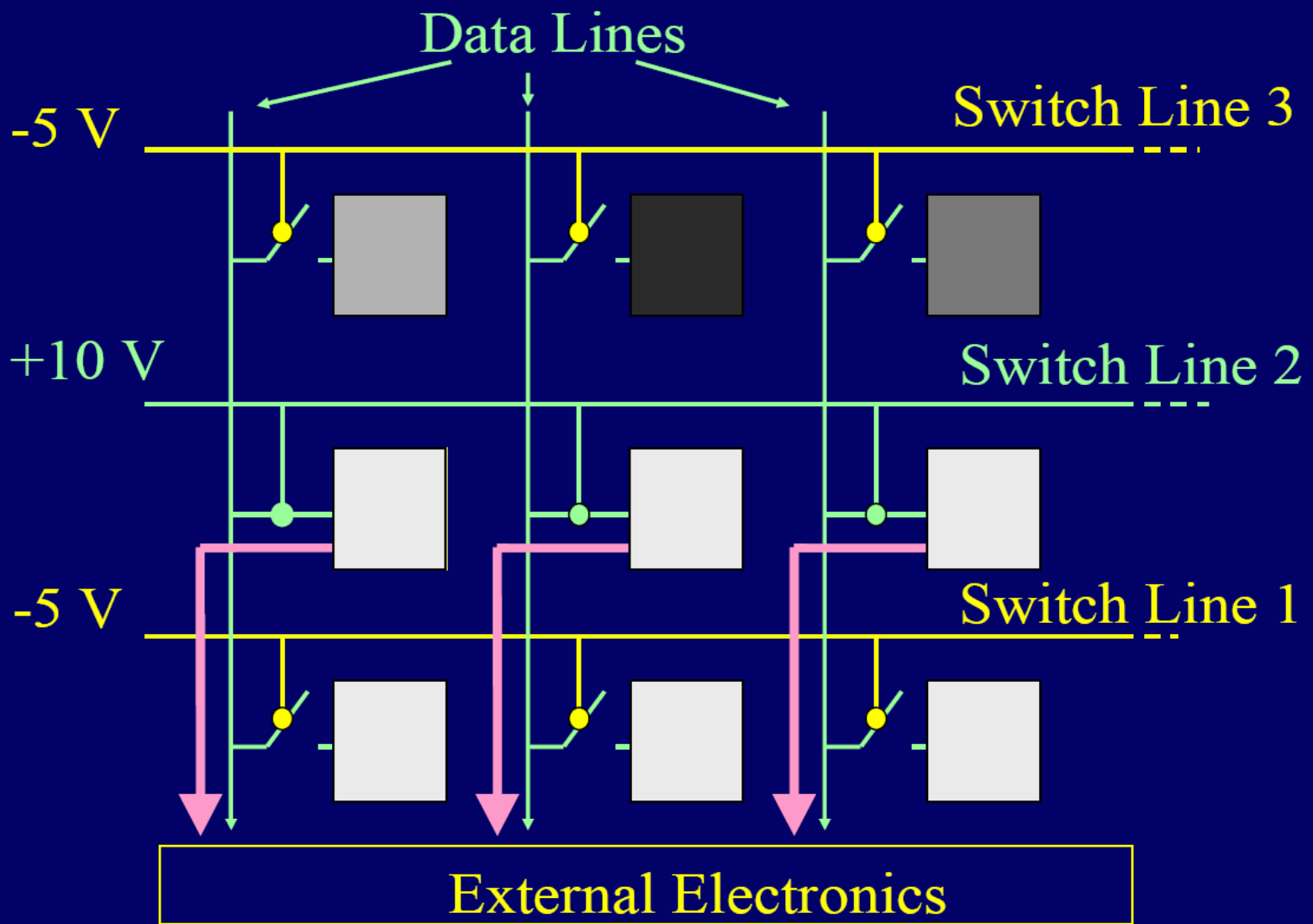
4. RADIOLOGIA DIGITALE



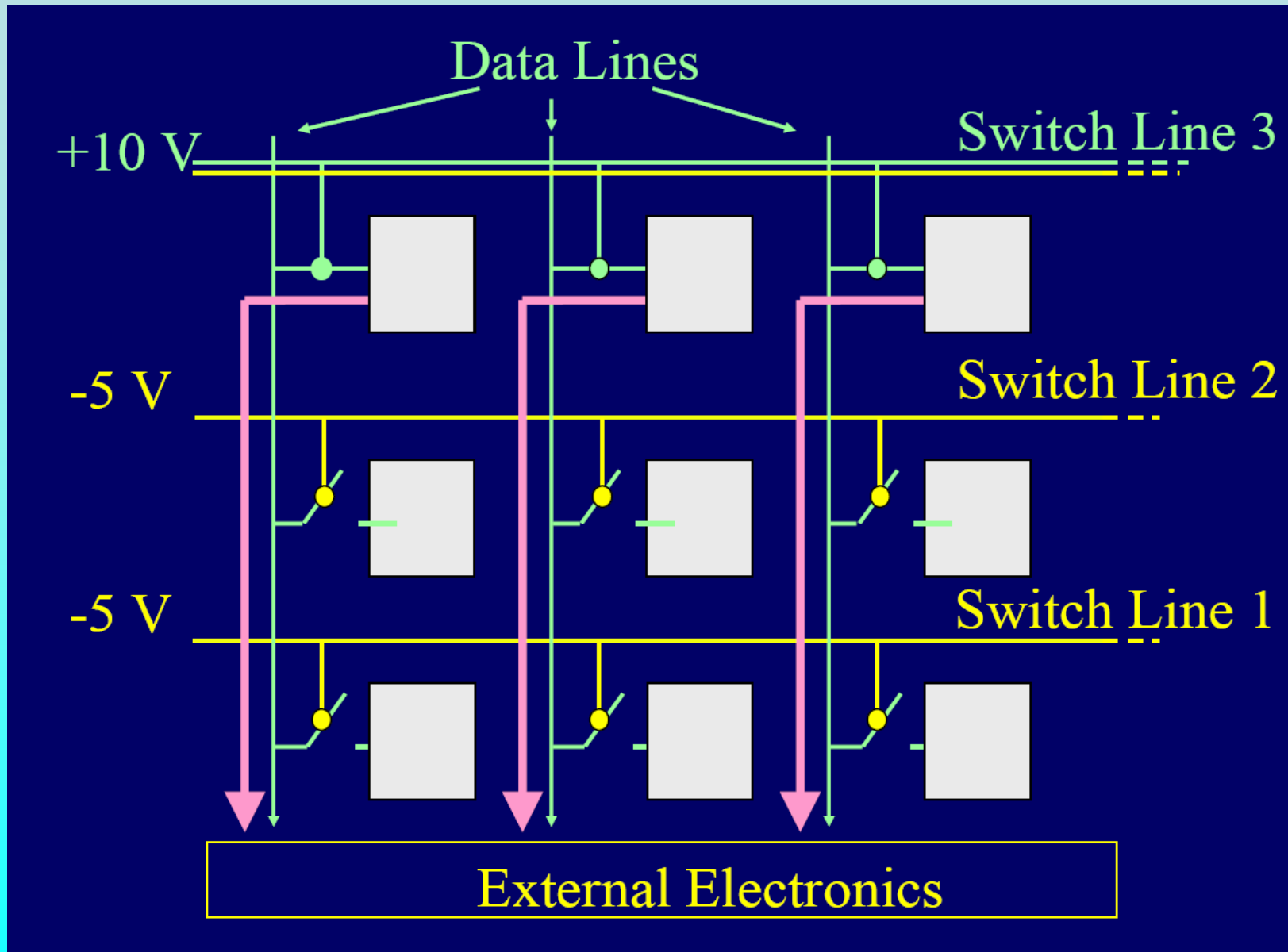
4. RADIOLOGIA DIGITALE



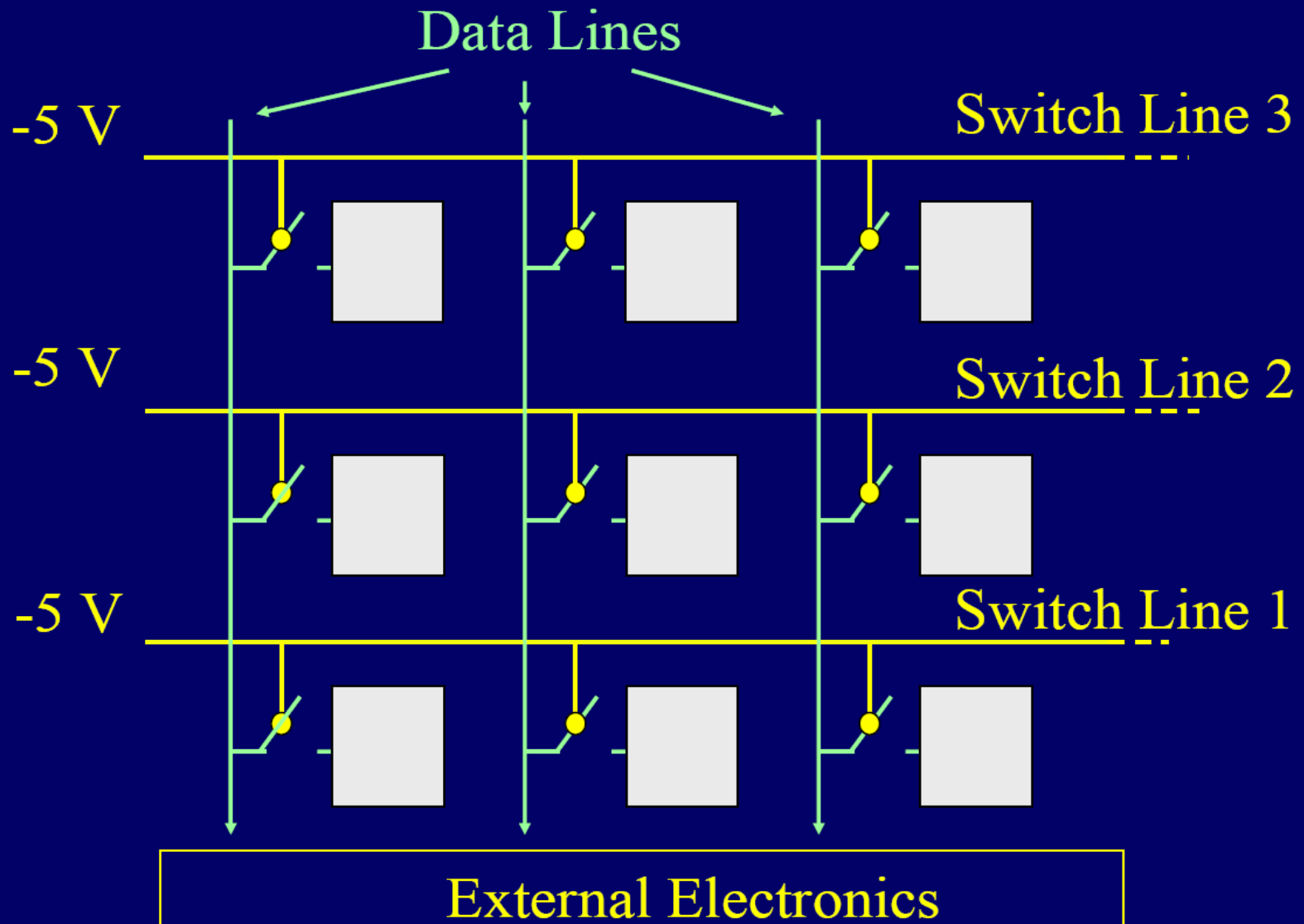
4. RADIOLOGIA DIGITALE



4. RADIOLOGIA DIGITALE

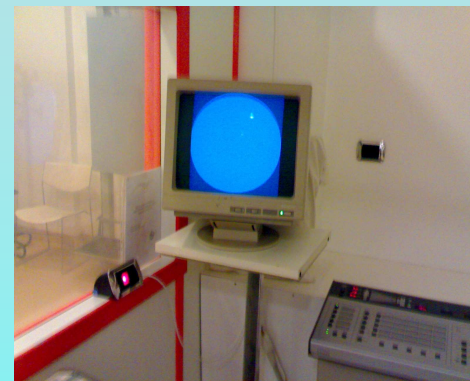


4. RADIOLOGIA DIGITALE

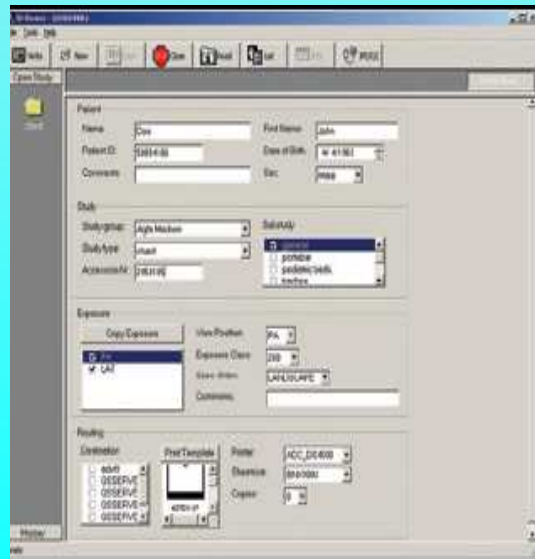


5. ELABORAZIONE IMMAGINI

Utilizzo piastra a fosfori



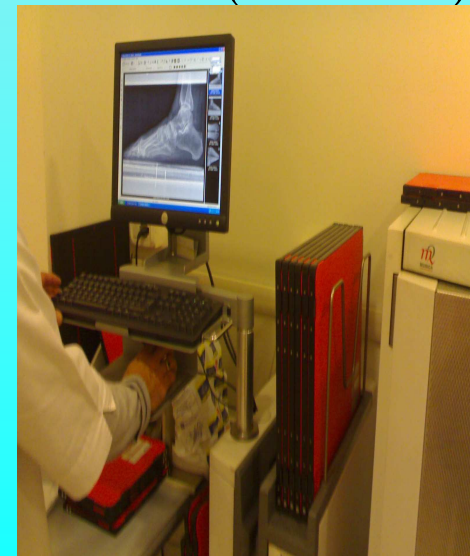
Dati



Lettura e riutilizzo



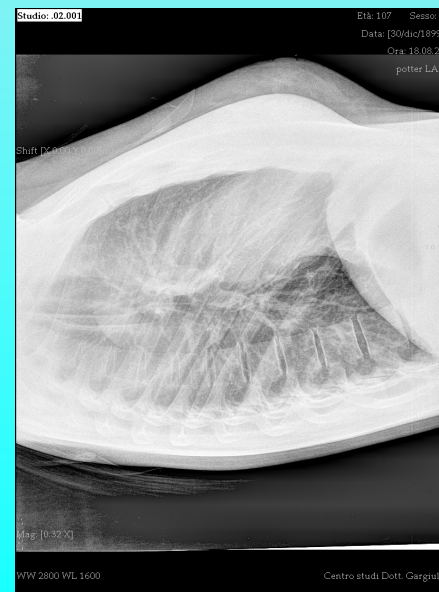
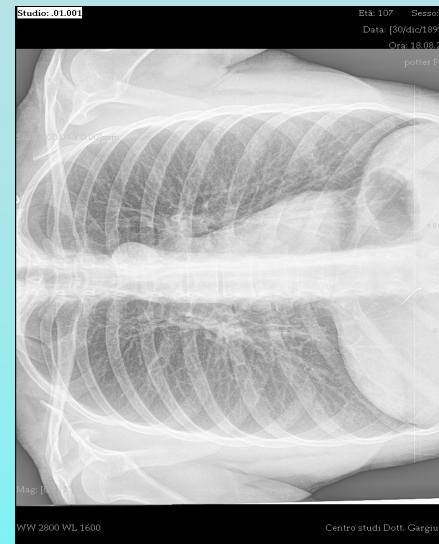
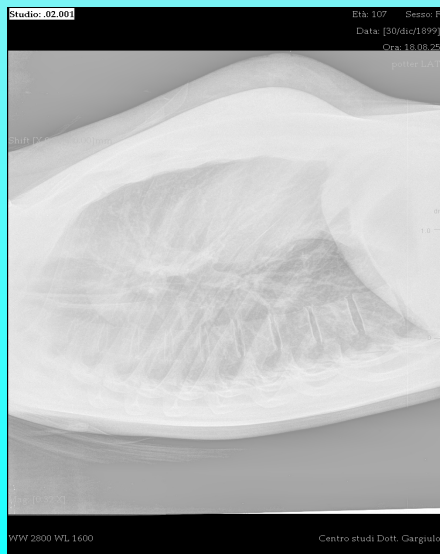
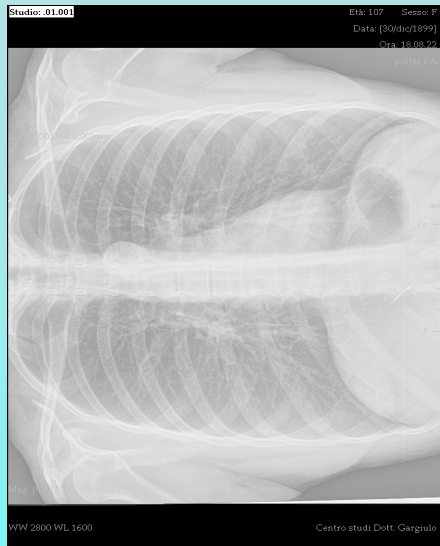
Visualizzazione(MUSICA)



5. ELABORAZIONE IMMAGINI

PRIMA

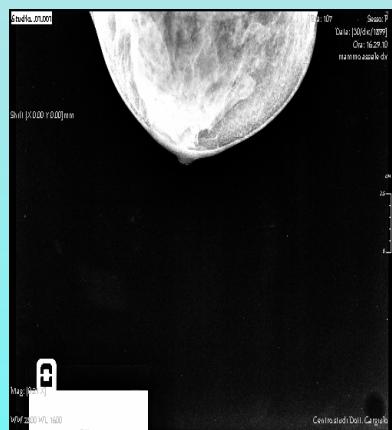
DOPO



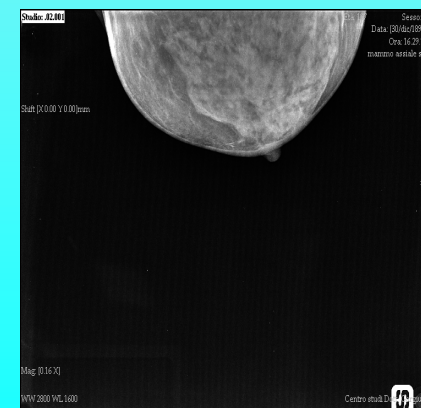
5. ELABORAZIONE IMMAGINI

PRIMA DOPO

DX



SX



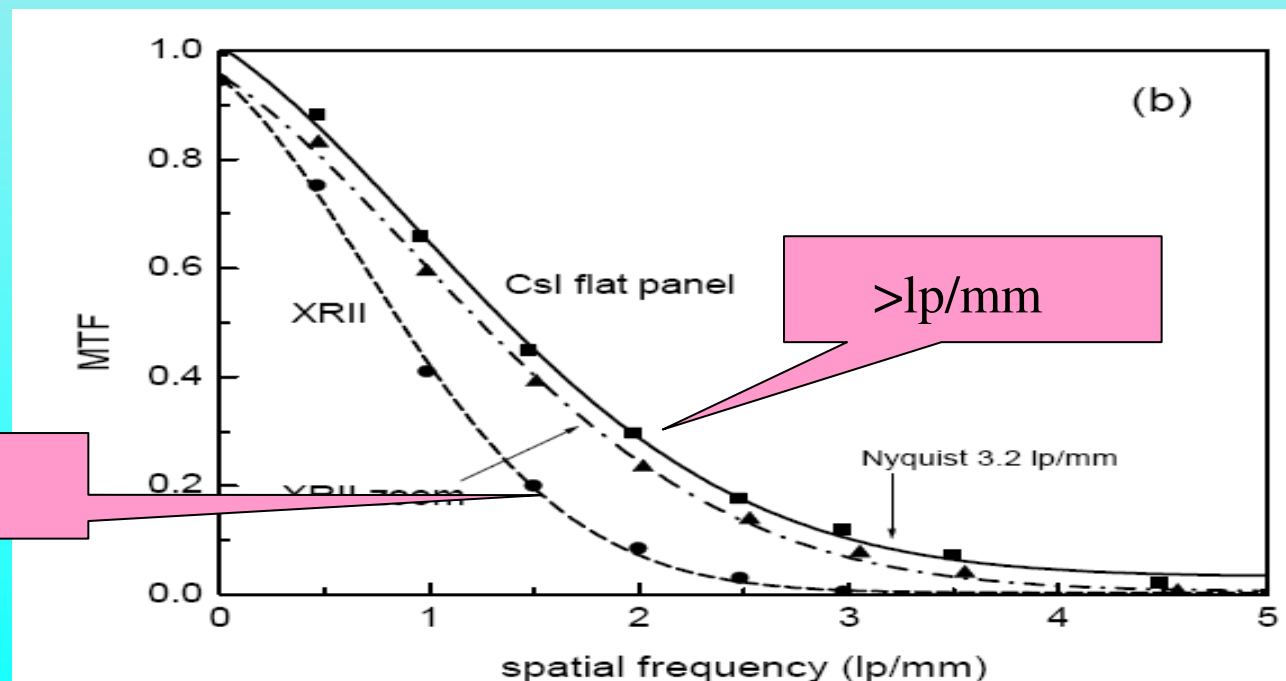
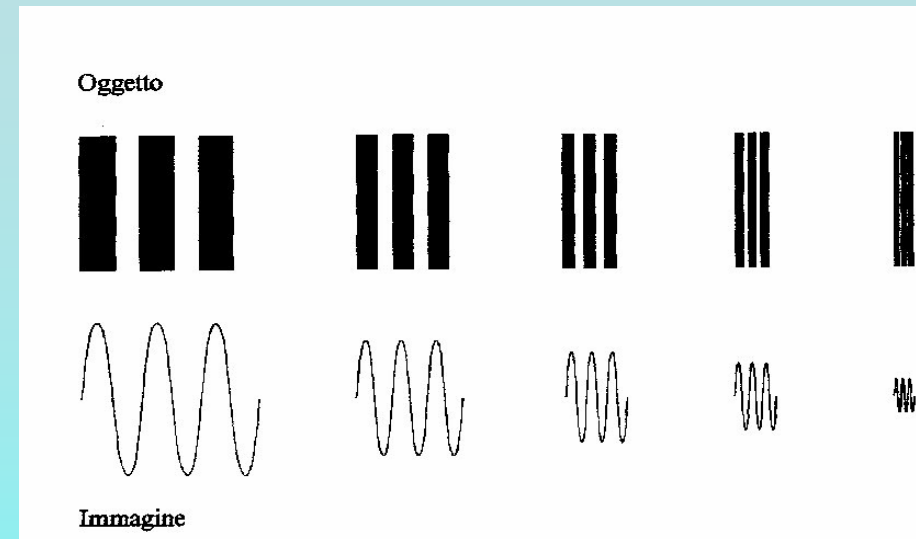
GRAZIE PER L'ATTENZIONE



3. RADIOGRAFIA COMPUTERIZZATA

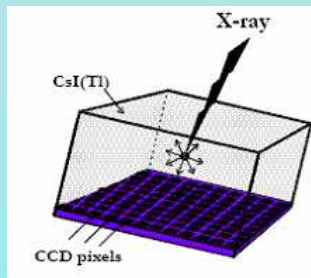
MTF(f) “*modulation transfer function*”
descrive quanto bene un sistema processa
il segnale, e' una funzione decrescente
della frequenza.

Segnale di uscita dal rivelatore decresce
all'aumentare della frequenza.



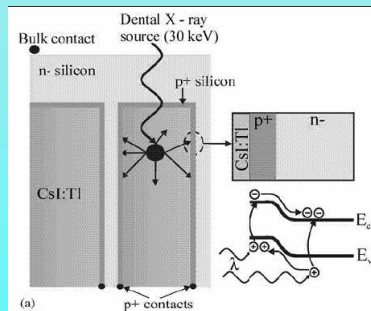
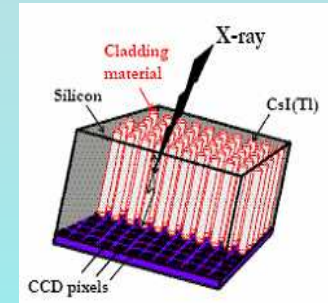
RADIOLOGIA DIGITALE

RICERCA SUI RIVELATORI A RX



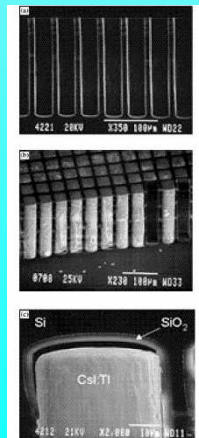
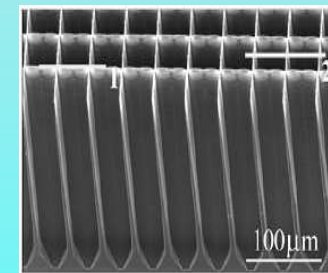
Compromesso tra efficienza e costo:

- Migliorare la risoluzione spaziale
- Migliorare efficienza di rivelazione
- Diminuire costo



Le dimensioni dei fori:

- Trasversali $\sim 10\mu\text{m}$
- Profondità $\sim 100\mu\text{m}$



Prototipo di rivelatore
riempito con lo scintillatore.

