

Sistemi Radiologici Digitali Aspetti Fisici e Tecnologici

P. Moresco¹ – M. Chianello²

¹ Struttura di Fisica Sanitaria
A.O. Ospedale Santa Corona (Pietra Ligure)

² Scuola di Specializzazione in Fisica Sanitaria
(Università degli Studi di Genova)



Evoluzione dei sistemi radiologici

- Accoppiamento schermo/pellicola + sviluppatrice (sistemi analogici)
- Anni '80: Fuji introduce sul mercato il primo sistema di acquisizione digitale con plate ai fosfori fotostimolabili (PSP)
- Anni '90: Philips sviluppa un sistema radiografico digitale dedicato all'esame del torace (Thoravision) costituito da un rivelatore a stato solido (Selenio amorfo)
- Anni 2000: Large area flat panel detectors

Vantaggi della tecnologia digitale applicata alla radiologia medica

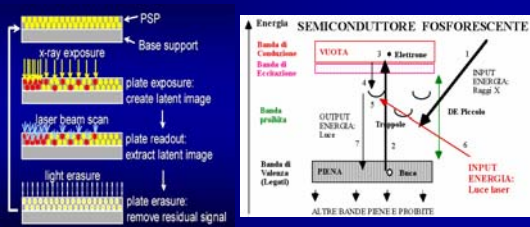
- Ottimizzazione del lavoro
- Possibilità di collegamento con i sistemi RIS/PACS aziendali grazie alla compliance con le diverse classi di servizi dello standard di comunicazione DICOM
- Riduzione dei costi per il materiale radiografico (filmless)
- Possibilità di post processing compensa grandemente la differenza qualitativa con le immagini analogiche convenzionali



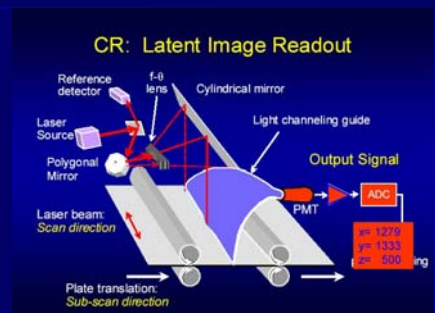
Tecnologia dei sistemi digitali

- Plate ai fosfori + Lettore Laser (CR)
- Rivelatore + Catena Televisiva (CCD cameras systems)
- Active Matrix Flat Panel Detectors (DR)

CR: formazione dell'immagine latente



CR: lettura dell'immagine latente



Rivelatori per CR : plate fotostimolabili



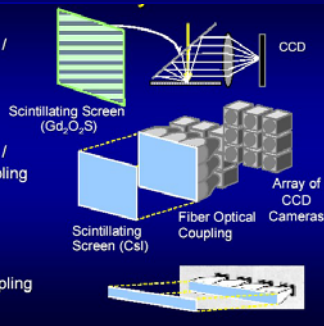
- Efficienza paragonabile ai tradizionali sistemi schermo/pellicola
- Risoluzione spaziale fino a 5 lp/mm per formati 35x43
- Totalmente compatibili con i sistemi radiologici preesistenti; si vanno a sostituire perfettamente alle tradizionali cassette radiografiche
- Possibilità di post processing elimina quasi totalmente il problema delle cattive esposizioni; incremento della produttività dell'unità radiologica, anche se è ancora previsto l'intervento manuale del TSM per la sostituzione e la lettura del plate

Sistemi digitali diretti "non flat": CCD Cameras Systems

- I sistemi CCD (charge coupled devices) sono stati i primi dispositivi digitali a lettura diretta introdotti per applicazioni radiologiche circa 30 anni fa
- Costituiti da un cristallo scintillatore otticamente accoppiato (sistema di lenti o fibre ottiche) ad un dispositivo o ad una matrice di dispositivi CCD che trasforma il segnale luminoso in un segnale digitale
- Riduzione dell'immagine dalle dimensioni del campo di vista del rivelatore alle dimensioni dell'area sensibile del rivelatore o matrice di rivelatori CCD
- Riduzione ottica:
 - Riduzione del rapporto segnale/rumore
 - Distorsione geometrica
 - Light Scatter
 - Riduzione della risoluzione spaziale

Tipi di Rivelatori CCD

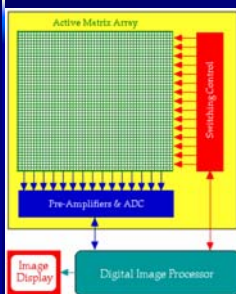
- Area Scintillator / lens coupling
- Area Scintillator / fiberoptical coupling
- Slot scintillator/ fiberoptical coupling



DR: Tecnologia dei sistemi Flat Panel

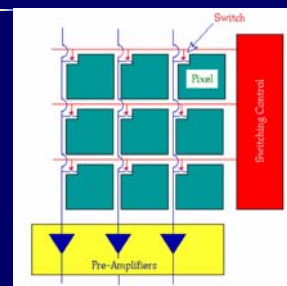
- Basati sulla tecnologia delle AMFPI (Active Matrix of Flat Panels Imagers)
 - AMA (Active Matrix Array) + TFT (Thin Film Transistors);
 - applicazione all'ambito radiologico della tecnologia già sviluppata per i monitor a cristalli liquidi.
- Design compatto
- Robusti
- Superiore qualità di immagine
 - riduzione della dose/paziente a parità di qualità di immagine

AMFPI: schema di funzionamento (1)



- Ampia area di circuiti integrati (matrice attiva) che consiste in molti milioni di elementi semiconduttori identici depositati su un materiale substrato;
- Il funzionamento della matrice è controllato da un processore di immagine digitale che svolge anche le funzioni di immagazzinamento e display dell'immagine acquisita

AMFPI: schema di funzionamento (2)

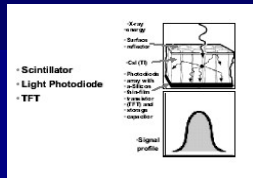


- Area 3 x 3 pixel di una matrice attiva
- Lettura dell'informazione riga x riga
- Nei sistemi fluoroscopici la matrice viene letta in modo continuo

DR: tipologie dei recettori di immagine

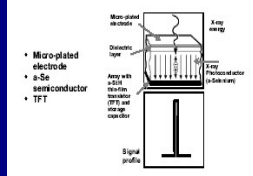
Sistemi a CONVERSIONE INDIRETTA

Materiale scintillatore
matrice attiva (fotodiodi+TFT)

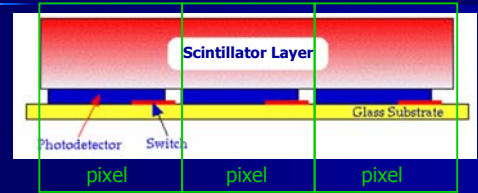


Sistemi a CONVERSIONE DIRETTA

Materiale fotoconduttore
matrice attiva (condensatori + TFT)

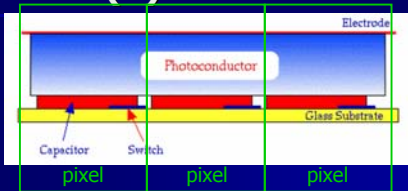


Sistemi a conversione indiretta



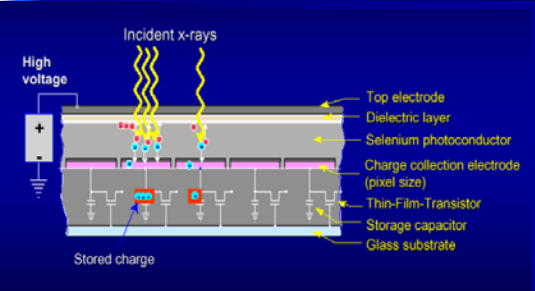
- Materiale scintillatore
 - $Gd_2O_2S:Tb$
 - $CsI:Tl$
- Fotodiodo = converte il segnale ottico in segnale elettrico
- Elemento di switch = abilita lettura riga x riga

Sistemi a conversione diretta (1)



- La radiazione incide direttamente su uno strato di materiale fotoconduttore dove viene liberata, con coerenza spaziale, una quantità di carica proporzionale all'intensità di radiazione incidente
- Selenio amorfo, $Z(a-Se) = 34$
- Alle energie in gioco prevale l'interazione per effetto fotoelettrico

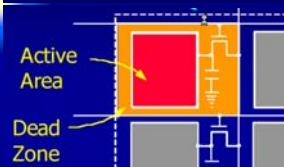
Sistemi a conversione diretta (2)



Qualità dell'immagine nei sistemi DR

- Dimensione del pixel del detettore
- Risoluzione spaziale del rivelatore
- Efficienza di rivelazione

Aspetti geometrici del pixel: fill factor

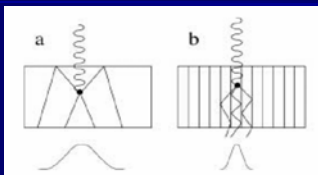


$$\text{Fill factor} = \frac{\text{Active Area}}{\text{Active Area} + \text{Dead Zone}}$$

Large pixels : $\sim 70\%$ \rightarrow $150\mu\text{m}$
Small pixels : $\sim 30\%$ \rightarrow $70\mu\text{m}$

La distanza e la dimensione dei pixel determina solo la massima risoluzione spaziale del sistema.

Risoluzione spaziale nei sistemi a conversione indiretta

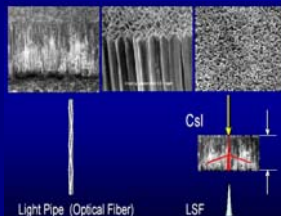


Diffusione della luce

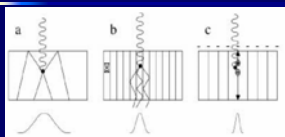
- a) in un cristallo di tipo non strutturato (Gd₂O₂S:Tb)
- b) in un cristallo di tipo strutturato (CsI:Tl)

Crescita a guida di luce del cristallo scintillatore ("structured scintillators")

- Struttura cristallina aghiforme (dimensioni ~ 5-10 μm x 600 μm) simula il comportamento di un insieme di fibre ottiche
- Riduzione della diffusione della luce nello scintillatore
- Migliore qualità d'immagine



Risoluzione spaziale nei sistemi a conversione diretta



Diffusione della luce
 a) in un cristallo di tipo non strutturato (Gd₂O₂S:Tb)
 b) in un cristallo di tipo strutturato (CsI:Tl)
 c) in un materiale fotoconduttore (a-Se)

- Limitata diffusione laterale delle cariche sotto l'azione del campo elettrico.
- Elevata risoluzione spaziale.

Qualità globale dell'immagine digitale: DQE

- MTF = funzione di trasferimento del potere di risoluzione spaziale
- NPS = funzione di trasferimento del rumore
- DQE = funzione di trasferimento del SNR

$$DQE(f) = \frac{SNR_{out}^2(f)}{SNR_{in}^2(f)} \propto \frac{MTF^2(f)}{NPS(f)}$$

Dipende da:

- caratteristiche di assorbimento dei raggi X da parte del rivelatore
- rumore elettronico
- altri tipi di rumore

Conversione indiretta vs. diretta

- | | |
|---|--|
| <ul style="list-style-type: none"> ■ Gd₂O₂S:Tb <ul style="list-style-type: none"> - alta efficienza di conversione X → γ - ridotta risoluzione spaziale a causa della diffusione dei fotoni luminosi nel cristallo ■ CsI:Tl <ul style="list-style-type: none"> - alta efficienza di conversione X → γ - "light pipes structure" limita la diffusione interna migliorando la risoluzione spaziale - più fragili dei cristalli non strutturati | <ul style="list-style-type: none"> ■ a-Se <ul style="list-style-type: none"> - Z=34 - poco efficiente l'assorbimento alle energie in uso in ambito diagnostico (~ 100keV) - ↑ spessore implica problemi legati al riassorbimento delle cariche libere nel cristallo (charge trapping) - ottima risoluzione spaziale (no diffusione delle cariche sotto l'azione del campo elettrico applicato) |
|---|--|

Conclusioni

- Sistemi digitali (CR, DR):
 - ottimizzazione del flusso di lavoro radiologico
 - riduzione dei costi del materiale di consumo
 - facile accesso alle informazioni diagnostiche (PACS)
- CR vs. CsI-TFT vs. a-Se-TFT
 - CR facilmente integrabile nei sistemi preesistenti
 - la scelta fra rivelatori a conversione diretta o indiretta deve essere fatta in relazione all'impiego clinico

Grazie per l'attenzione!

