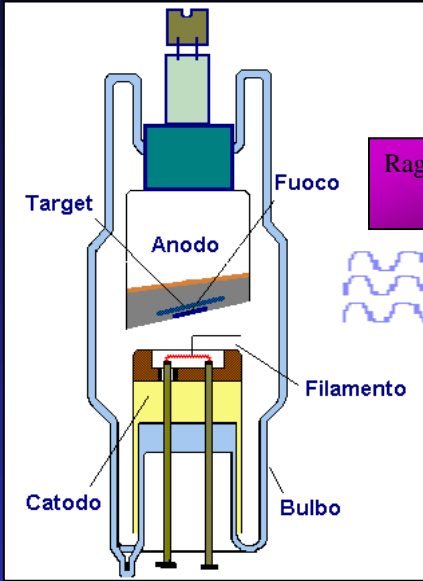


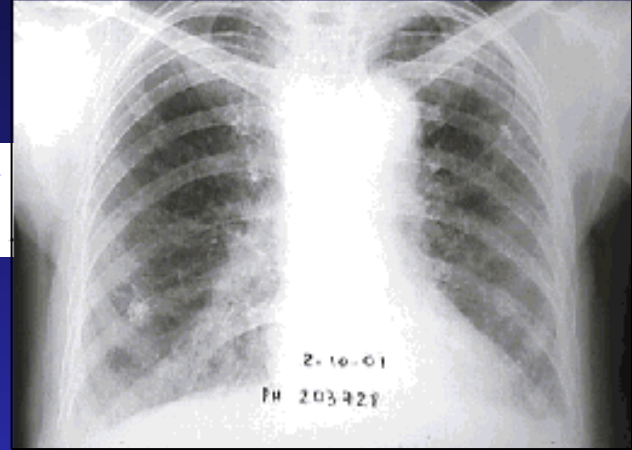
# LA RADIOLOGIA DIGITALE



Raggi X



Raggi X

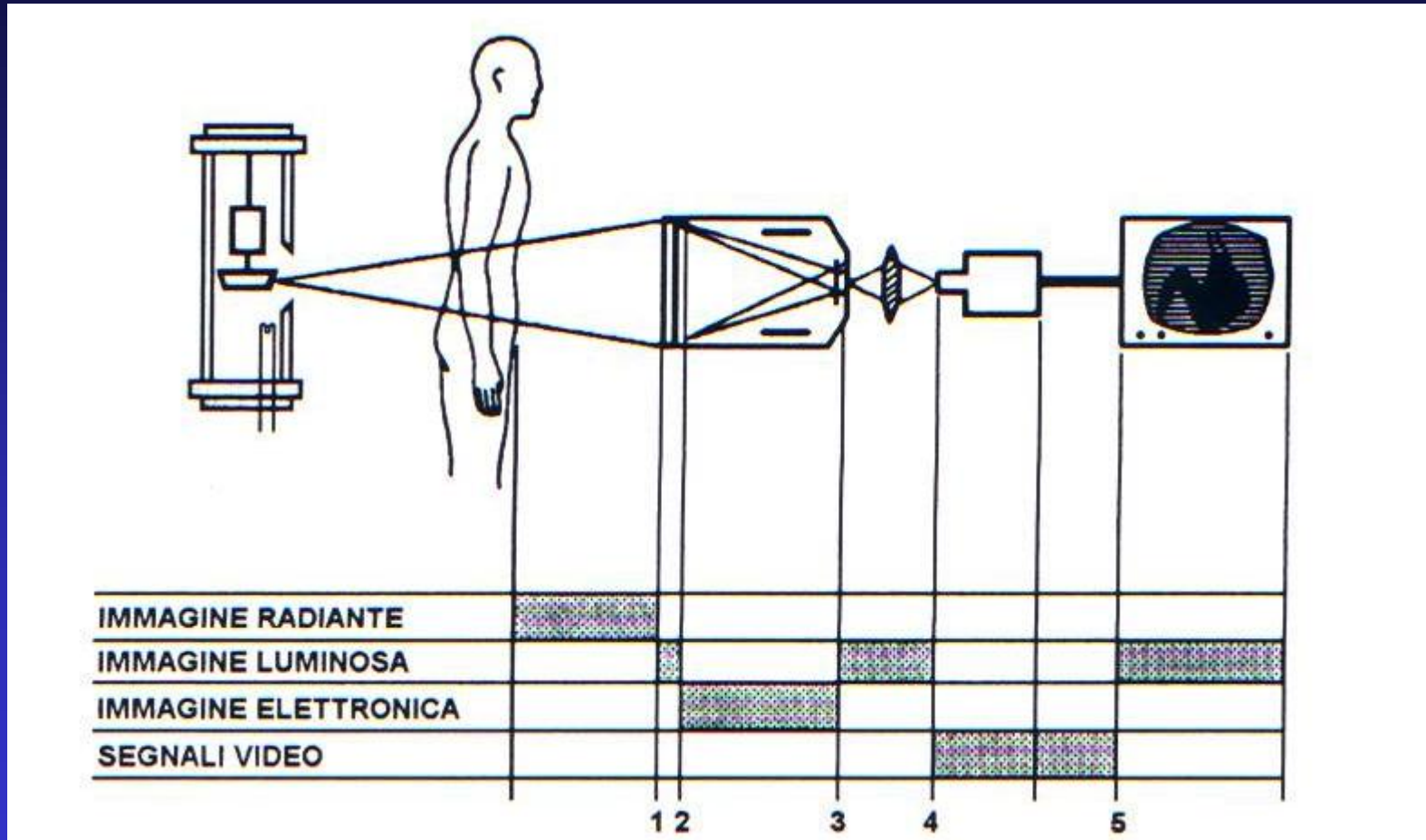


Pellicola radiografica

Tubo radiogeno

# RADIOLOGIA DIGITALE

## Concetto di immagine analogica



# DOCUMENTAZIONE DELLE IMMAGINI DIGITALI

La diagnostica per immagini è strettamente correlata alla  
**FOTOGRAFIA** dalla nascita (fine '800)



Il film fotografico svolge contemporaneamente il ruolo di

- detettore
- visualizzatore della radiazione
- conservazione dell'immagine

# **DOCUMENTAZIONE DELLE IMMAGINI DIGITALI**

**Dagli anni '70 in poi introduzione di nuove tecniche d'indagine utilizzando il computer, in primis TOMOGRAFIA COMPUTERIZZATA e ECOTOMOGRAFIA; in seguito ANGIOGRAFIA DIGITALE, RISONANZA MAGNETICA, PET, ecc...**



**SOSTITUZIONE DELLA PELLICOLA COME DETETTORE PRIMARIO D'IMMAGINE**

# DOCUMENTAZIONE DELLE IMMAGINI DIGITALI

## I DETETTORI PRIMARI DIVENTANO :

cristalli luminescenti e fotomoltiplicatori → **TAC**

intensificatori di brillantezza e telecamera → **ANGIOGRAFIA E  
FLUOROSCOPIA DIGITALE**

antenne radio → **RISONANZA MAGNETICA**

cristalli piezoelettrici → **ECOGRAFIA**

La funzione di base è la stessa per tutti: convertire l'informazione  
in segnale elettrico



**COMPUTER** → [ *NUMERO* ] → **MATRICE** → **IMMAGINE**

## DIGITALE o ANALOGICO?

Il termine “digitale” è impiegato per indicare informazioni espresse in forma numerica, cioè variabili di tipo discreto che possono essere trattate direttamente da un calcolatore.

Le grandezze di tipo “analogico” invece non possono essere utilizzate da un calcolatore se non vengono prima trasformate in forma numerica o digitale. Esse infatti sono rappresentate da variabili che possono assumere un qualunque valore in un intervallo di valori infinitamente vicini tra loro.



Scala di tipo “analogico”, caratterizzata da infiniti valori, infinitamente vicini tra loro



Scala di tipo “discreto”, composta da infiniti valori, ma “finitamente” vicini tra loro.

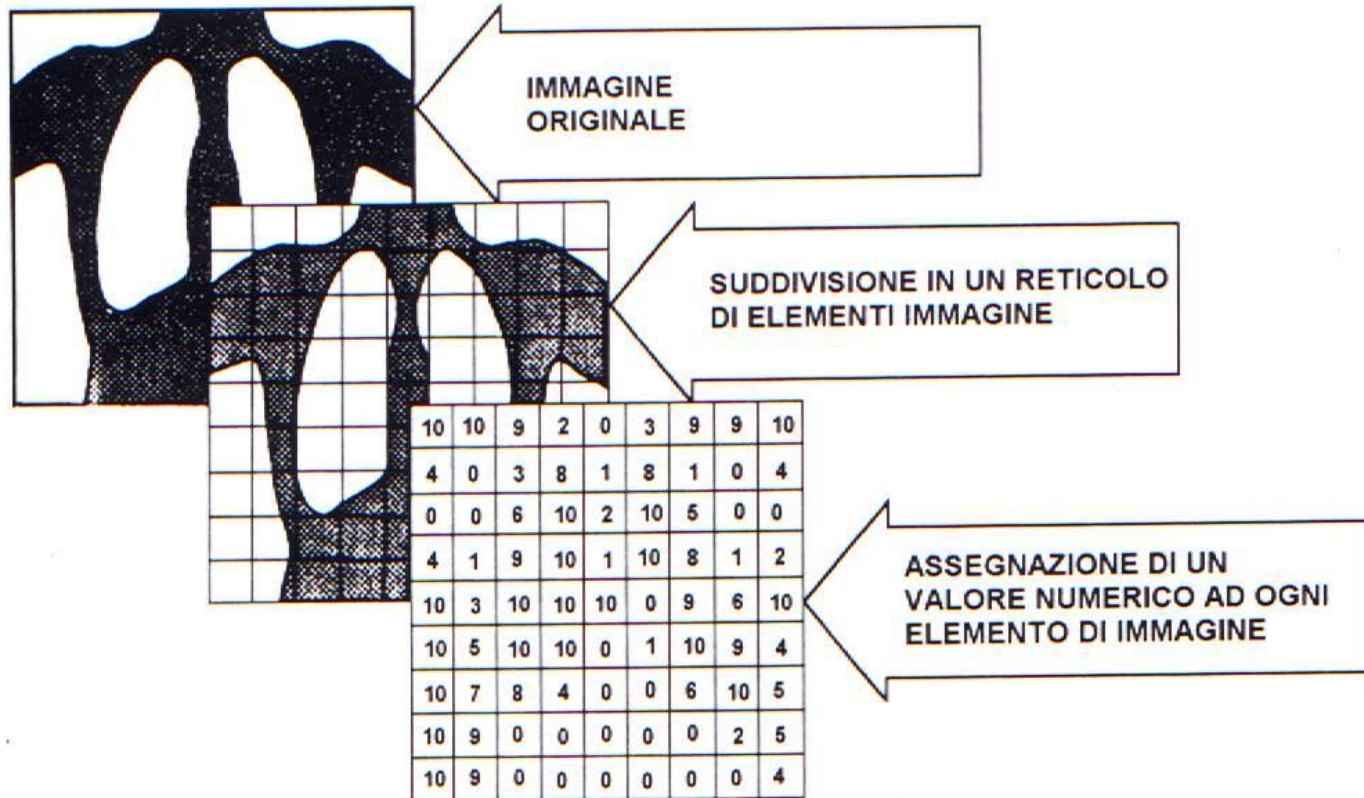
# RADIOLOGIA DIGITALE

- L'immagine digitale è formata da diversi picture elements o **pixels**
- Ad ogni pixels viene attribuito un valore numerico che corrisponde ad un **valore di grigio espresso in bit**
- Binary digit = **bit ( 0/1)**
- **Byte = 8 bit = 256 valori, codice di base per rappresentare le informazioni su disco**
- **KByte, MByte, GByte e TByte** ogni multiplo è 1024 il precedente



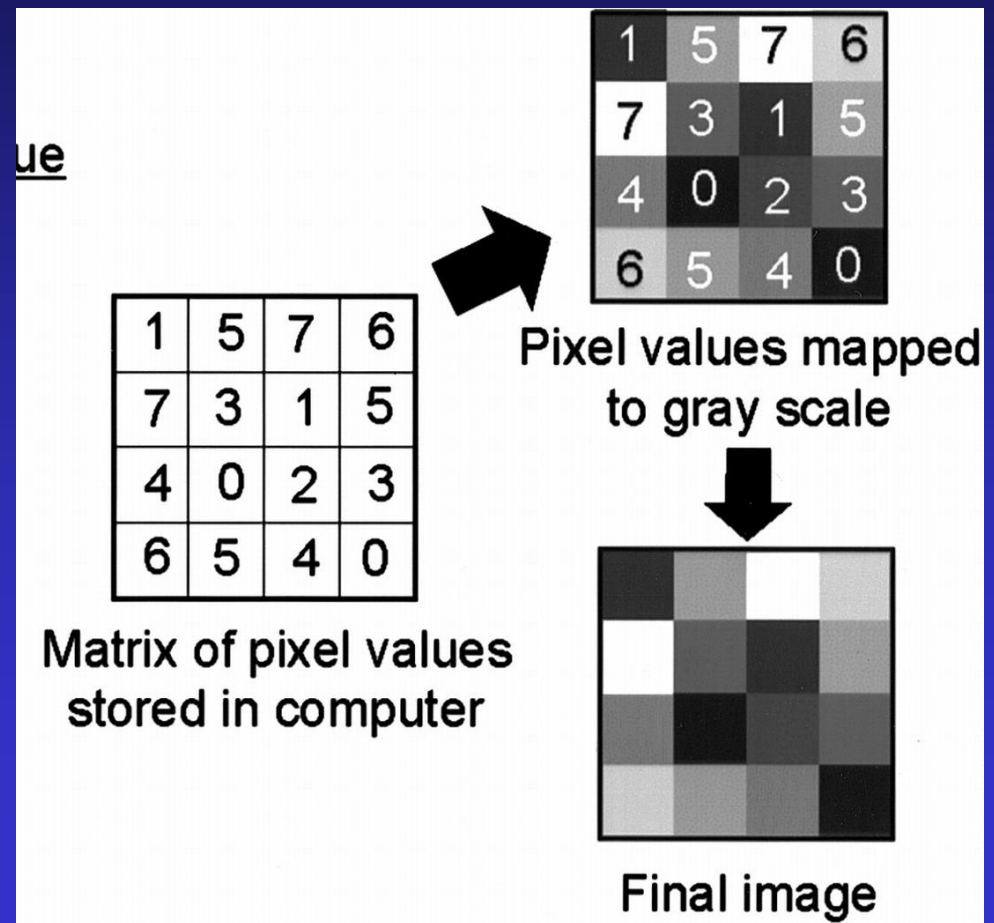
# RADIOLOGIA DIGITALE

## Concetto di immagine digitale

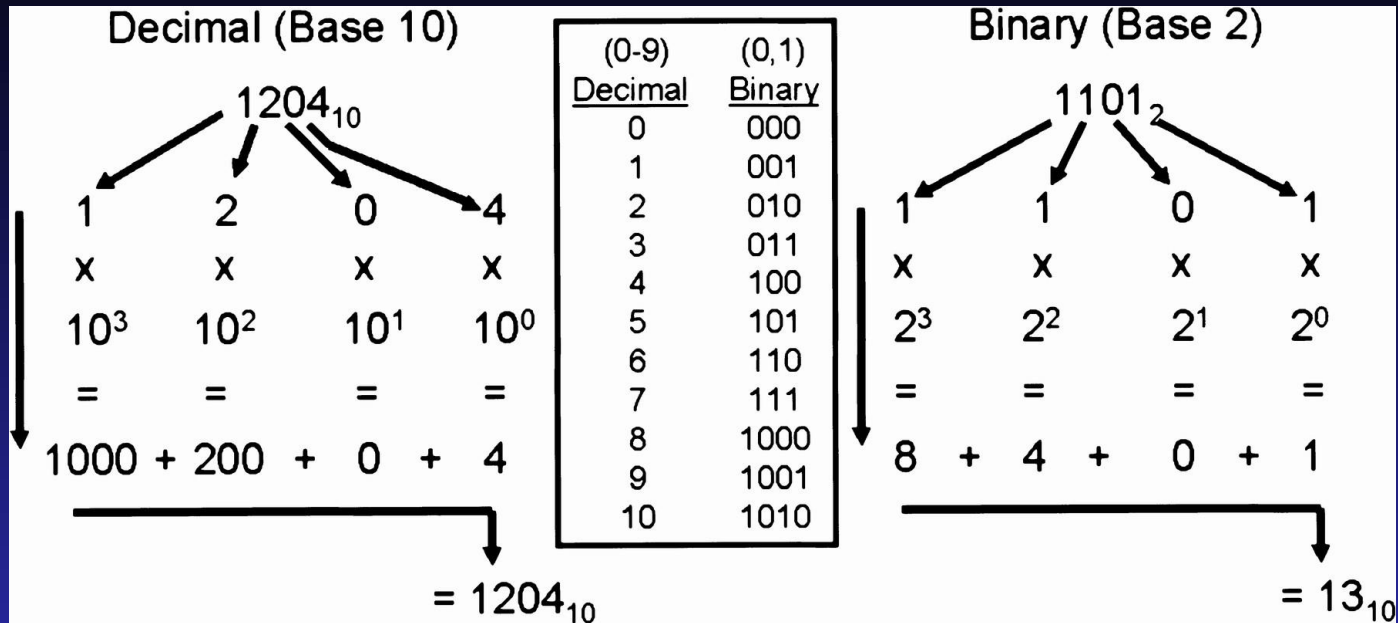


- L'immagine è formata da righe e colonne contrassegnate dai pixels il cui numero è sempre multiplo di un byte:

- 8x8
- 64x64
- 256x256
- 512x512



# RADIOLOGIA DIGITALE



**Figure 1.** Comparison of the composition of decimal and binary numbers. In both systems, numbers are formed by multiplying a digit by a multiplication factor that is dependent on the position of the digit and the base (eg, 10 or 2) of the numbering system. The resulting products are then added together to form a decimal representation of the number.

BYTE da 00000000 a 11111111 ( 256 combinazioni)

# RADIOLOGIA DIGITALE

## SUPPORTI PER LE MEMORIE DI MASSA

### Dischi Magnetici

La memorizzazione avviene magnetizzando la superficie tramite una testina di lettura/scrittura.

I dati possono essere scritti/cancellati/riscritti per un numero indefinito di volte senza logorare il supporto.

Sono volatili per natura, un alto campo magnetico è sufficiente a cancellarne il contenuto.



**Floppy:** Sono i comuni dischetti, possono contenere fino a 1,44 MByte (dei vecchi modelli, ormai fuori commercio, potevano contenere solo 720 KB). Sono caratterizzati da una velocità di lettura/scrittura molto bassa rispetto a quella degli altri dischi.

Il foro in basso a sinistra serve per proteggere il disco da scrittura nel caso si volessero preservare dei dati importanti da cancellazioni accidentali; quando il foro è scoperto il disco è protetto da scrittura, quando il foro è coperto il disco è nuovamente scrivibile. Tutti i supporti magnetici estraibili possiedono un meccanismo di protezione simile a questo.



**Hard disk:** sono dischi contenuti all'interno del computer e non sono normalmente estraibili né visibili dall'esterno. I primi modelli avevano una capacità di pochi MByte, i modelli oggi in commercio arrivano fino ad alcune decine di GByte, ma escono continuamente modelli nuovi di capacità sempre maggiore.

Gli hard disk vengono realizzati secondo 2 diverse tecnologie: EIDE e SCSI; questi ultimi sono più veloci, ma costano anche un po' più degli altri (oltretutto richiedono la [scheda SCSI](#) montata sul computer, mentre i dischi EIDE si connettono direttamente alla [scheda madre](#)).



**Zip:** Somigliano ai dischetti floppy ma sono un po' più grandi e la forma è un po' diversa. Esistono da 100 e 250 MByte e necessitano di un drive apposito, diverso da quello dei floppy. Sono piuttosto costosi (da circa 10 Euro a circa 25 Euro l'uno, a seconda della capacità). Sia i dischi che i [drive Zip](#) vengono prodotti esclusivamente dalla Iomega.



**LS-120:** Introdotti da pochi anni, sono simili agli Zip, ma, a differenza di questi, usano un drive che è in grado di leggere anche i normali floppy. Contengono fino a 120 MByte e costano circa 10 Euro l'uno. Non si sono molto diffusi.

# RADIOLOGIA DIGITALE

## SUPPORTI PER LE MEMORIE DI MASSA

### Dischi Ottici

La memorizzazione avviene “bruciando” con un laser la superficie (che passa da lucida a opaca).

In genere non possono essere cancellati, ma esistono dei dischi che consentono la cancellazione e la riscrittura per un numero di copie limitato, in quanto ad ogni cancellazione la superficie tende a deteriorarsi fino a divenire inutilizzabile (CD riscrivibili).



**CD-ROM (Compact Disk):** sono esattamente gli stessi CD usati per la musica, la sigla ROM (Read Only Memory) indica il fatto che i dati, una volta scritti su CD, sono indelebili e potranno essere soltanto letti.

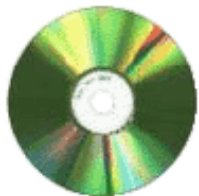
La capacità tipica è di 650 MByte (che nei CD audio corrisponde a 74 minuti di registrazione), ma esistono anche modelli leggermente più capienti.

Un CD vergine (scrivibile con un [masterizzatore](#)) costa da 50 centesimi a 2 Euro, a seconda della marca e della qualità. I più economici sono ovviamente più soggetti a difetti di fabbricazione. Esistono anche modelli che presentano un lato stampabile (usando stampanti particolari), ottimi per riprodurre perfette copie pirata di CD originali.

La scrittura su CD è sempre un'operazione piuttosto complessa e delicata in quanto deve avvenire seguendo un ritmo costante e senza interruzioni. Se, per qualunque motivo, il flusso di dati durante la scrittura rimane bloccato, il CD è da buttare e bisogna ricominciare tutto da capo con uno nuovo.



**Mini CD:** sono CD con diametro ridotto (8 cm) e capacità di 180 MByte o 21 minuti. Sono perfettamente compatibili con i normali lettori CD (eccetto quelli in cui il CD va inserito attraverso una fessura). Esistono in commercio anche le **CD Card**, dischetti di forma rettangolare (!) grandi all'incirca come una carta di credito e con capacità che va da 30 a 80 MByte. Pare che le case produttrici ci stiano prendendo gusto: qualcuna ha addirittura annunciato il lancio di CD card a forma di cuore e di nuvoletta!



**DVD (Digital Versatile Disk):** Esteriormente sono in tutto simili ai CD-ROM, ma possono contenere da 9 a 17 GByte (cioè fino a 25 volte la capacità di un normale CD). Sono usati da alcuni anni soprattutto per i film digitali, tuttavia possono benissimo contenere anche i normali dati come i CD-ROM; il problema è che lo standard dei DVD ancora non è stato definito del tutto, comunque a partire dall'estate 2001 si trovano in commercio i primi masterizzatori per DVD ad un prezzo abbordabile (circa 700 Euro).

Per leggere i DVD occorre un lettore CD appropriato (i normali drive per CD non sono in grado di farlo). Il lettore DVD è invece sempre in grado di leggere anche i normali CD-ROM.

# RADIOLOGIA DIGITALE

## SUPPORTI PER LE MEMORIE DI MASSA

### Dischi Magneto-Ottici

Dischi a supporto magnetico in cui la riscrittura può avvenire solo dopo forte riscaldamento della superficie con un fascio laser. A temperatura ambiente non sono sensibili ai campi magnetici.

Hanno costi elevati e sono poco utilizzati (es.: necessità di salvare frequentemente grandi quantità di dati in condizioni di sicurezza).



**MOD (Magneto Optical Disk)**, o semplicemente "MO": ne esistono di tre misure: 3,5" (come i floppy), 5,25" e 12". La capacità cresce con le dimensioni. Il prezzo parte da 5 Euro (per i più piccoli), mentre il costo dei drive va da 350 Euro in su.

L'uso di questi dischetti estraibili è piuttosto raro, in genere i dischi magneto-ottici vengono impiegati in batterie di dischi interni (tipo hard disk), che possono arrivare a sfiorare la capacità di 1 TeraByte.

### Nastri Magneto-Ottici

Usati dagli amministratori di grandi sistemi di computer per creare periodicamente copie (Backup) del contenuto degli hard-disk, in modo da salvare i dati qualora se ne guastasse uno.

La lettura/scrittura è molto lenta (anche alcune ore).



**DAT (Digital Audio Tape)**: Può contenere alcune decine di GByte. È a forma di cassetta, un Po' più grande e tozza di una cassetta audio.

Il nome deriva dall'utilizzo originario del supporto, usato negli studi di registrazione professionali per l'audio digitale di alta qualità.

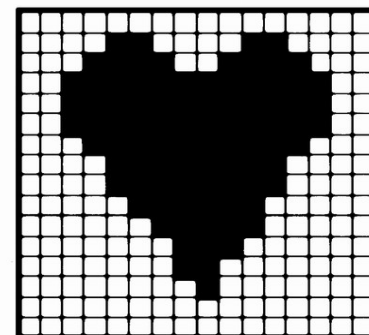
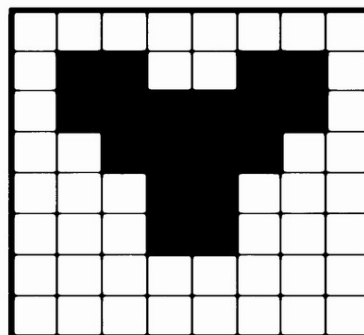
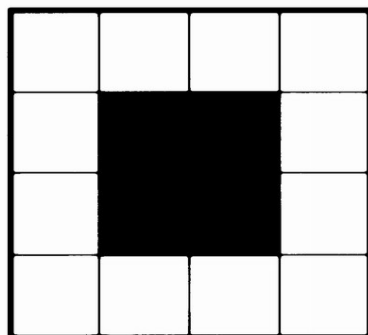
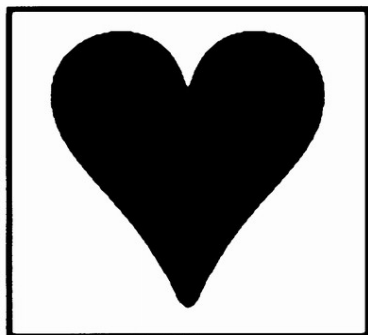
## Concetto di immagine digitale

- L'immagine è formata da righe e colonne contrassegnate dai pixels il cui numero è sempre multiplo di un byte:
- 8x8
- 64x64
- 256x256
- 512x512

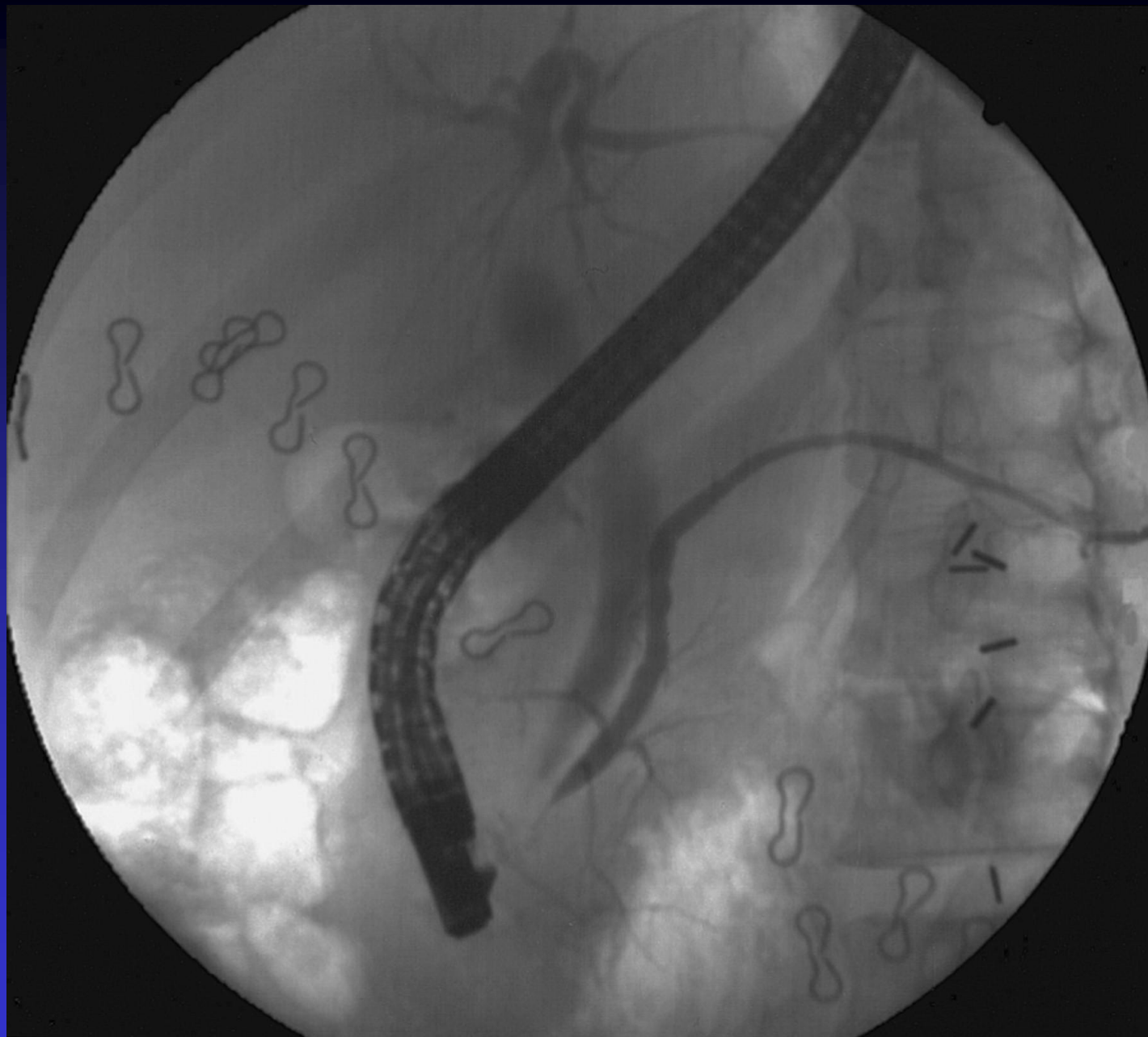
# risoluzione spaziale

Oggetto

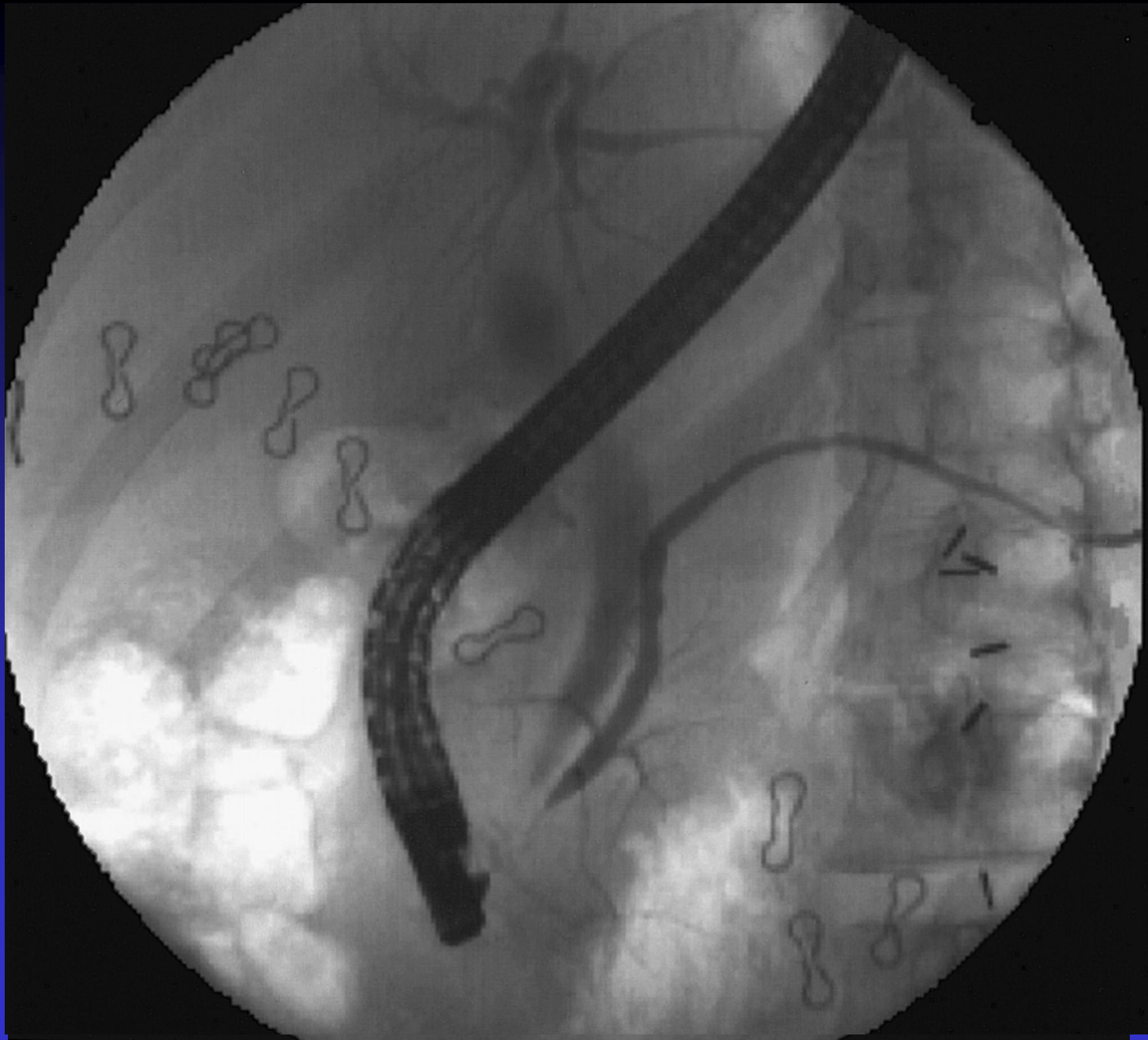
riproduzione digitale







512x512



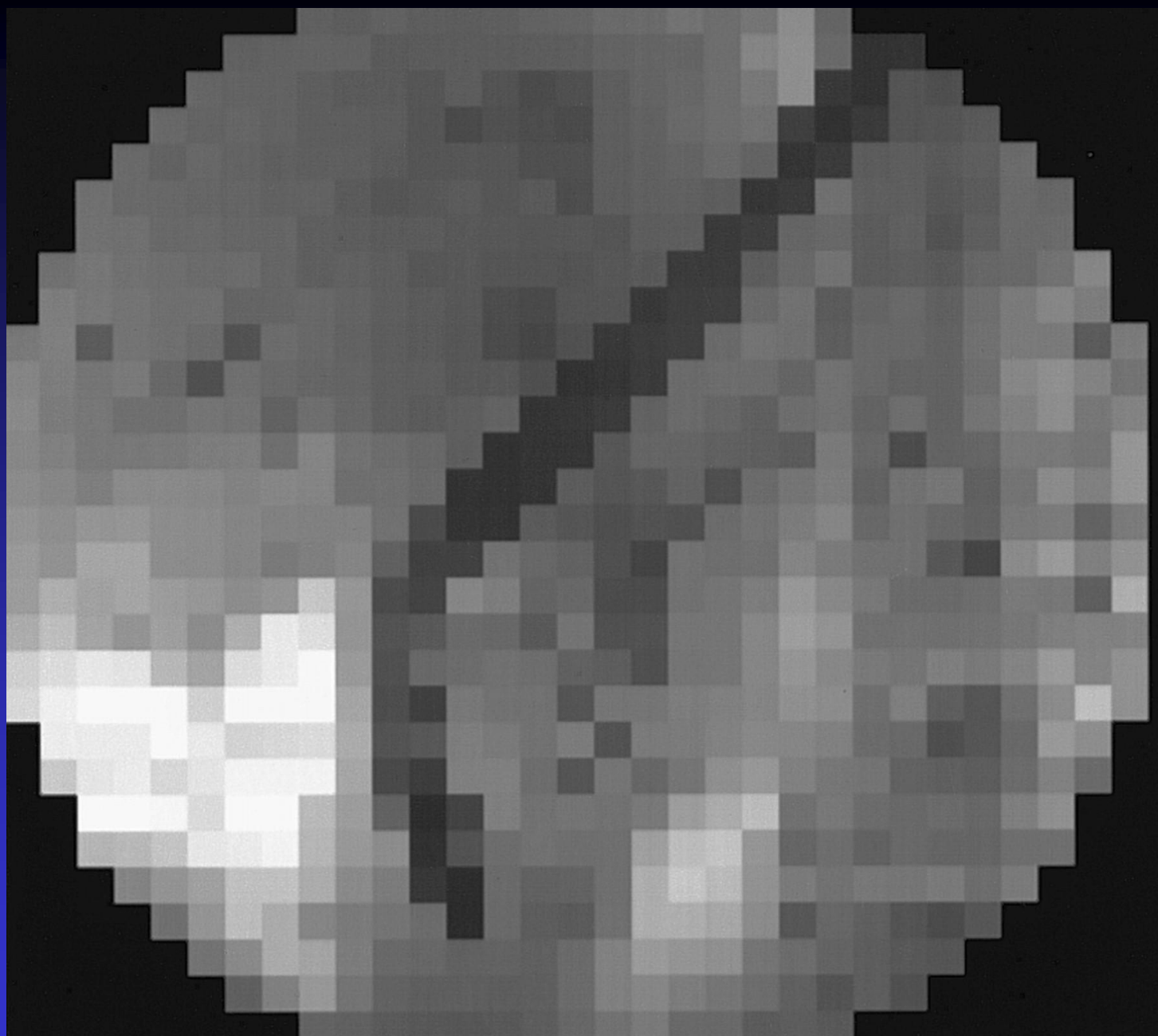
256x256



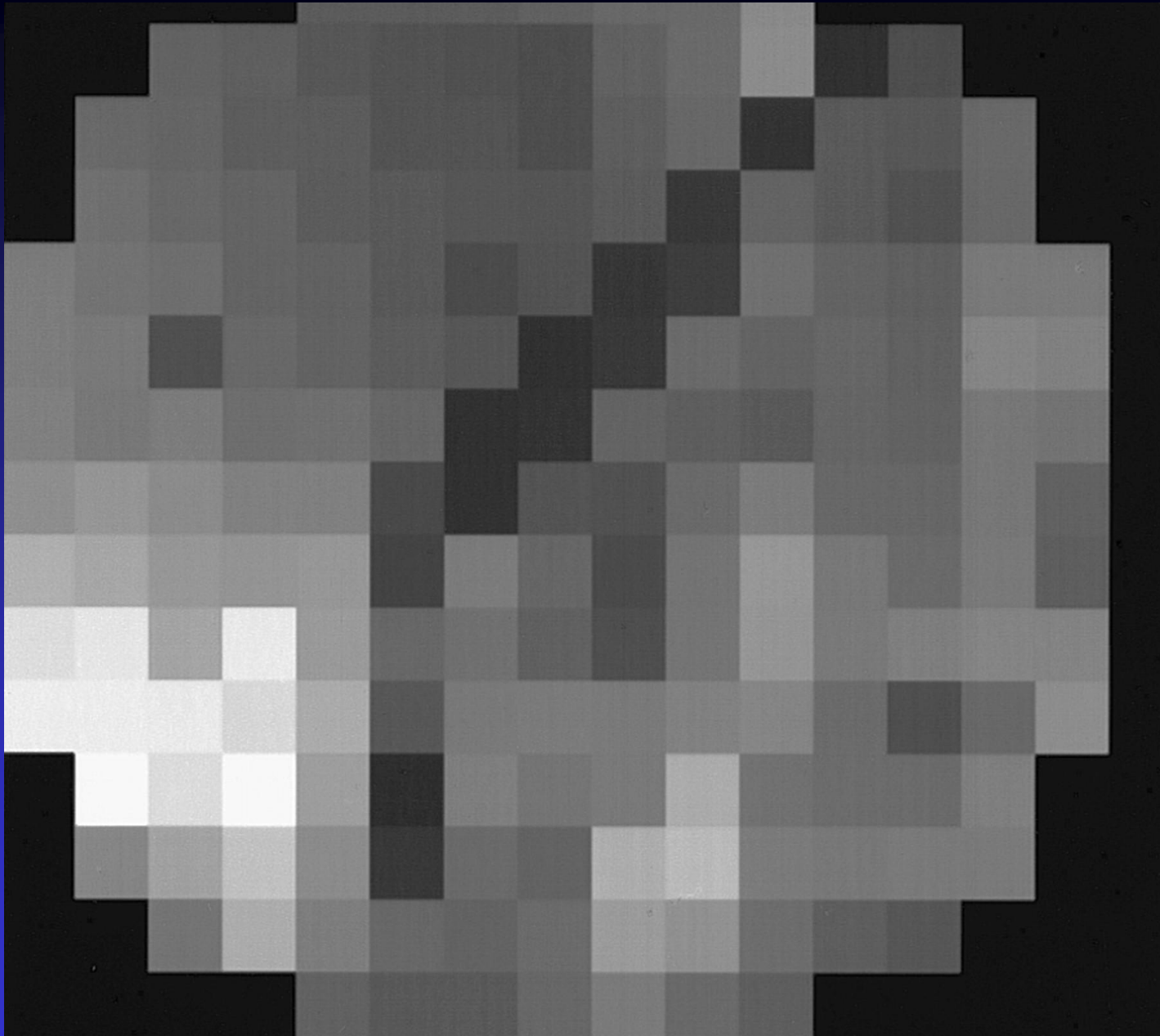
128x128



64x64



32x32



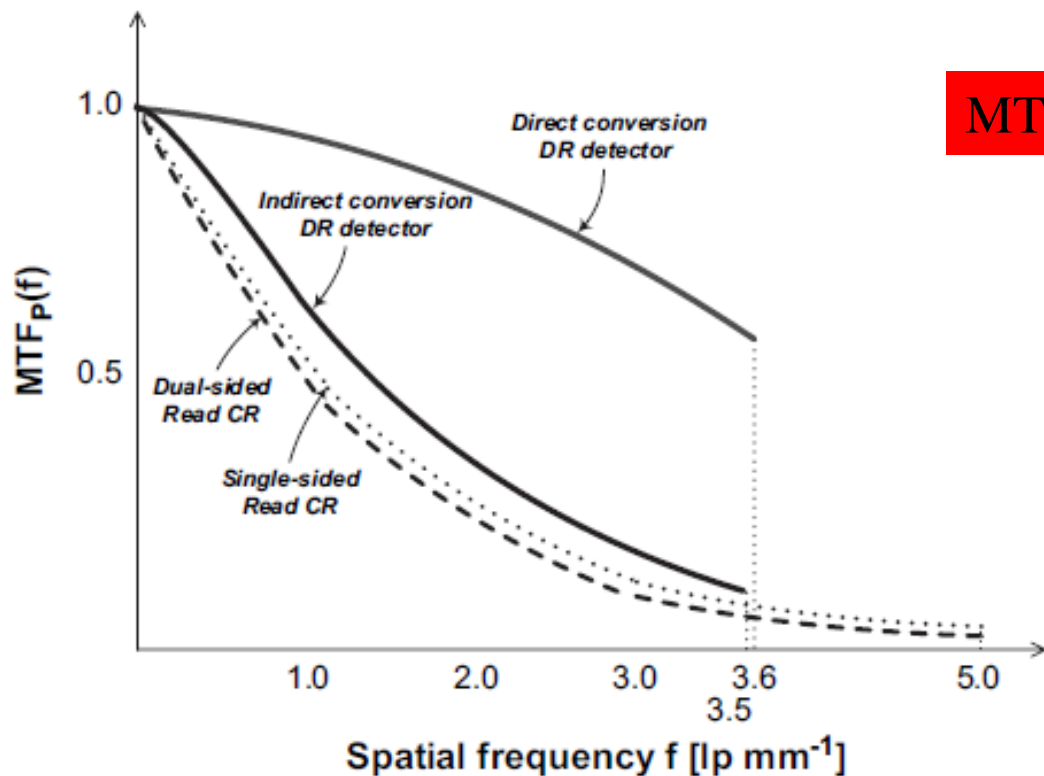
16x16

# risoluzione spaziale

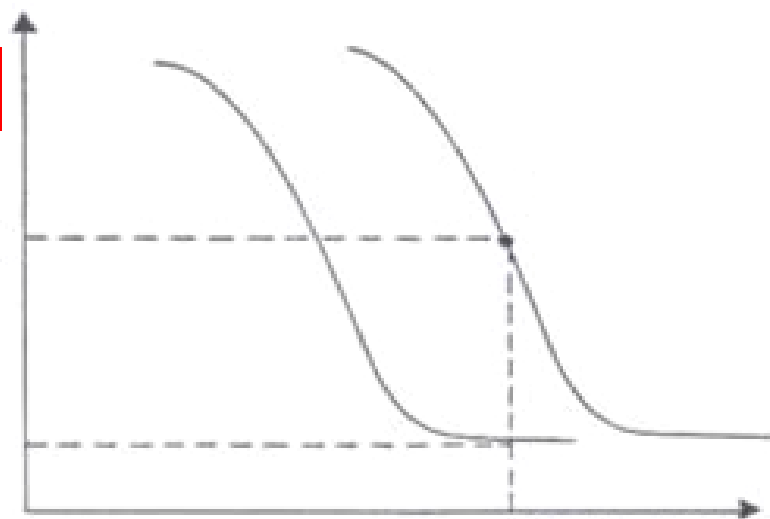
La risoluzione spaziale viene espressa in paia di linee per mm.

- **Edge Response Function (ERF)**: misura l'accuratezza di demarcazione del confine esistente tra diverse strutture.
- **Modulation Transfer Function (MTF)**: rapporto tra le informazioni registrate e quelle disponibili nell'originale per ciascun valore di risoluzione..

# risoluzione spaziale



MTF



5,2 paia di linee/mm

Figure 5 Comparison of the pre-sampling MTFs of indirect and direct-conversion DR detectors versus single- and dual-sided read CR systems.



## RUMORE

- *P<sub>segnale</sub>* è la potenza del segnale utile e *P<sub>rumore</sub>* la potenza totale del rumore presente nel sistema.
- Aumenta con l'aumentare del FOV (campo di vista) e con il diminuire della matrice ovvero è proporzionale alle dimensioni del pixel.

$$SNR = \frac{P_{segnale}}{P_{rumore}} \quad \text{con} \quad 0 \leq SNR < \infty$$

## RUMORE

- Rumore quantico
- Rumore elettronico
- Rumore di quantizzazione
- Rumore dei processi di elaborazione

## *Rumore quantico*

- E' comune sia ai sistemi analogici che digitali e dipende dai meccanismi di produzione della radiazione a livello del tubo radiogeno e dai processi di interazione della radiazione con la materia. Entrambi questi processi sono descritti dalla meccanica quantistica e quindi da leggi probabilistiche. Esiste una relazione tra il numero di fotoni e il rumore: all'aumentare dell'esposizione e quindi della concentrazione di fotoni per unità di superficie, l'effetto del rumore quantico si riduce.

## *Rumore elettronico*

- E' il risultato del contributo di tutti i componenti elettronici della catena di trattamento del segnale analogico (sistemi di lettura laser, amplificatori di segnale, cavi di collegamento). La principale fonte di rumore in radiologia digitale è rappresentata dai pannelli fotosensibili e in particolar modo dal sistema di lettura laser. Il rumore elettronico può essere contenuto il più possibile, utilizzando componenti di elevata qualità e con schermatura totale dei cavi.

## *Rumore di quantizzazione*

- E' proprio del convertitore analogico/digitale ed è dovuto all'approssimazione introdotta nel processo di conversione, dove il segnale reale viene rappresentato attraverso un numero finito di valori discreti. Utilizzando immagini a 12 bits (4096 livelli di grigio), il rumore di quantizzazione viene contenuto entro livelli trascurabili.

## *Rumore dei processi di elaborazione*

- Si genera durante il trattamento dei dati. I processi di elaborazione, anche se finalizzati al miglioramento della qualità dell'immagine, ne alterano il loro contenuto originale, introducendo una certa quota di rumore che, grazie agli attuali sistemi software, può essere in gran parte controllata.

## DETECTIVE QUANTUM EFFICIENCY

**Valuta la performance dei detettori nel registrare l'informazione ricevuta.**

DQE < 100%

Misura del livello di rumore ottenuta comparando il rumore di un detettore con quanto atteso in un detettore ideale con le stesse caratteristiche di rapporto segnale/rumore (SNR).

$$DQE = \text{SNR}_{\text{recorded}}^2 / \text{SNR}_{\text{input}}^2$$

Pellicola: 25%

CR: 20-35%

DR conversione indiretta: 60-70%

DR conversione diretta: 35%

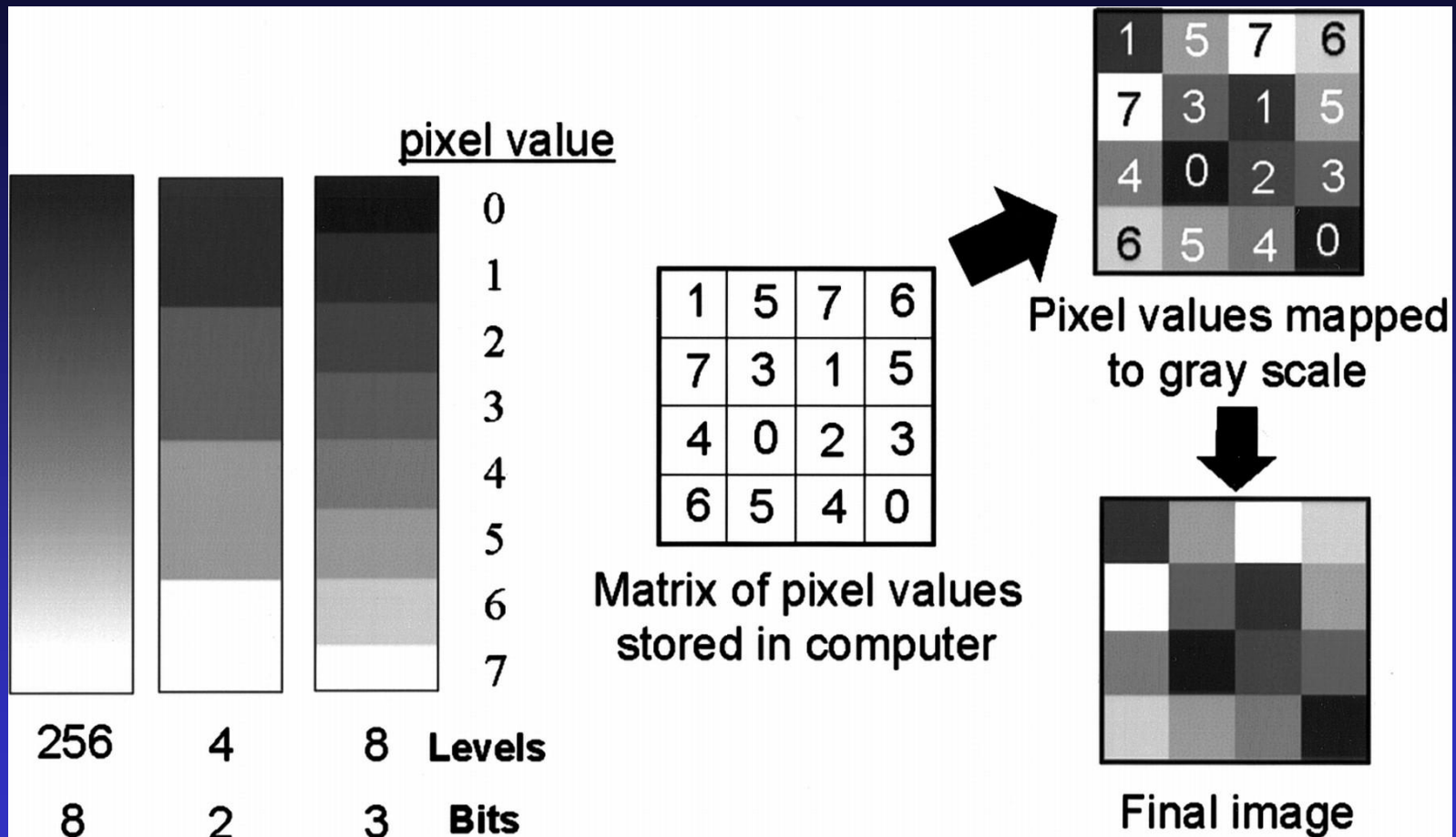
## Risoluzione di contrasto

**Capacità di registrare diversi livelli di grigio.**

- 1. Analogico = 16**
- 2. Digitale : = valore in bit del singolo pixels ( 8 bit = 256 livelli di grigio, 12 bit = 4096)**
- 3. Windowing : considerare una finestra nell'ambito dei livelli ( window) con un livello (level – WL) intermedio**



## Risoluzione di contrasto



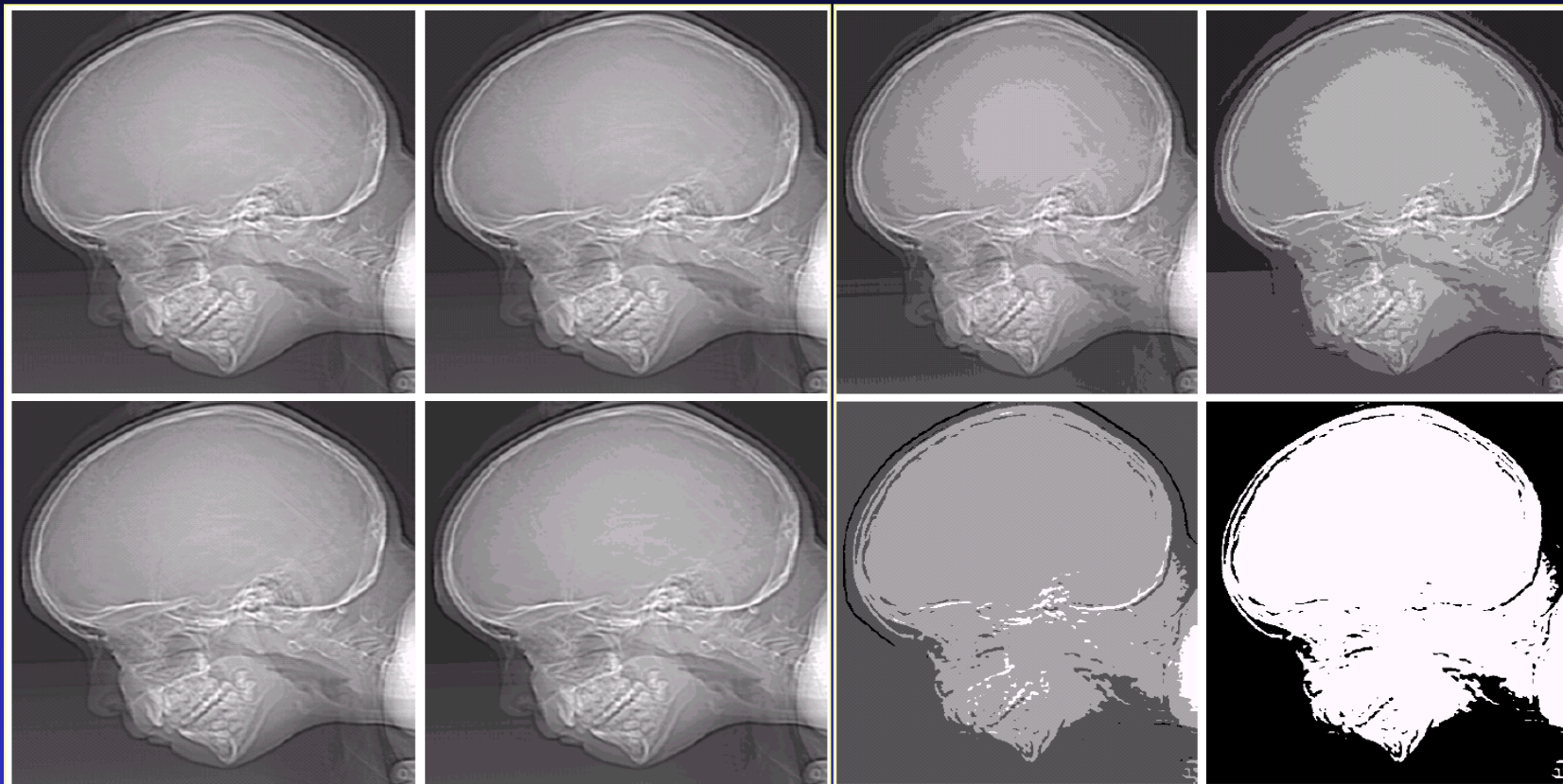
Formation of a displayed image from a 4 x 4 matrix of pixel values (stored as a series of binary numbers). A 3-bit binary system is used, which can encode up to eight ( $2^3$ ) different values (0-7 in decimal). The eight values are assigned to eight shades of gray between white and black. The gray level assigned to a pixel value will be displayed at that pixel location in the matrix. Likewise, an 8-bit image may have a maximum of 256 different pixel values and 256 different shades of gray.

256

128

16

8



64

32

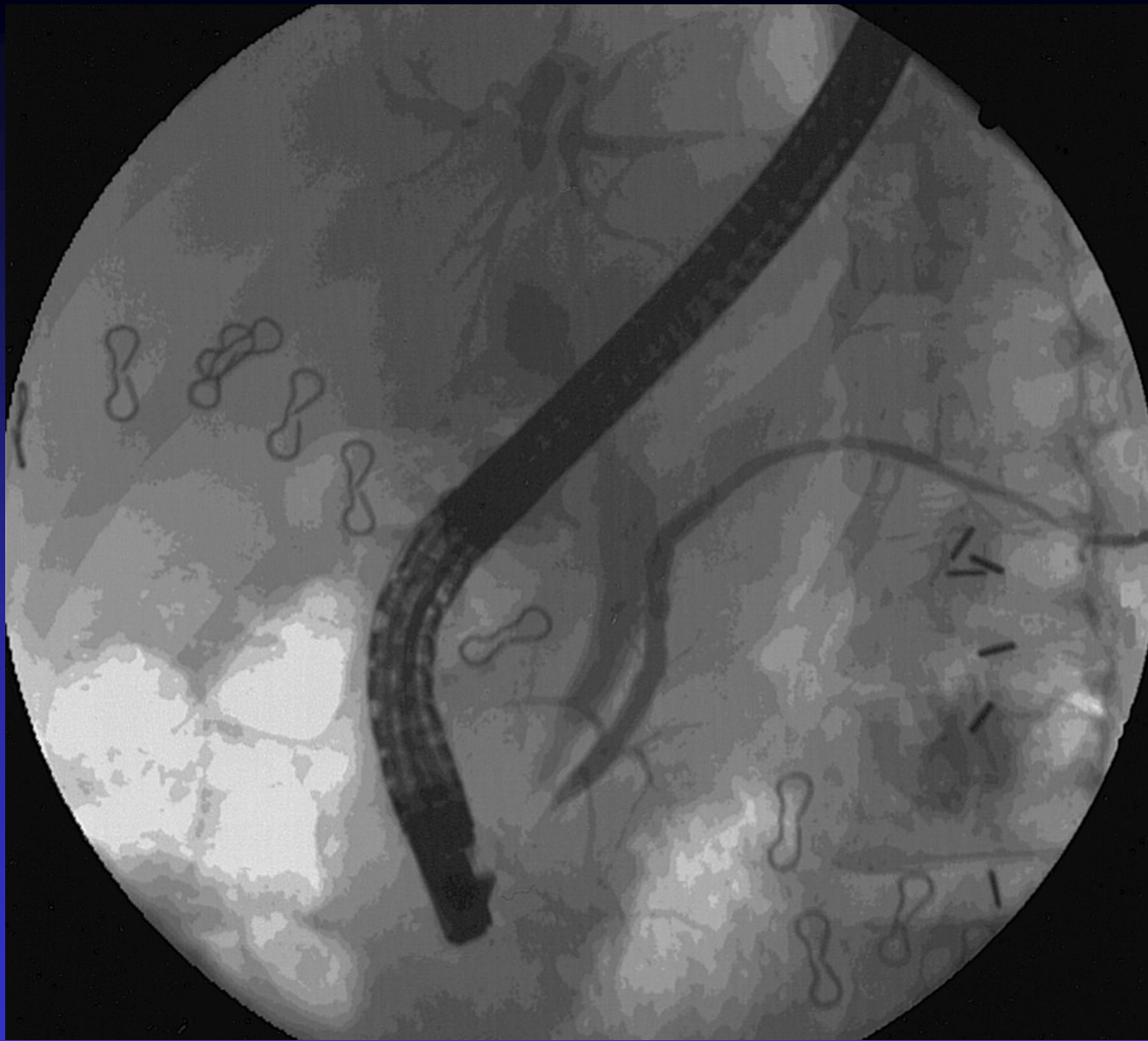
4

2

Formation of a displayed image from a 4 x 4 matrix of pixel values (stored as a series of binary numbers). A 3-bit binary system is used, which can encode up to eight ( $2^3$ ) different values (0-7 in decimal). The eight values are assigned to eight shades of gray between white and black. The gray level assigned to a pixel value will be displayed at that pixel location in the matrix. Likewise, an 8-bit image may have a maximum of 256 different pixel values and 256 different shades of gray.



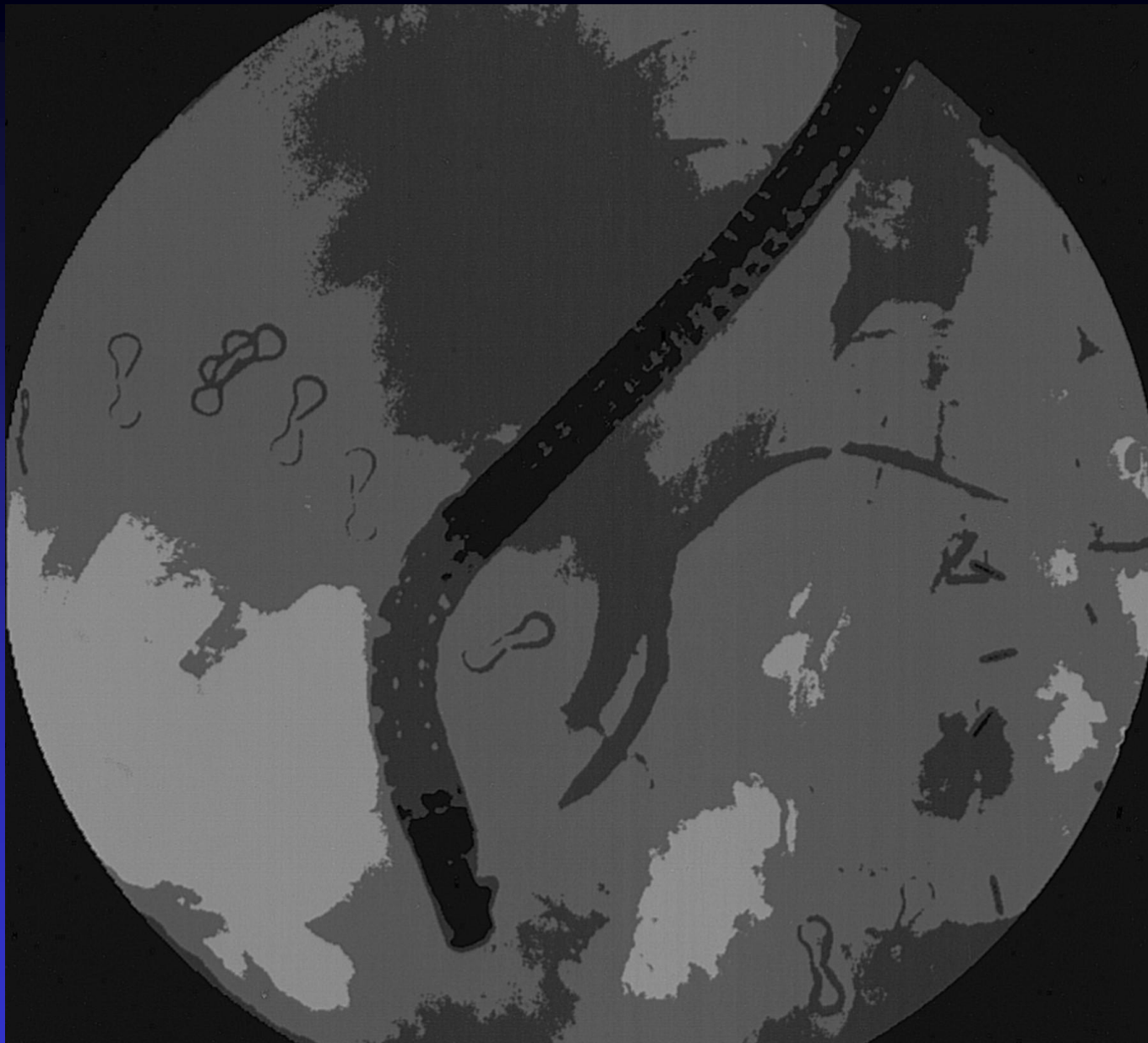
256 livelli di grigio 8 bit



16 livelli di grigio 4 bit



8 livelli di grigio 3 bit



4 livelli di grigio 2 bit

Comparison of a clinical image at different bit depths (constant  $512^2$  matrix): 256 gray levels (8 bits) **(a)**, 16 gray levels (4 bits) **(b)**, eight gray levels (3 bits) **(c)**, and four gray levels (2 bits) **(d)**. As the number of available gray levels decreases, contrast resolution decreases. Objects with pixel values similar to the surrounding pixel values are assigned the same gray level, making them indistinguishable (eg, the hepatic vessels). High-contrast objects (pixel values significantly different from those of surrounding tissue) are still visualized even at four gray levels (eg, the endoscope). Note that spatial resolution (edge definition) is maintained for the high-contrast objects.



# **RADIOLOGIA DIGITALE**

I sistemi radiologici impiegati in diagnostica utilizzano sempre più di frequente il computer, con acquisizione diretta delle immagini in formato digitale. Tecniche che utilizzano il computer sono in particolare la Tomografia Computerizzata, l'Ecografia e la Risonanza magnetica.

Per quanto riguarda l'acquisizione di immagini radiologiche convenzionali, le tecniche più utilizzate sono 3:

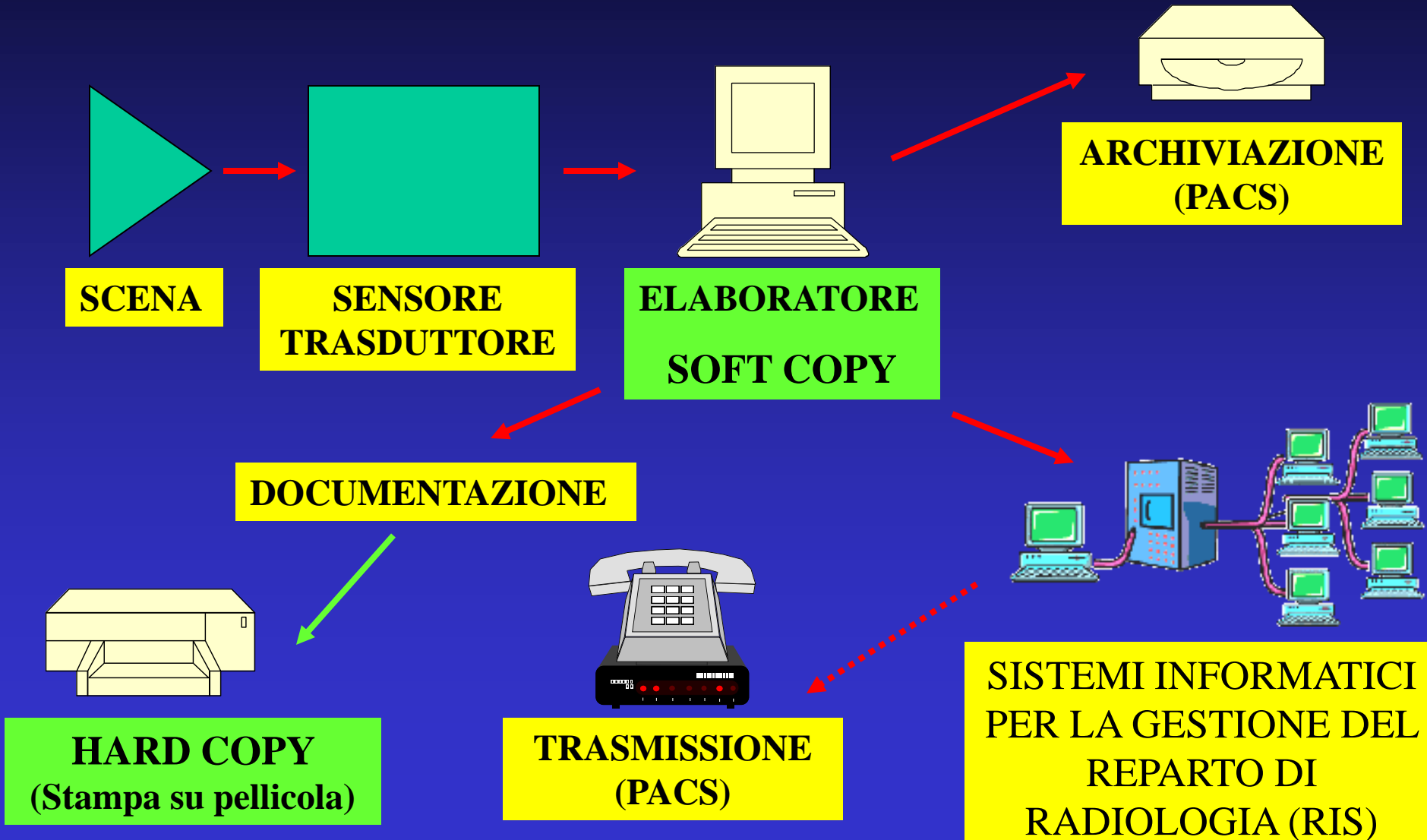
**FLUOROSCOPIA DIGITALE**

**ANGIOGRAFIA DIGITALE**

**RADIOLOGIA DIGITALE**

# RADIOLOGIA DIGITALE

## PROCESSO DI GESTIONE DELLE IMMAGINI IN FORMA ELETTRONICA



## FLUOROSCOPIA

Per “FLUOROSCOPIA” si intende la tecnica radioscopica che utilizza uno schermo fluorescente. Essa permette di osservare direttamente, con i raggi X, in forma DINAMICA, la morfologia e la patologia dei vari organi del corpo umano.

Rappresentazione “real time” con elevata risoluzione temporale (~ 30 immagini/sec).

Molto utilizzata negli anni seguenti la scoperta dei raggi X (1895), essa era applicabile in particolare ad esami di interventzionistica, ad esami cardiaci e alla localizzazione di particolari anatomici per la scelta di appropriate proiezioni.

## **FLUOROSCOPIA**

### **INDICAZIONI**

**Attualmente le indicazioni principali della radioscopia fluoroscopica sono l'analisi dei fenomeni dinamici degli esami dell'apparato digerente, soprattutto nelle metodiche con utilizzo di mezzi di contrasto.**

**Inoltre sotto controllo radioscopico con l'utilizzo del MdC è anche possibile eseguire manovre terapeutiche : es. rimozione di corpo estraneo che provoca ostruzione in esofago.**

**Generalmente nello studio tipico di un paziente vi è la combinazione contemporanea degli esami**

- 1) radioscopico con intensificatore di brillantezza**
- 2) radiografico.**

## **FLUOROSCOPIA**

**Le componenti principali dell'apparecchio per fluoroscopia tradizionale sono:**

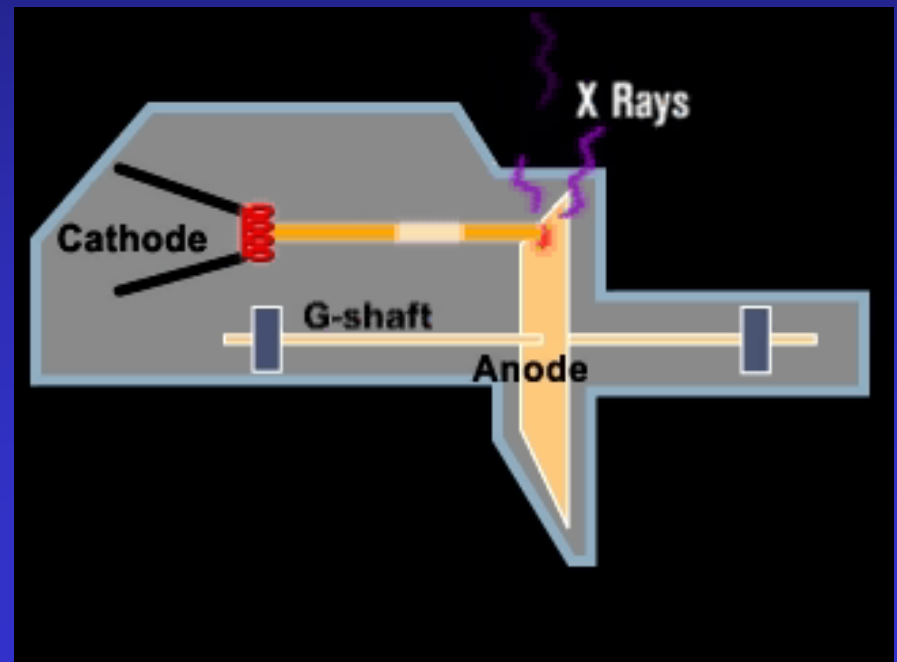
- 1) generatore e sorgente di raggi X**
- 2) intensificatore di brillantezza**
- 3) ottiche di accoppiamento**
- 4) Schermo luminoso e sistema di raccolta dell'immagine, generalmente costituito da una telecamera ad alta risoluzione**

## FLUOROSCOPIA

### 1) GENERATORE E SORGENTE RAGGI X

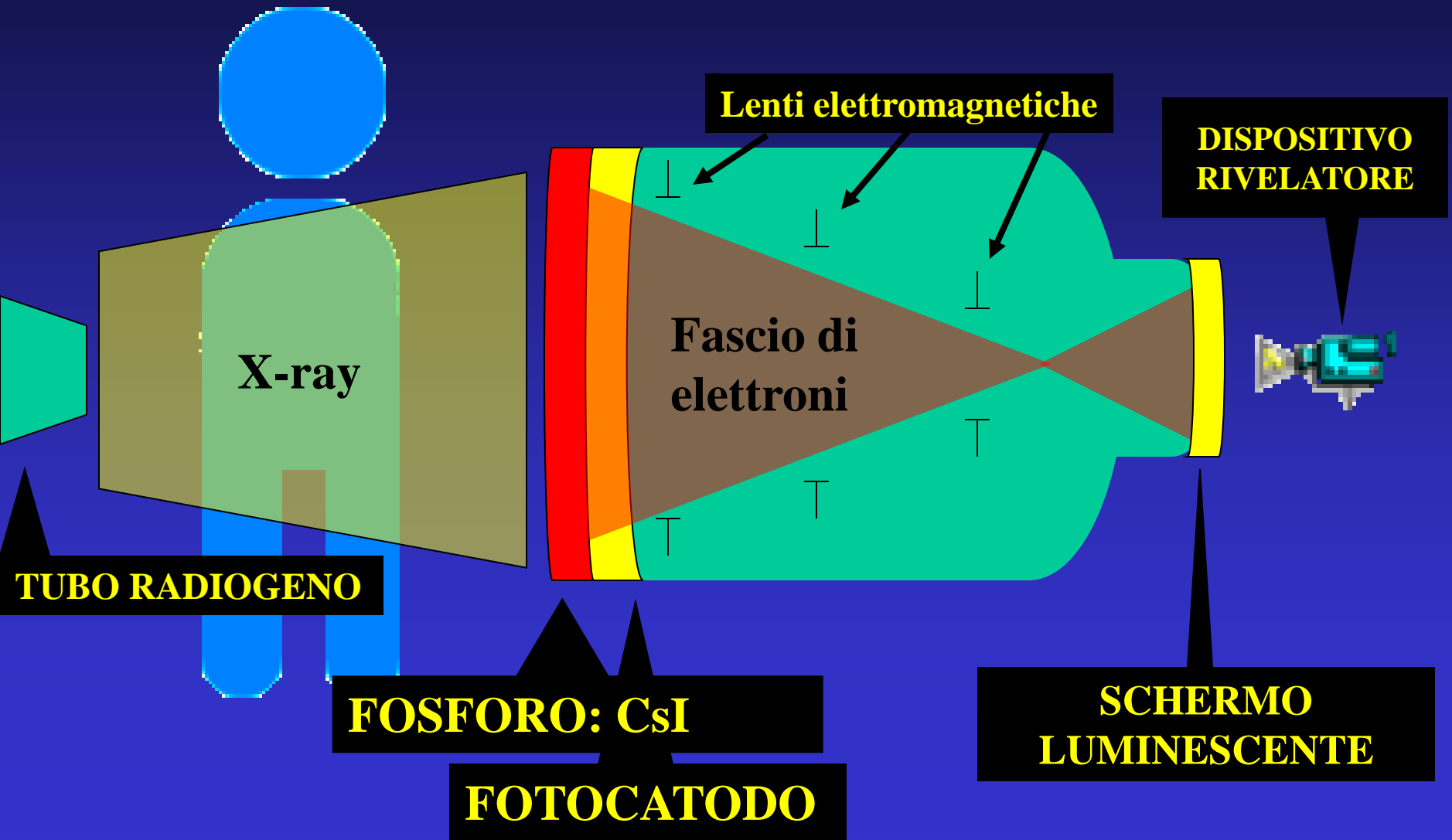
Per “generatore radiologico” si intende la combinazione di tutti gli elementi deputati al controllo e alla produzione dell'energia elettrica necessaria all'alimentazione del tubo radiogeno.

Il “tubo radiogeno” è l'apparecchiatura che serve alla produzione dei raggi X.



## FLUOROSCOPIA

### 2) INTENSIFICATORE DI BRILLANZA



## FLUOROSCOPIA

### 2) INTENSIFICATORE DI BRILLANZA

Caratteristiche principali sono la risoluzione spaziale e la efficienza di detezione. Esse dipendono in modo inversamente proporzionale dallo spessore dei fosfori di entrata dell'intensificatore.

Potere massimo di risoluzione = 5 linee / mm

#### ARTEFATTI generati dall'IDB:

1) Distorsione periferica → non degrada la risoluzione ma agisce negativamente sulla fedeltà di riproduzione

2) Sfuocamento del singolo punto dell'immagine nel trasferimento tra il fosforo di entrata e quello di uscita → comporta una riduzione del potere di risoluzione



## **FLUOROSCOPIA**

### **3) OTTICHE DI ACCOPPIAMENTO - DIAFRAMMA**

**Il trasferimento dell'immagine luminosa dal fotocatodo del tubo intensificatore alla telecamera/osservatore avviene sempre tramite sistemi ottici costituiti da coppie di obiettivi e da eventuali prismi o specchi.**

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

## FLUOROSCOPIA

### 4) DISPOSITIVO RIVELATORE

L'immagine singola persiste sullo schermo per un  $t > 34$  msec.

Vari sono di dispositivi utilizzati per “raccolgere” l'immagine che compare sullo schermo luminescente:

1) CINEPRESA → **obsoleta**

2) SPOT CAMERA

3) TELECAMERA AD ALTA RISOLUZIONE



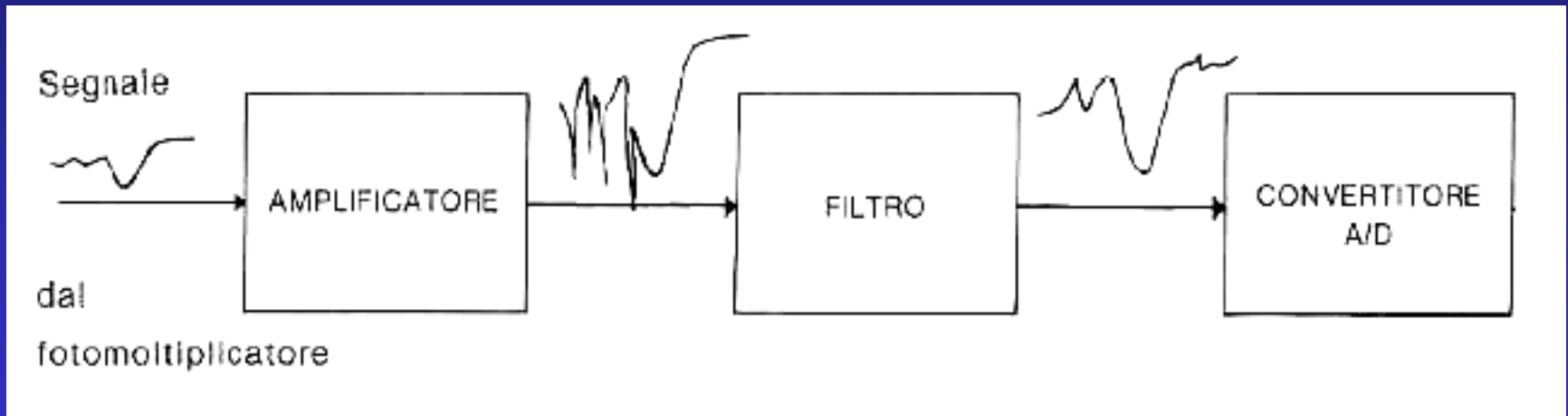
**Monitor video**

**Videoregistratore**

**Stampante laser**

## FLUOROSCOPIA DIGITALE

STESSE COMPONENTI DELLA FLUOROSCOPIA  
TRADIZIONALE con  
CONVERSIONE ANALOGICO → DIGITALE



Il convertitore è posto all'uscita dell'intensificatore di brillantezza),

## **FLUOROSCOPIA DIGITALE**

### STESSE COMPONENTI DELLA FLUOROSCOPIA TRADIZIONALE con **CONVERSIONE ANALOGICO → DIGITALE**

Telecamera di tipo VIDICON o **PLUMBICON** → preferibile  
per minor persistenza dell'immagine.

Risoluzione spaziale fino a 1024 x 1024



La telecamera proietta l'immagine su una matrice di elementi digitali che provvedono direttamente alla conversione A/D.

Tali dati sono inviati al computer che, oltre a provvedere all'operazione di post-processing, consente il salvataggio delle immagini su dischi magneto-ottici.

**CCD cameras:** memorizzano l'immagine in pixel fino alla sua lettura.

Più piccole, richiedono meno energie, durano più a lungo.

## **CHARGED-COUPLED DEVICES**

The basic CCD consists of a series of metal-oxide-semiconductor capacitors that are fabricated very close together on a semiconductor surface. Originally invented by Bell Laboratories in 1969 in an effort to create new computer memory devices, CCDs were quickly adapted for use as photodetectors when their sensitivity to visible light was recognized. Today, CCDs are used in a wide variety of indirect-conversion x-ray imaging devices, including large-area radiographic imaging systems and the familiar image-intensifier television system that is used in fluoroscopy.

## FLUOROSCOPIA DIGITALE

### FLAT-PANEL DETECTOR SYSTEM

Costituiti da un fotoscintillatore (CsI) che produce un segnale luminoso diretto ad fotodiodo.

Il fotodiodo produce una corrente elettrica proporzionale alla quantità di luce ricevuta.



Formazione di un'immagine digitale, senza conversione A/D

- Già usati in angiografia;
- I costi elevati ne limitano l'utilizzo in ambiti non cardiovascolari.



## **FLUOROSCOPIA DIGITALE**

### **FLAT-PANEL DETECTOR SYSTEM**

- **Già usati in angiografia;**
- **Sono più piccoli → movimenti più flessibili;**
- **Non richiedono videocamera;**
- **Non presentano la deformazione geometrica caratteristica degli intensificatori di brillanza.**
- **Sono più efficiente nel ricevere il segnale = minor dose di radiazioni e miglior range dinamico.**
- **I costi elevati ne limitano l'utilizzo in ambito non cardiovascolare;**
- **Sono sensibili a temperatura e shock meccanici;**
- **Limitata risoluzione spaziale (grandezza del detettore).**

## **FLUOROSCOPIA DIGITALE**

### **VANTAGGI**

**La digitalizzazione delle immagini e la memorizzazione su dischi magneto-ottici comporta:**

- 1) Minor dose di radiazioni al paziente**
- 2) Maggior accuratezza diagnostica grazie alla elevata sensibilità di contrasto e al post processing applicabile a posteriori**
- 3) Risparmio economico e gestionale**

### **SVANTAGGI**

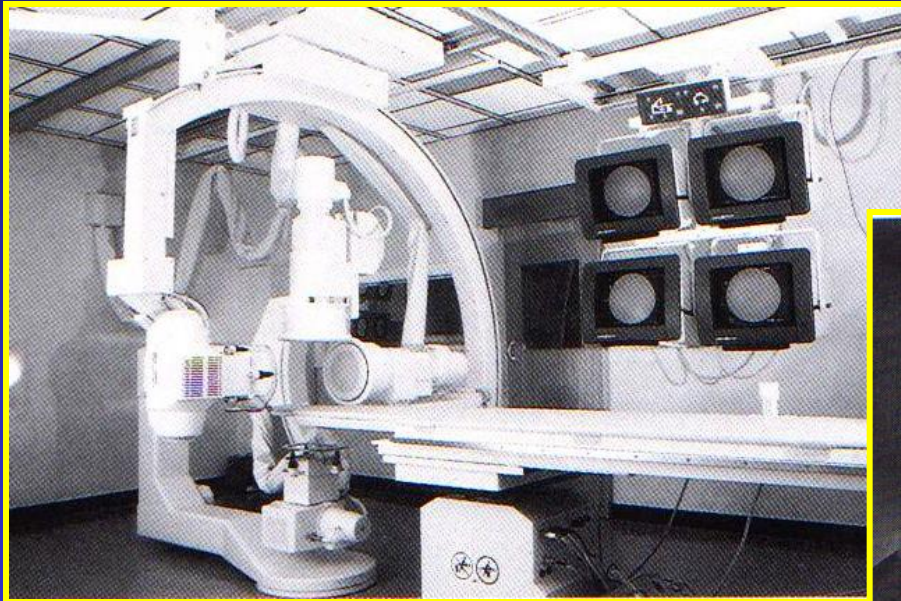
**Risoluzione dell'immagine inferiore a quella delle pellicole radiografiche tradizionali**



# RADIOLOGIA DIGITALE

## ANGIOGRAFIA DIGITALE

Il termine “angiografia” accomuna un insieme di metodiche radiologiche contrastografiche aventi la finalità di visualizzare i vasi arteriosi (*arteriografia*) o venosi (*flebografia*).

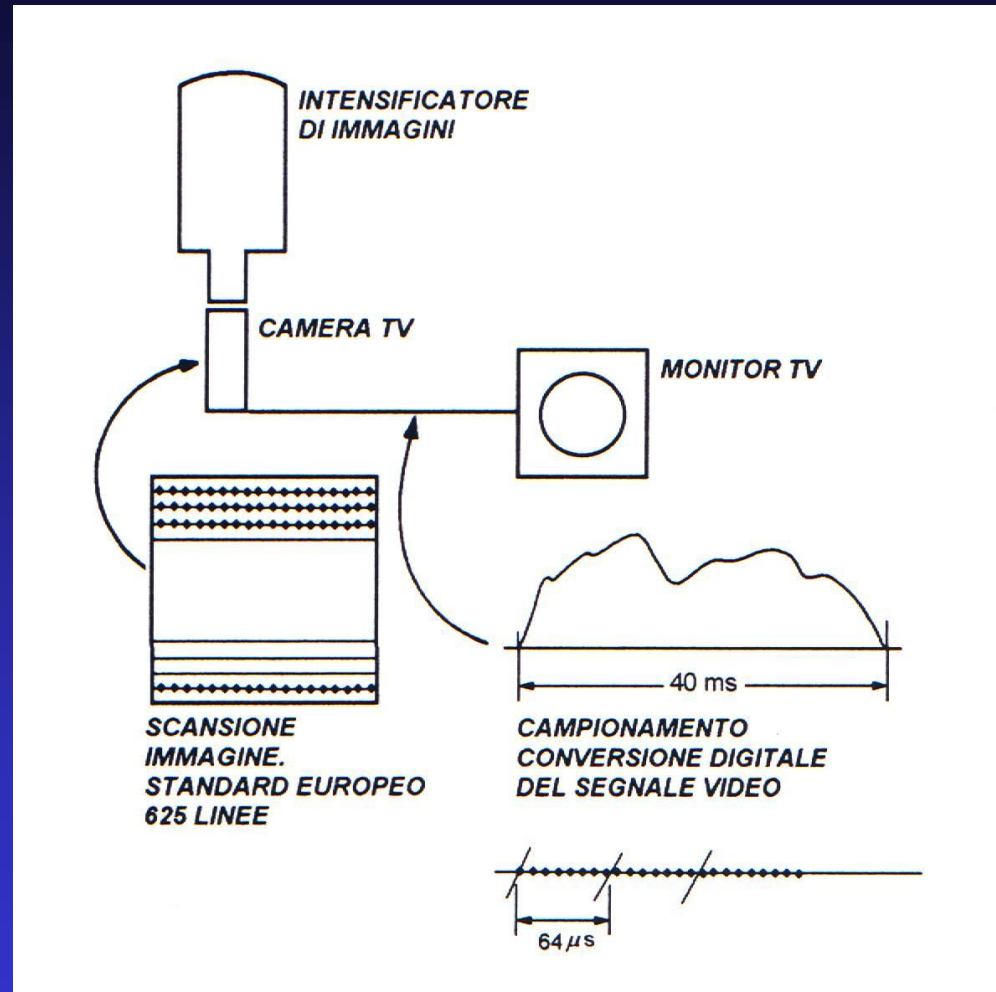


## ANGIOGRAFIA DIGITALE

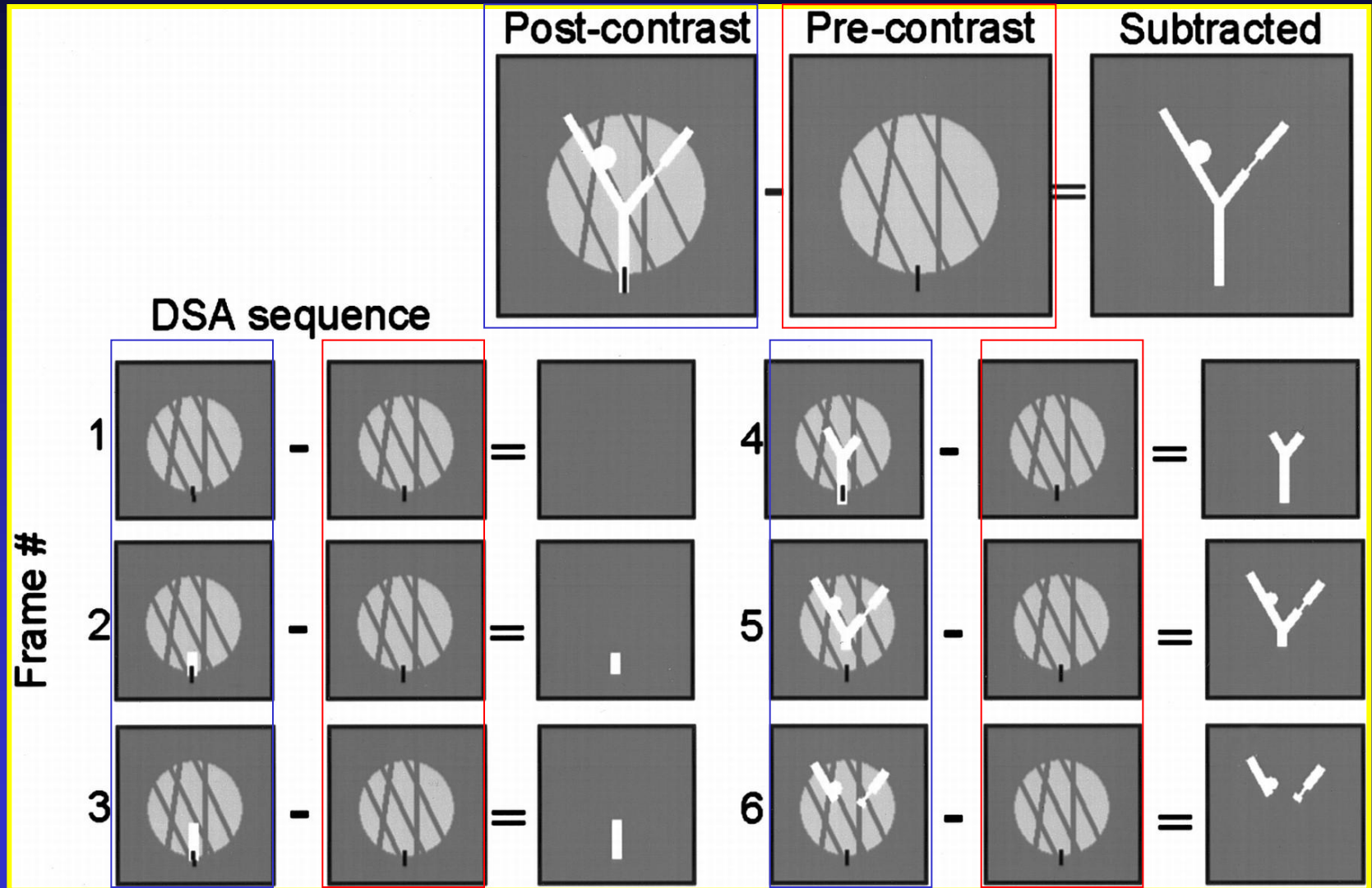
Le fasi dello studio angiografico digitale sono :

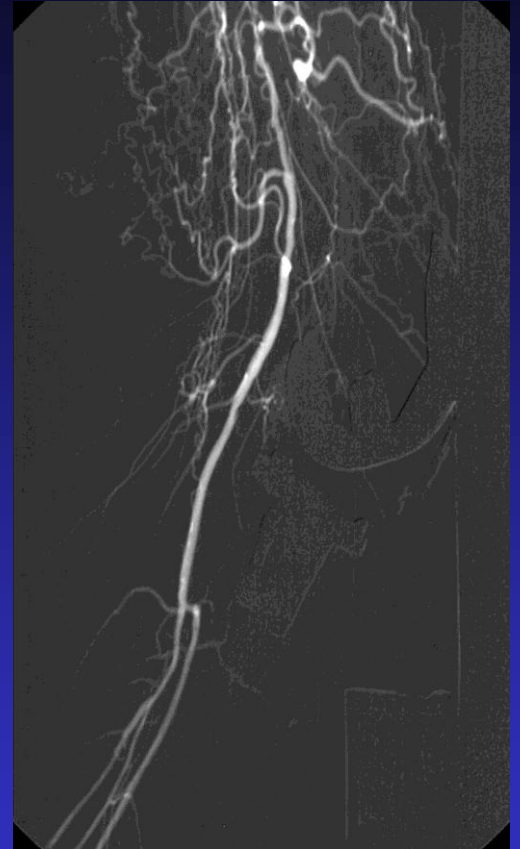
- 1) **Acquisizione dell'immagine "MASCHERA"**
- 2) **Acquisizione dell'immagine "VIVA"**
- 3) **Processi di post-processing DIGITALI (SOTTRAZIONE- MOLTIPLICAZIONE e REGOLAZIONE CONTRASTI)**

La scansione dell'immagine è effettuata tramite la conversione analogico-digitale del segnale video proveniente dalla telecamera digitale.



# Digital Subtraction Angiography





## ANGIOGRAFIA DIGITALE



**Fase 1:** acquisizione  
“maschera” [esame diretto]



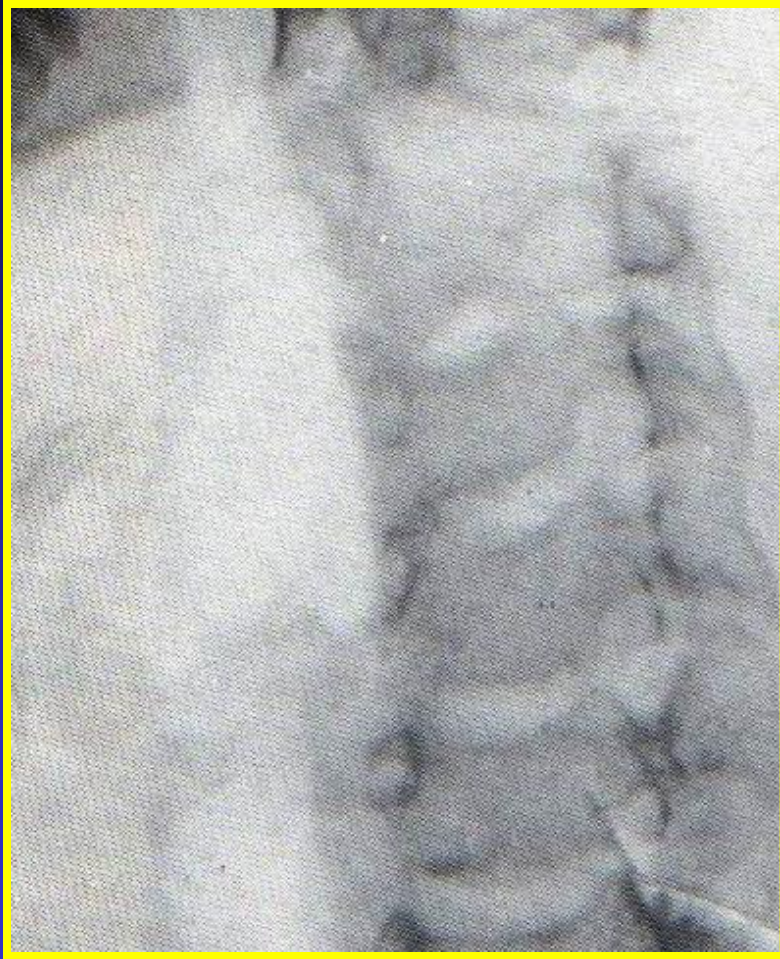
**INIEZIONE MEZZO DI  
CONTRASTO**

**Fase 2:** acquisizione immagine  
“viva”

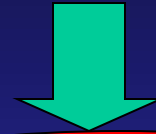
**Fase 3:** Sottrazione digitale

**Fase 4:** Moltiplicazione digitale  
e regolazione dei contrasti

## ANGIOGRAFIA DIGITALE



**Fase 1:** acquisizione  
“maschera” [esame diretto]



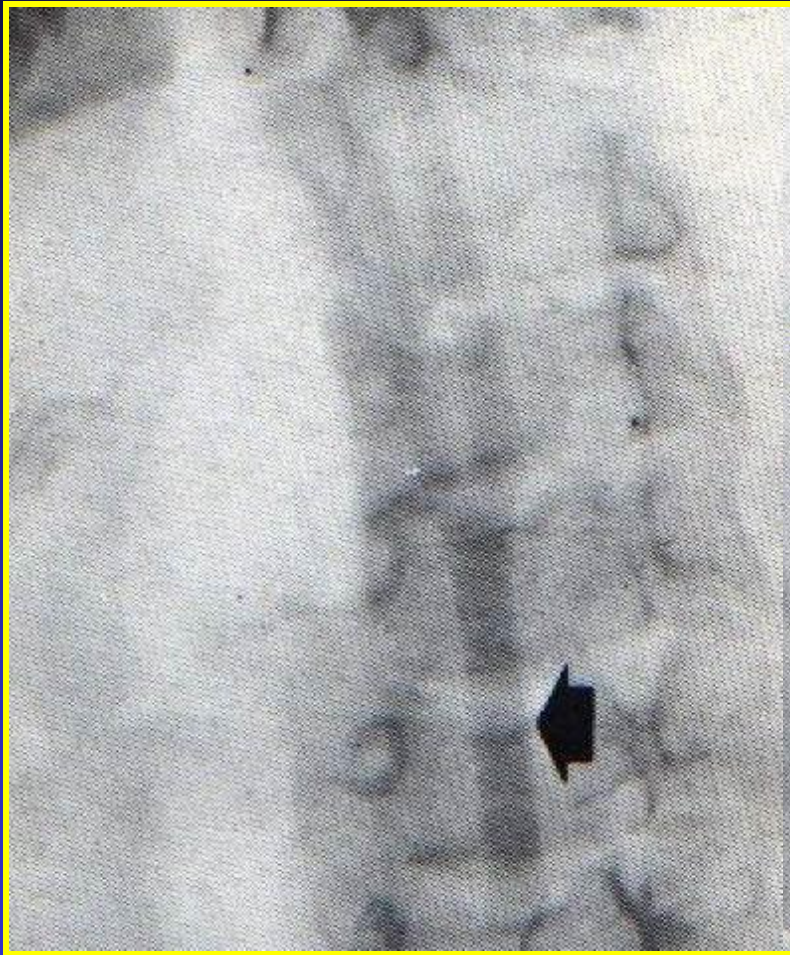
**INIEZIONE MEZZO DI  
CONTRASTO**

**Fase 2:** acquisizione immagine  
“viva”

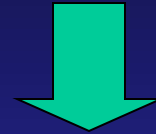
**Fase 3:** Sottrazione digitale

**Fase 4:** Moltiplicazione digitale  
e regolazione dei contrasti

## ANGIOGRAFIA DIGITALE



**Fase 1:** acquisizione  
“maschera” [esame diretto]



**INIEZIONE MEZZO DI  
CONTRASTO**

**Fase 2:** acquisizione immagine  
“viva”

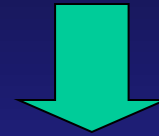
**Fase 3:** Sottrazione digitale

**Fase 4:** Moltiplicazione digitale  
e regolazione dei contrasti

## ANGIOGRAFIA DIGITALE



**Fase 1:** acquisizione “maschera”  
[esame diretto]



**INIEZIONE MEZZO DI  
CONTRASTO**

**Fase 2:** acquisizione immagine  
“viva”

**Fase 3:** Sottrazione digitale

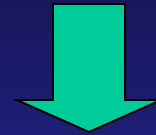
**Fase 4:** Moltiplicazione digitale e  
regolazione dei contrasti



## ANGIOGRAFIA DIGITALE



**Fase 1:** acquisizione  
“maschera” [esame diretto]

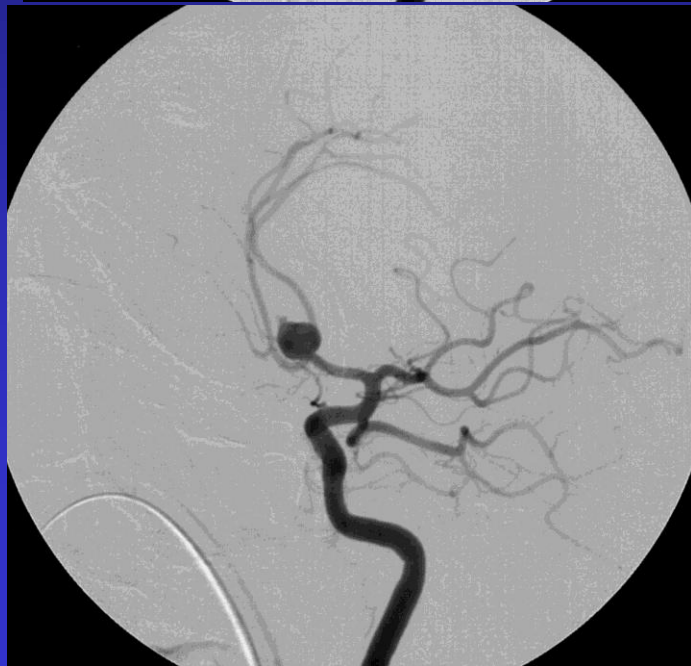
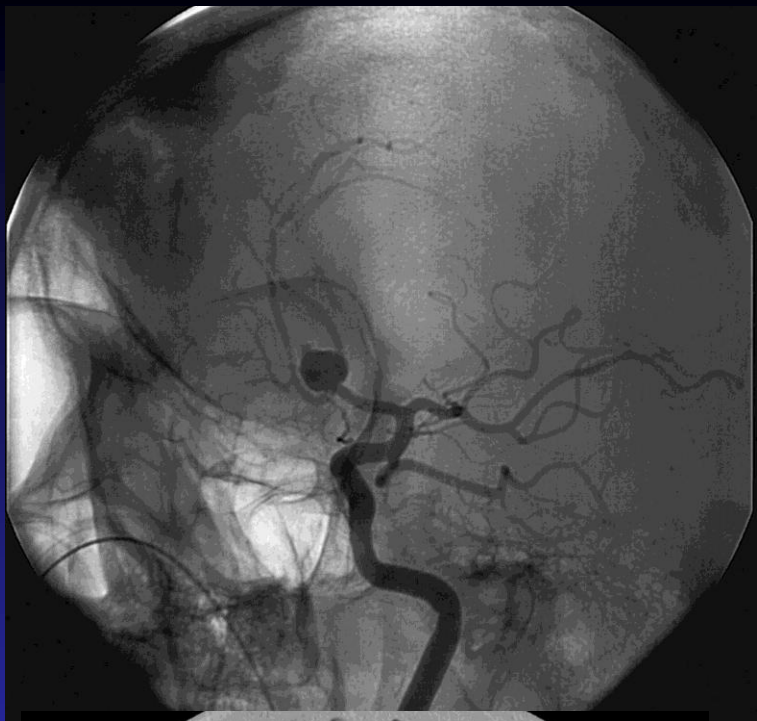


**INIEZIONE MEZZO DI  
CONTRASTO**

**Fase 2:** acquisizione immagine  
“viva”

**Fase 3:** Sottrazione digitale

**Fase 4:** Moltiplicazione digitale  
e regolazione dei contrasti



# **RADIOLOGIA DIGITALE**

## **ANGIOGRAFIA DIGITALE**

**L'introduzione dell'acquisizione digitale delle immagini, rispetto all'angiografia tradizionale, ha apportato indubbi vantaggi:**

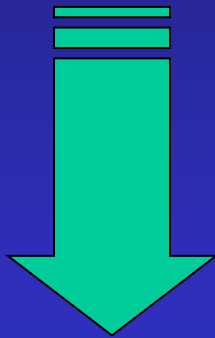
- RISOLUZIONE DI CONTRASTO SUPERIORE A QUELLA DELL'IMMAGINE RADIOGRAFICA TRADIZIONALE**
- POSSIBILITA' DI TRATTARE LE IMMAGINI TRAMITE CALCOLATORE MEDIANTE SOTTRAZIONE, ANALISI QUANTITATIVE, MODIFICA DEI CONTRASTI**
- SVILUPPO DELLE PROCEDURE INTERVENTIVE, CON POSSIBILITA' DI TRATTAMENTI IN TEMPO REALE**
- SENSIBILE RISPARMIO DI MATERIALI**



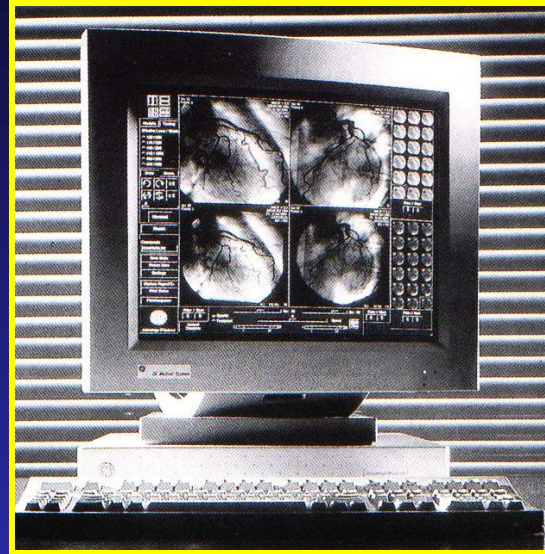
## ANGIOGRAFIA DIGITALE

### PROBLEMI :

- 1) Movimento del paziente
- 2) Movimento degli organi



**NON SOVRAPPONIBILITA'  
IMMAGINE VIVA - MASCHERA**

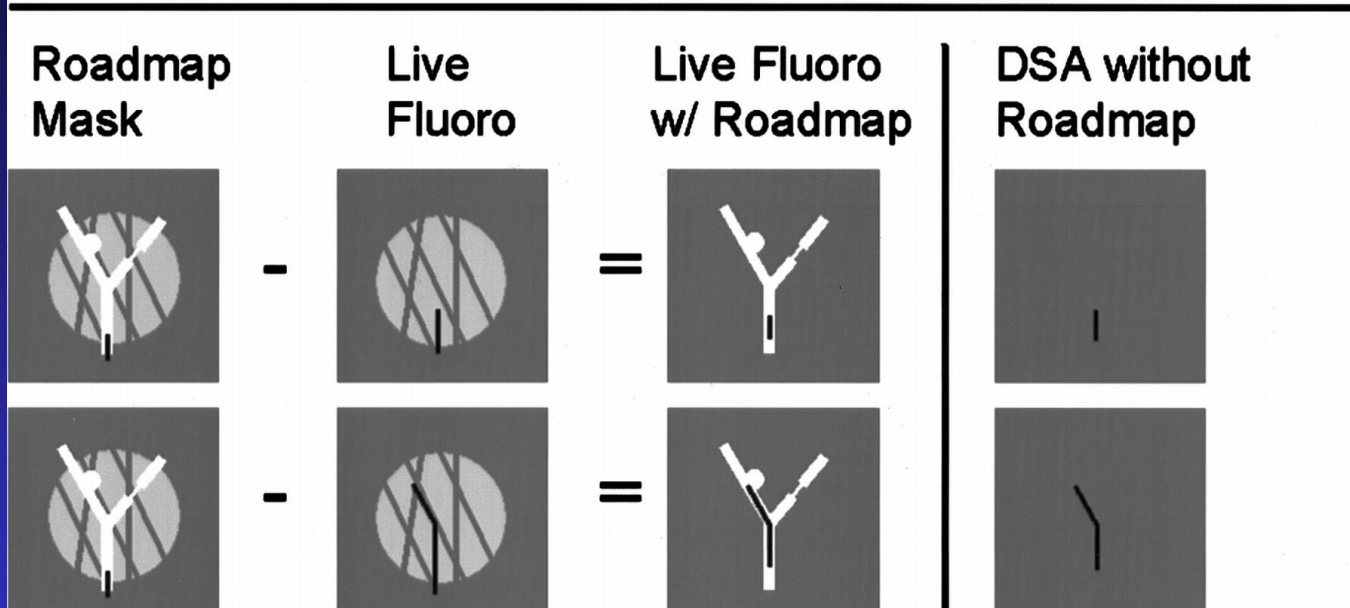
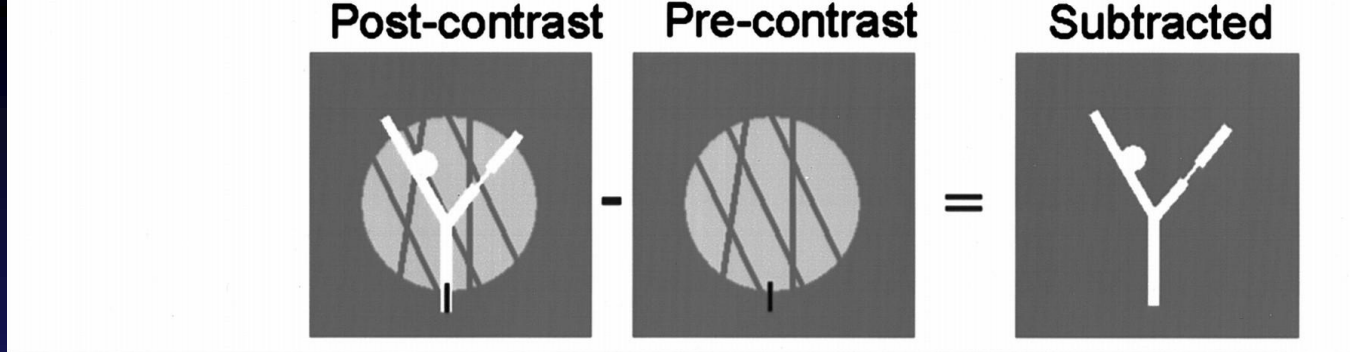


### **INOLTRE:**

La moltiplicazione digitale migliora il contrasto, riduce la dose necessaria di MdC

ma

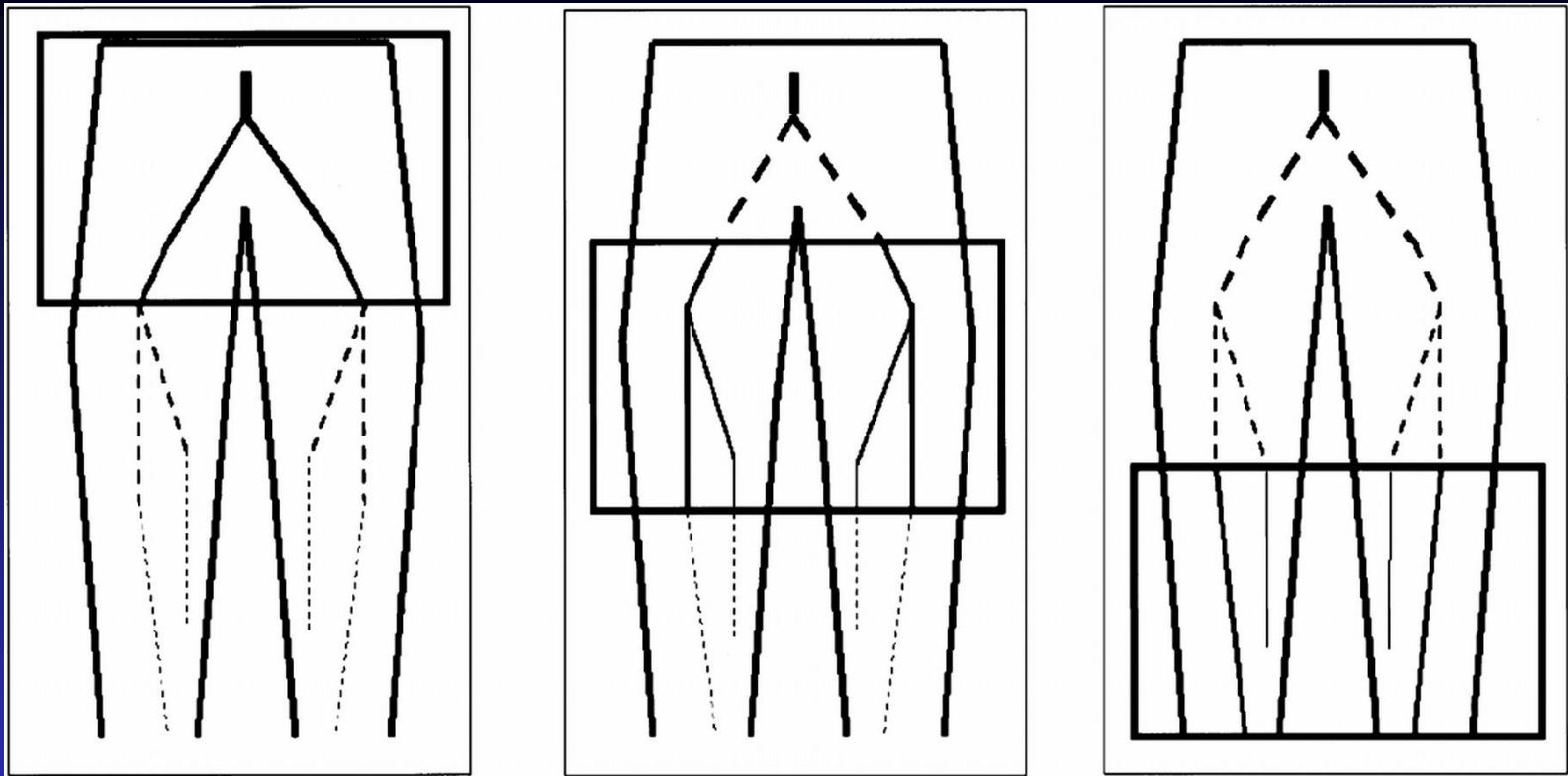
AUMENTA IL  
“RUMORE”  
NELL’IMMAGINE  
FINALE



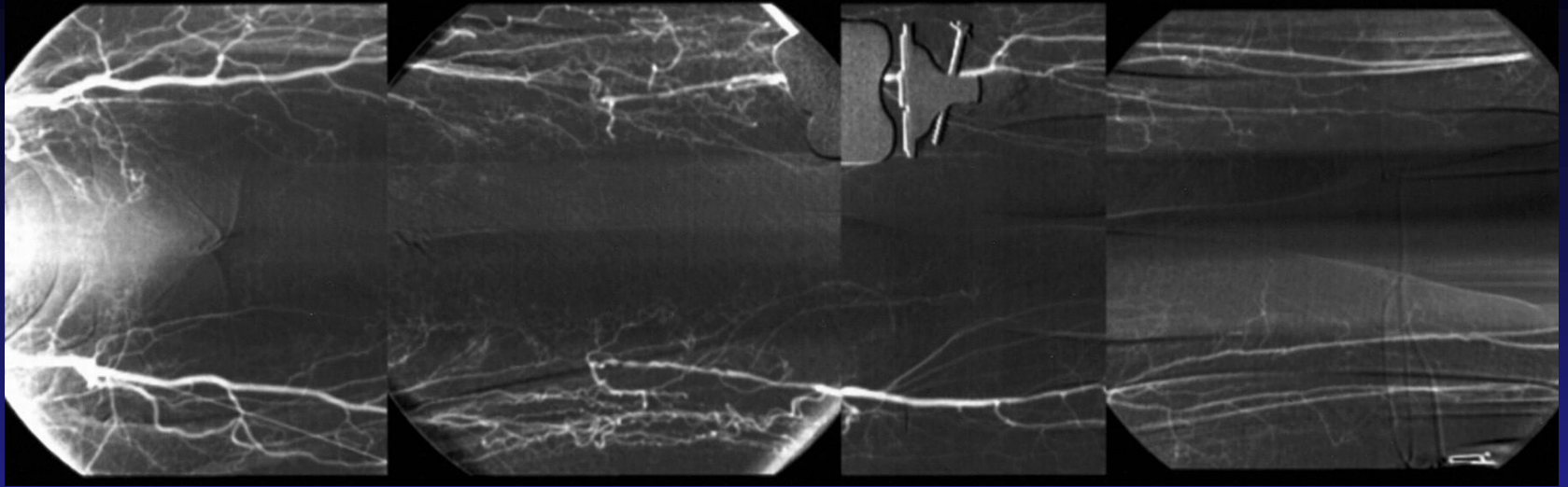
Road mapping. First, DSA of the vascular structure is performed. The postcontrast frame associated with maximum vessel opacification becomes the road map mask; subsequent **digital** fluoroscopic (*Fluoro*) images are subtracted from the road map mask. The result is live fluoroscopic images of the inserted catheter or wire overlaid on a static image of the vasculature (with distracting underlying tissue removed).



ROAD MAPPING



Peripheral angiography. Use of a stepping table (or stepping gantry) allows imaging of the peripheral vasculature with a single contrast material injection. As in DSA, pre- and postcontrast images are acquired at each position and subtracted.



Peripheral angiography with acquisitions at four positions ("knitted" together). The upper thigh demonstrates bilateral superficial femoral artery occlusions. The lower thigh and upper portion of the knee demonstrate reconstitution of severely diseased popliteal arteries bilaterally. Profunda femoris collateral vessels provide these reconstituted vessels with contrast material. The left posterior tibial artery is incomplete in the distal left lower leg.



## **ANGIOGRAFIA DIGITALE**

### **INTRODUZIONE INTRA-ARTERIOSA**

**Patologia vascolare più fine (valutazione preterapeutica)**

**Patologia vascolare intraparenchimale**

**Patologia intraparenchimale**

### **VANTAGGI ANGIOGRAFIA DIGITALE ARTERIOSA**

- **elevata risoluzione di contrasto**
- **uso di minore dose di MDC**
- **possibilità di studio di distretti multipli senza eccedere con quantità di MDC**
- **minore incidenza di artefatti da movimento (minor durata)**
- **selettività di opacizzazione vasale senza sovrapposizione**

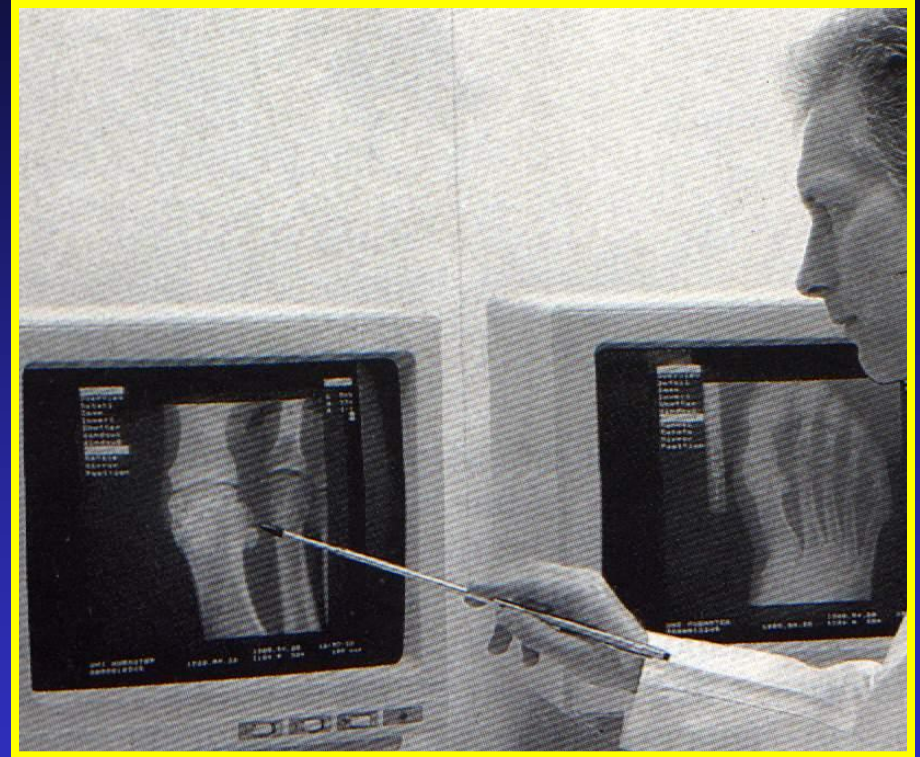
### **SVANTAGGI**

- **minor risoluzione spaziale rispetto a angiografia tradizionale**
- **necessità di cateterismo arterioso: atto invasivo anche se effettuato con materiali di calibro ridotto > ospedalizzazione**

## RADIOGRAFIA DIGITALE

Con questa tecnica l'immagine radiografica è disponibile in forma digitale.

L'avvento della radiografia digitale, come per la radioscopia digitale, **non ha modificato le possibilità diagnostiche della radiologia**, come invece accadde con l'introduzione della TC, ma **ha consentito di conseguire importanti vantaggi sul piano tecnico, biologico, organizzativo ed economico.**



## RADIOGRAFIA DIGITALE

Le caratteristiche necessarie per un sistema di detezione sono:

- **ALTA CAPACITA' RISOLUTIVA**
- **RANGE DINAMICO (SCALA DI GRIGI RAPPRESENTABILE)**
- **ALTA SENSIBILITA' AI RAGGI X**
- **POSSIBILITA' DI REALIZZARE FORMATI DIVERSI**
- **COMPATIBILITA' CON I TAVOLI RADIOGRAFICI ESISTENTI**
- **SEMPLICITA' OPERATIVA ED ECONOMICITA' DELLA LETTURA**
- **MEMORIA DELL'IMMAGINE PER TEMPI SUFFICIENTI ALLA LETTURA**

## **RADIOGRAFIA DIGITALE**

Diverse sono le modalità di acquisizione digitale proposte nel corso degli anni. Esse sono classificabili nel seguente modo:

- 1) CONVERSIONE ANALOGICO/DIGITALE INDIRETTA**
- 2) CONVERSIONE ANALOGICO/DIGITALE DIRETTA**
- 3) ACQUISIZIONE DIGITALE DIRETTA**

## RADIOGRAFIA DIGITALE

### 1) Conversione A/D indiretta:

#### SCANNER PIANO CON RETROILLUMINAZIONE

Utilità principale:

**DIGITALIZZAZIONE  
DEI PREGRESSI**

#### **LIMITI:**

- tempi lunghi di esecuzione;
- costo elevato degli scanner ad ampia superficie.



## RADIOGRAFIA DIGITALE

### 2) Conversione A/D diretta:

Può essere eseguita in tempo reale, mediante l'abbinamento di un convertitore A/D all'uscita di un intensificatore di brillanza. Utilizzata in angiografia digitale, fluoroscopia digitale.

### 3) Acquisizione digitale diretta:

Si definisce come a.d.d. ogni sistema nel quale il dato di assorbimento radiografico sia convertito direttamente in dato numerico senza il passaggio obbligatorio attraverso la rappresentazione analogica (principio identico a quello adottato dalla TC già dagli anni '70).

Esistono varie tecnologie per l'a.a.d., ciò che cambia è il tipo di sensori utilizzati:

**-SENSORI BASATI SUI FOSFORI A MEMORIA**

**-SENSORI PER RADIOGRAFIA DIGITALE DIRETTA**

## RADIOGRAFIA DIGITALE

### ACQUISIZIONE DIRETTA

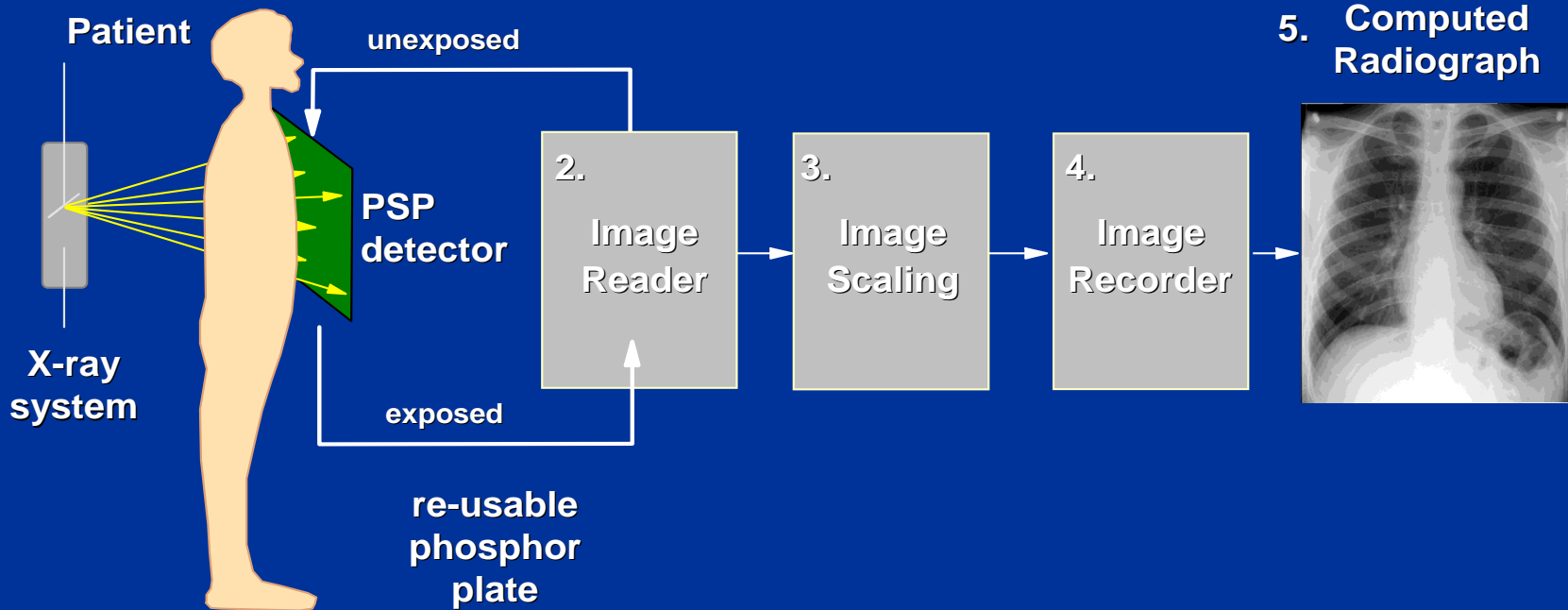
Due possibili approcci da un punto di vista operativo:

**(CR) Computed Radiography:** l'elemento sensibile, basato su una matrice di fosfori fotostimolabili a memoria, sostituisce la pellicola all'interno di una cassetta radiografica del tutto equivalente a quelle tradizionali, e come nel sistema convenzionale la generazione avviene in due fasi distinte di acquisizione e lettura.

**(DR) Direct Radiography:** il sistema di detezione (rivelazione+conversione) è inserito all'interno del tavolo radiografico e l'immagine è immediatamente disponibile al termine dell'esposizione.

# CR

## 1. X-ray Exposure



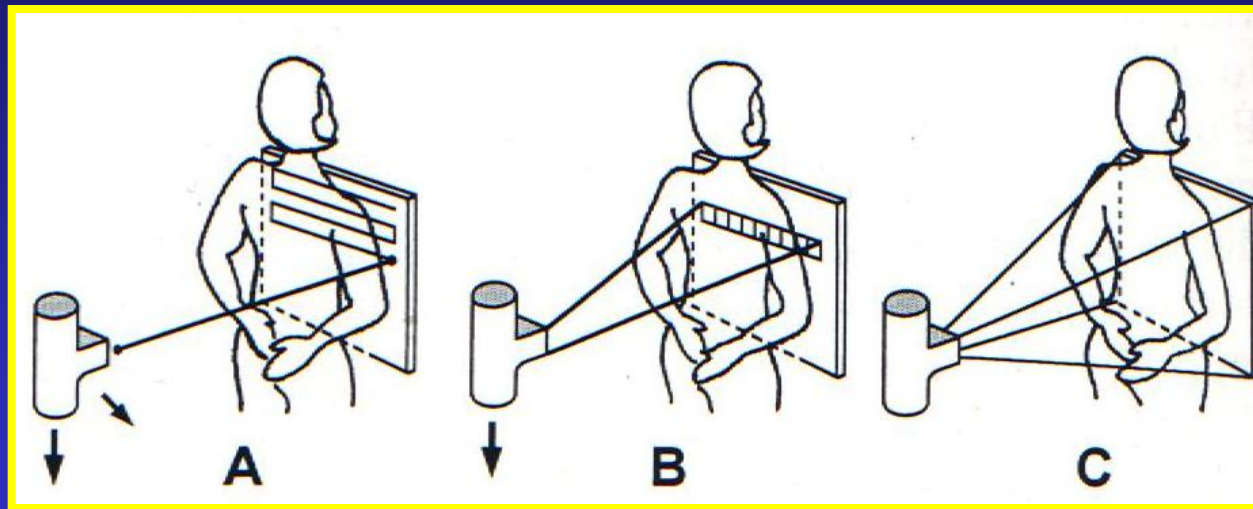


# RADIOLOGIA DIGITALE

## ACQUISIZIONE DIRETTA: SISTEMI A FOSFORI A MEMORIA (CR)

La pellicola fotografica radiosensibile è sostituita da una piastra di poliestere ricoperta da un sottile strato di fosforo fotosensibile.

Vengono utilizzati diversi sistemi per l'acquisizione delle radiografie:



**LINEARE CON  
FASCIO "A  
PENNELLO"**

**LINEARE CON  
FASCIO "A  
VENTAGLIO"**

**AD AMPIA  
SUPERFICIE**

# RADIOLOGIA DIGITALE

## ACQUISIZIONE DIRETTA: SISTEMI A FOSFORI A MEMORIA (CR)



Come nel sistema convenzionale, la generazione dell'immagine avviene in due fasi distinte di **esposizione** e di **lettura**.

# RADIOLOGIA DIGITALE

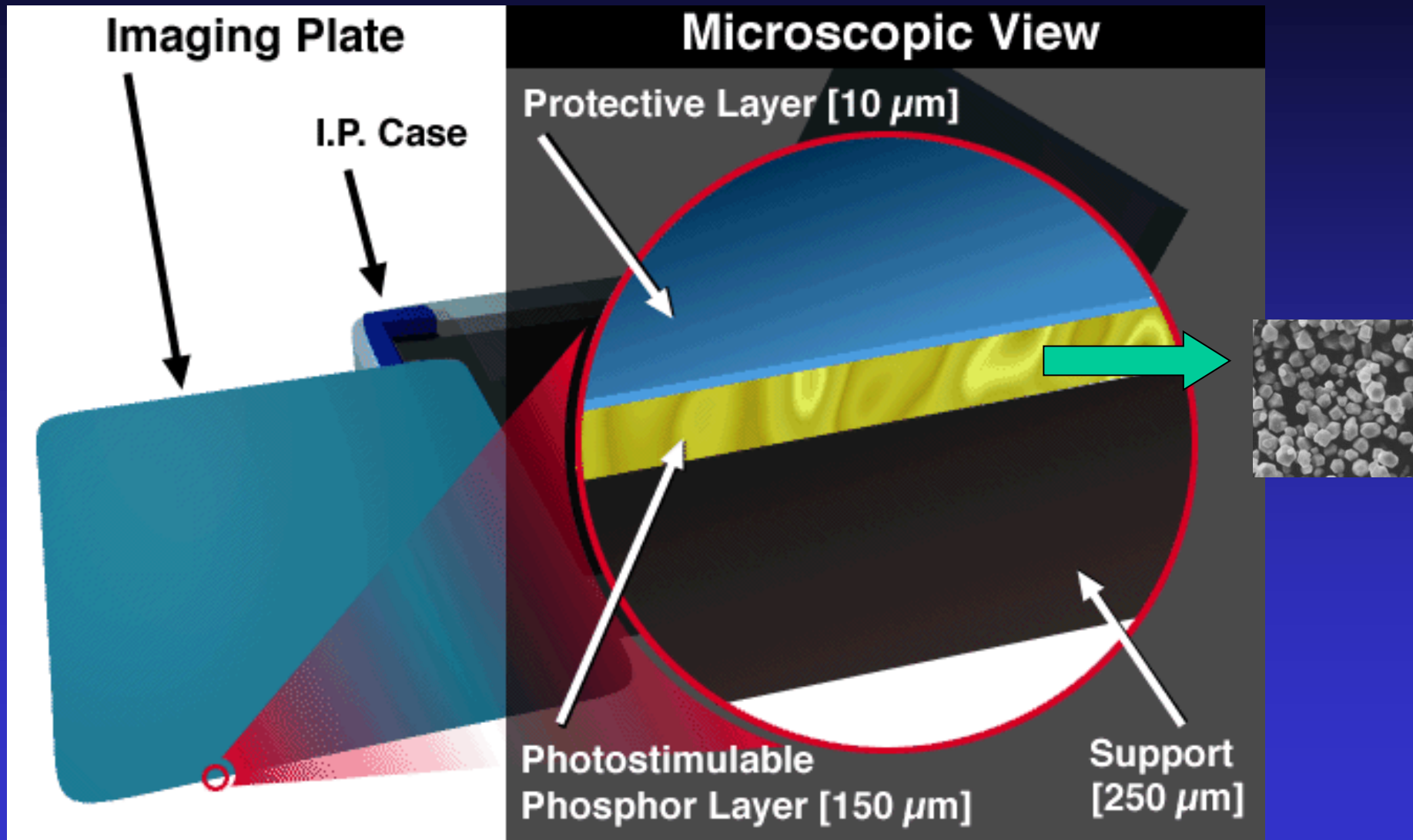
## ACQUISIZIONE DIRETTA: SISTEMI A FOSFORI A MEMORIA

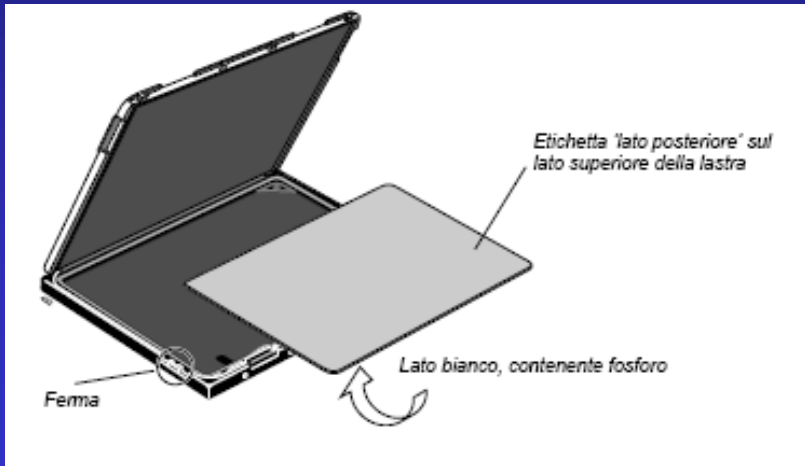
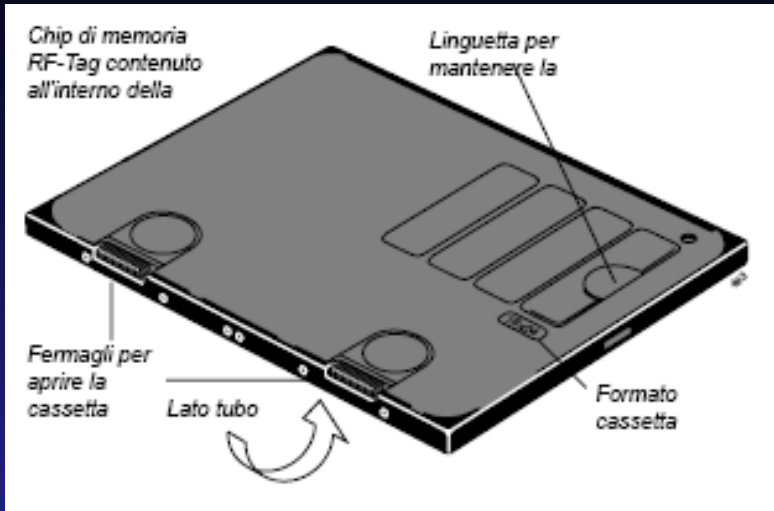


Possibilità di utilizzare  
la stessa cassetta  
radiografica per migliaia  
di proiezioni !

# RADIOLOGIA DIGITALE

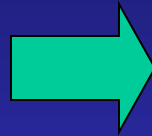
## ACQUISIZIONE DIRETTA: SISTEMI A FOSFORI A MEMORIA





# RADIOLOGIA DIGITALE

## ACQUISIZIONE DIRETTA: SISTEMI A FOSFORI A MEMORIA



Come nel sistema convenzionale, la generazione dell'immagine avviene in due fasi distinte di **esposizione** e di **lettura**.

# RADIOLOGIA DIGITALE

## ACQUISIZIONE DIRETTA: SISTEMI A FOSFORI A MEMORIA



## STAMPA (HARD COPY)



## REFERTAZIONE A MONITOR (SOFT COPY)

# RADIOLOGIA DIGITALE

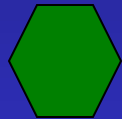
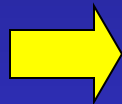
## ACQUISIZIONE DIRETTA: SISTEMI A FOSFORI A MEMORIA

L'esposizione ai raggi X induce nel reticolo cristallino dei fosfori delle transizioni elettroniche.

L'energia di eccitazione rimane "intrappolata" producendo un'immagine latente elettronica analogica → FOSFORI A MEMORIA

### *Fosfori CONVENZIONALI:*

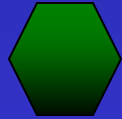
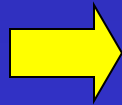
**RAGGI X**



**LUCE**

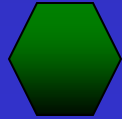
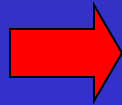
### *Fosfori A MEMORIA:*

**RAGGI X**

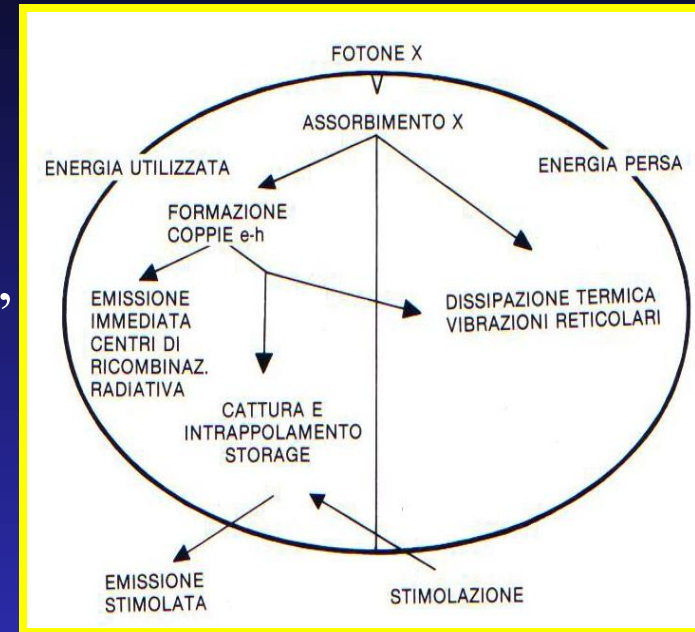


**LUCE + ENERGIA  
MEMORIZZATA**

**LASER**



**LUCE**





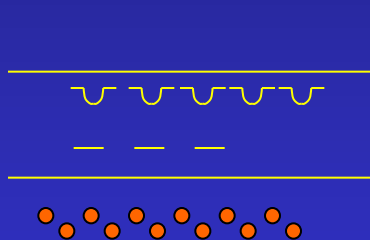
# RADIOLOGIA DIGITALE

immagine latente =  
distribuzione spazio-dipendente  
di e- intrappolati

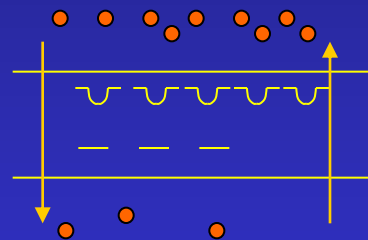
*Esposizione  
ai raggi X*



schermo



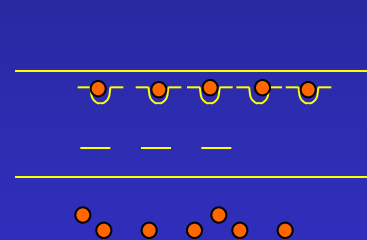
schermo



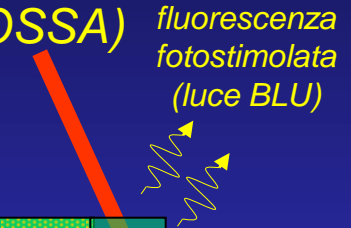
$\text{Eu}^{2+} \rightarrow \text{Eu}^{3+}$



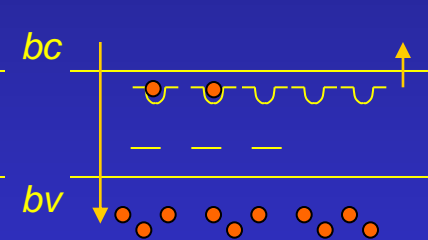
schermo



*Esposizione  
a luce laser  
(luce ROSSA)*



schermo

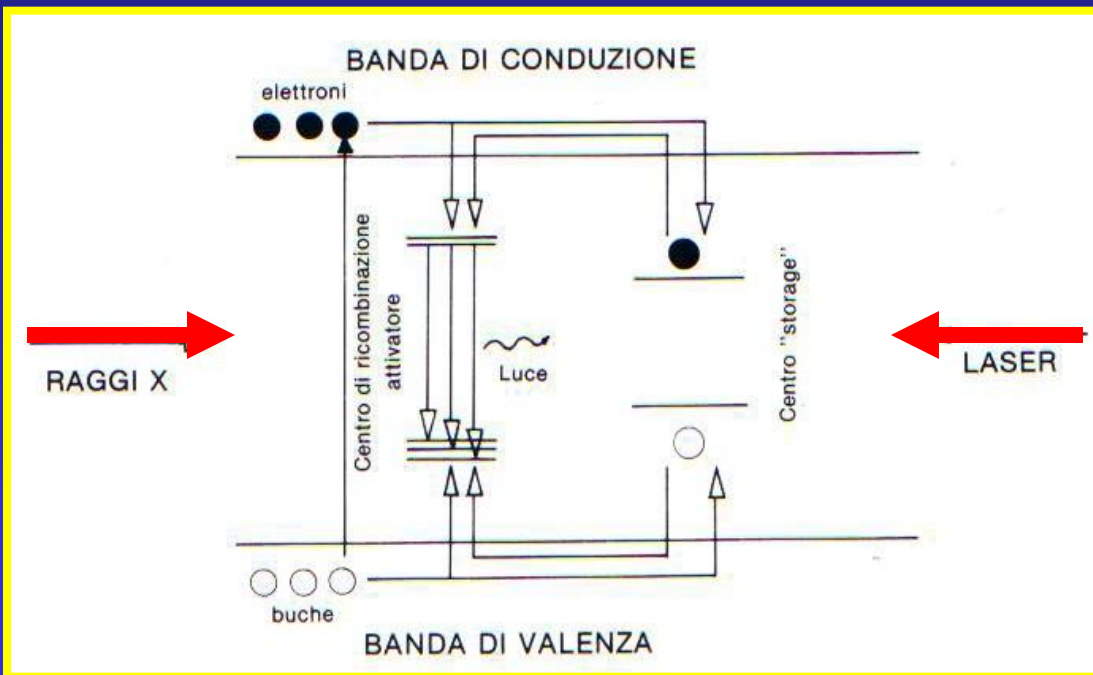


ossidazione

Ossidazione dell'Eu  $\rightarrow$  intrappolamento degli e- in stati metastabili ad elevata E  $\rightarrow$  assorbimento E del laser dei centri metastabili  $\rightarrow$  gli e- raggiungono la banda di conduzione e poi decadono alla banda di valenza emettendo luce blu

## RADIOGRAFIA DIGITALE

L'informazione portata dai raggi X, dopo aver attraversato il paziente, viene memorizzata nei fosfori a memoria e può essere recuperata punto per punto, sotto forma di segnale luminoso, mediante opportuna esposizione alla luce, preferibilmente generata da un LASER.



L'informazione viene memorizzata sotto forma di cariche positive (buche) e negative (elettroni) che vengono intrappolate su livelli metastabili del cristallo e che, stimolati da un laser, si ricombinano su opportuni attivatori dando luogo ad un segnale luminoso.

## RADIOGRAFIA DIGITALE

### Lettura di un pannello a memoria

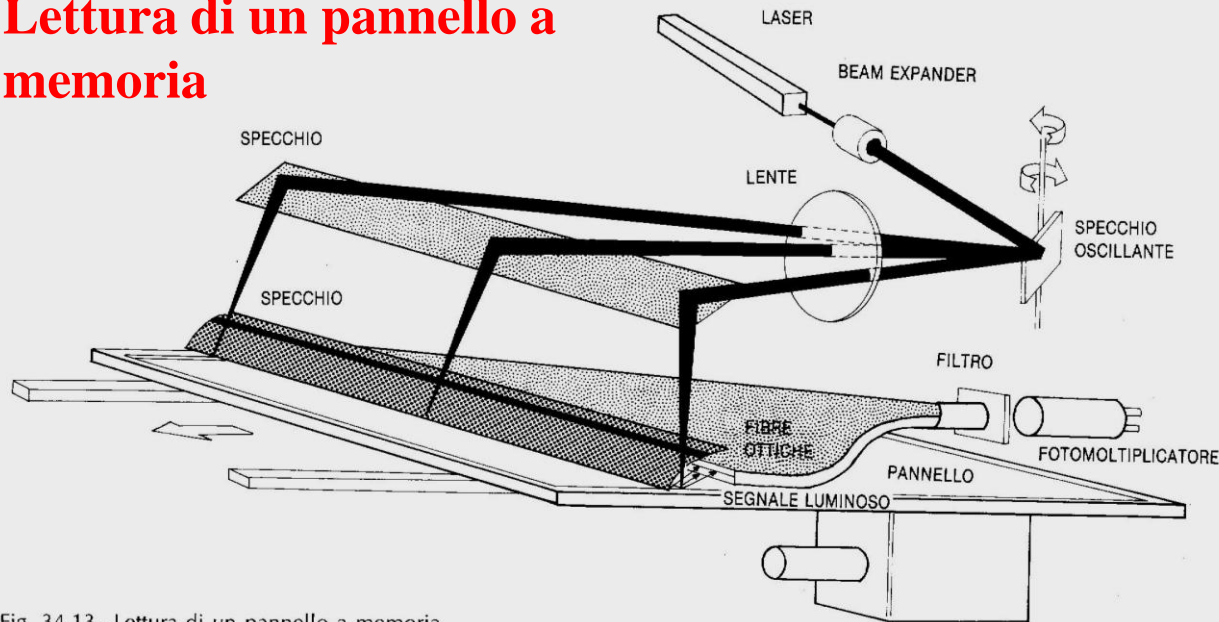


Fig. 34.13 - Lettura di un pannello a memoria.

La luce rilasciata dal fosforo è raccolta da una guida a fibre ottiche e raggiunge un tubo fotomoltiplicatore, dove viene convertita in un impulso elettrico in uscita.

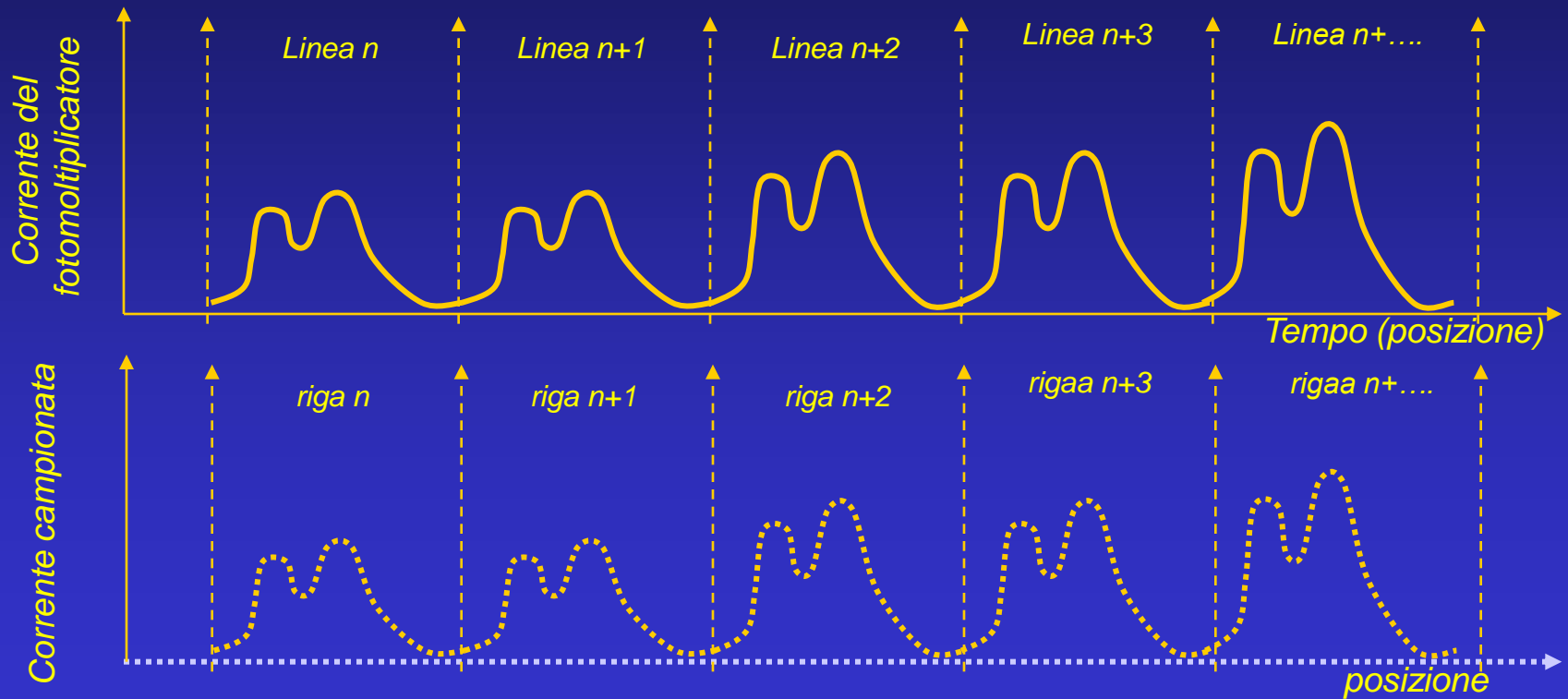
Il segnale elettrico viene campionato (digitalizzato).

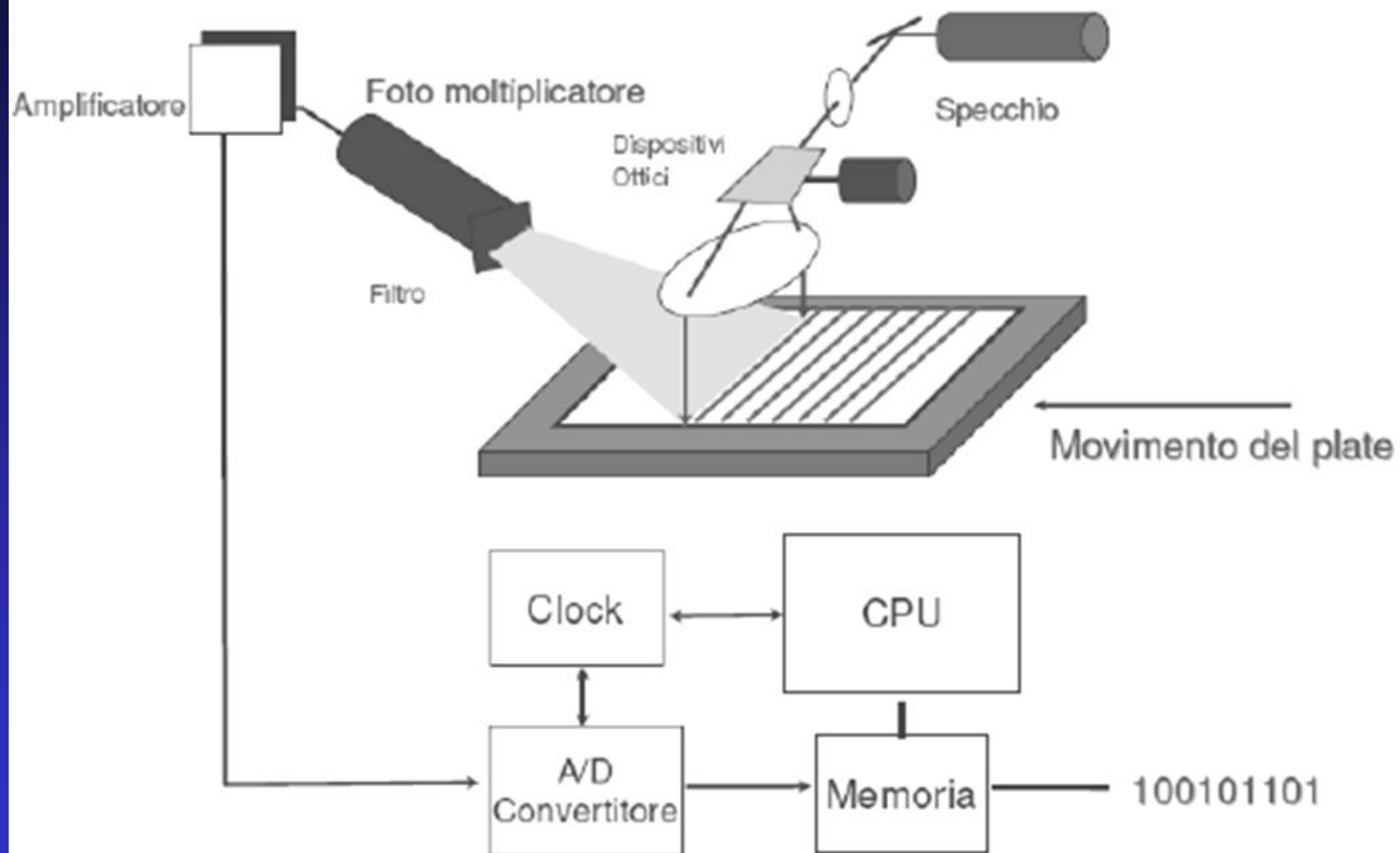
Il piatto, a questo punto, per essere “azzerato” in vista di una successiva esposizione, è esposto ad una luce bianca intensa che permette lo “svuotamento” dei rimanenti livelli metastabili pieni.

Rientra quindi nella cassetta, pronto per un nuovo uso...

# RADIOLOGIA DIGITALE

## RADIOGRAFIA DIGITALE





# RADIOLOGIA DIGITALE

## ACQUISIZIONE DIRETTA: SISTEMI A FOSFORI A MEMORIA

### VANTAGGI:

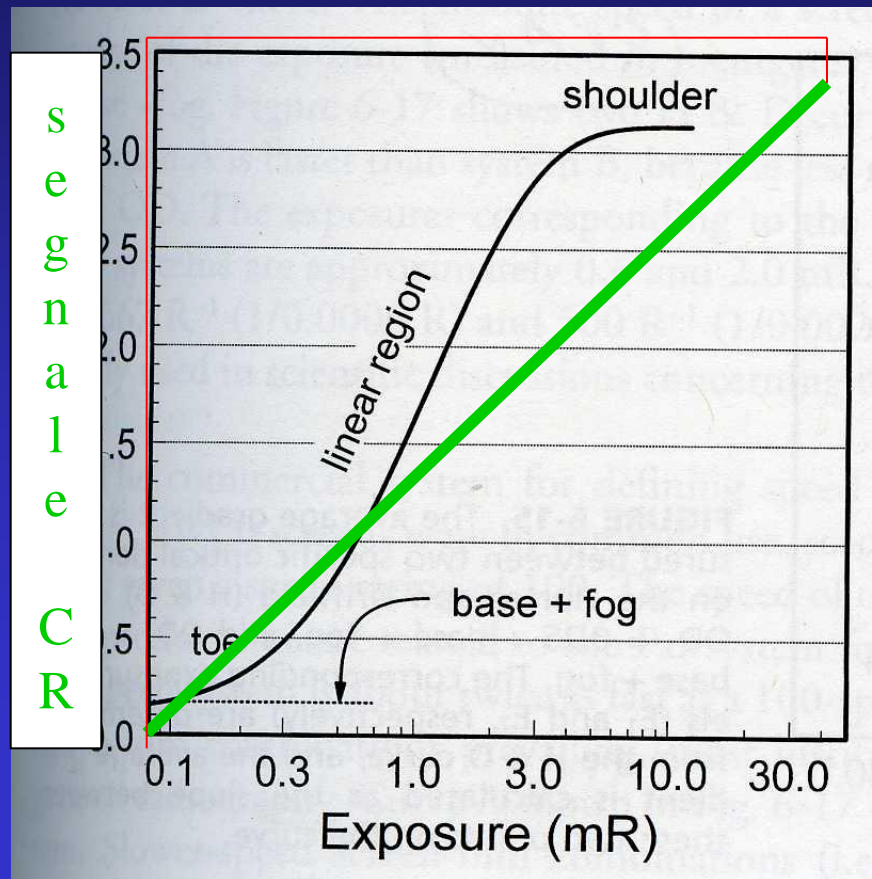
- riduzione dose di radiazioni al paziente grazie a dispositivi che permettono un riscontro sull'immagine della dose effettiva utilizzata per l'esposizione;
- efficienza quantica di detezione confrontabile con quella delle pellicole tradizionali (→ minor dose);
- miglioramento della qualità dell'immagine con regolazioni in post-processing (MODULAZIONE DI DENSITA' E CONTRASTO);
- riduzione dei costi di gestione (non più necessaria la camera oscura) con possibilità di riutilizzo della cassetta radiografica per migliaia di esposizioni.
- possibilità di archiviazione digitale (eliminazione dei voluminosi archivi radiologici con risparmio di spazio e locali).

# RADIOLOGIA DIGITALE

## ACQUISIZIONE DIRETTA: SISTEMI A FOSFORI A MEMORIA

### VANTAGGI:

- range dinamico (latitudine) MOLTO maggiore rispetto ai complessi SP



# RADIOLOGIA DIGITALE

## ACQUISIZIONE DIRETTA: SISTEMI A FOSFORI A MEMORIA

### SVANTAGGI:

- doppia fase di esposizione e lettura come nella radiologia convenzionale → necessità di spostare la cassetta per la lettura ottica con discreti tempi di attesa per l'esecuzione dell'esame;
- minor risoluzione spaziale rispetto alla radiologia convenzionale;
- costo iniziale dell'apparecchiatura elevato.



# **RADIOLOGIA DIGITALE**

## **SISTEMI A SENSORI PER RADIOGRAFIA DIRETTA (DR)**

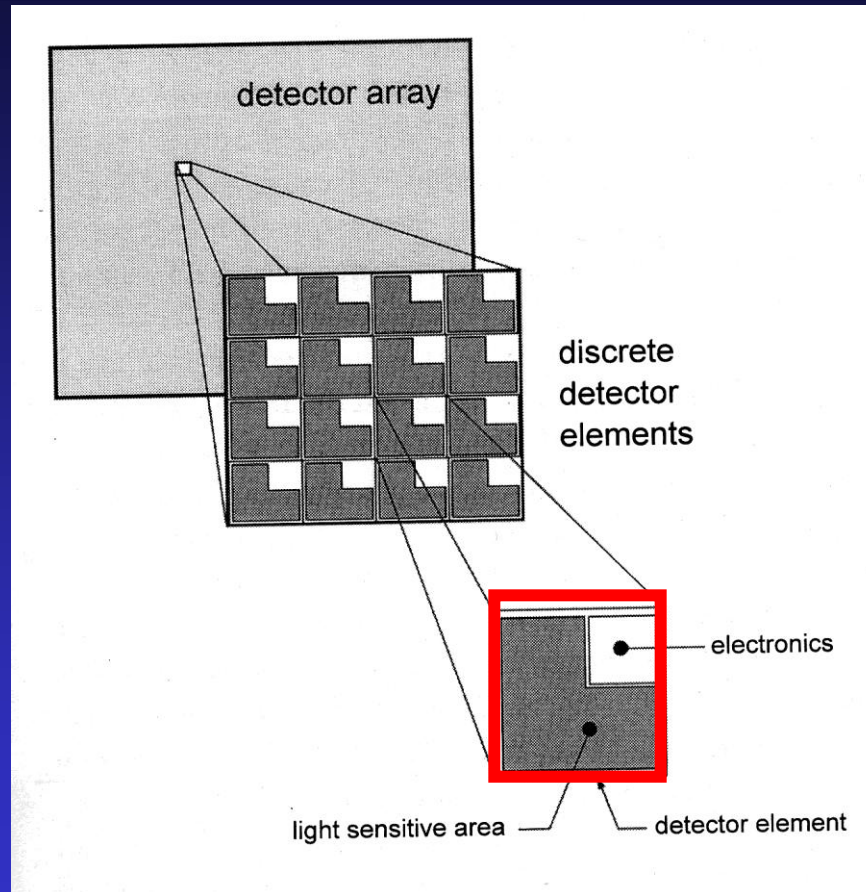
tre generazioni di apparecchiature diagnostiche per radiografia digitale diretta:

**-RADIOGRAFIA DIGITALE DIRETTA AL SELENIO  
AMORFO**

**-RADIOGRAFIA DIGITALE DIRETTA AL SILICIO  
AMORFO**

**TECNOLOGIA “FLAT PANEL”**

## TECNOLOGIA “FLAT PANEL”

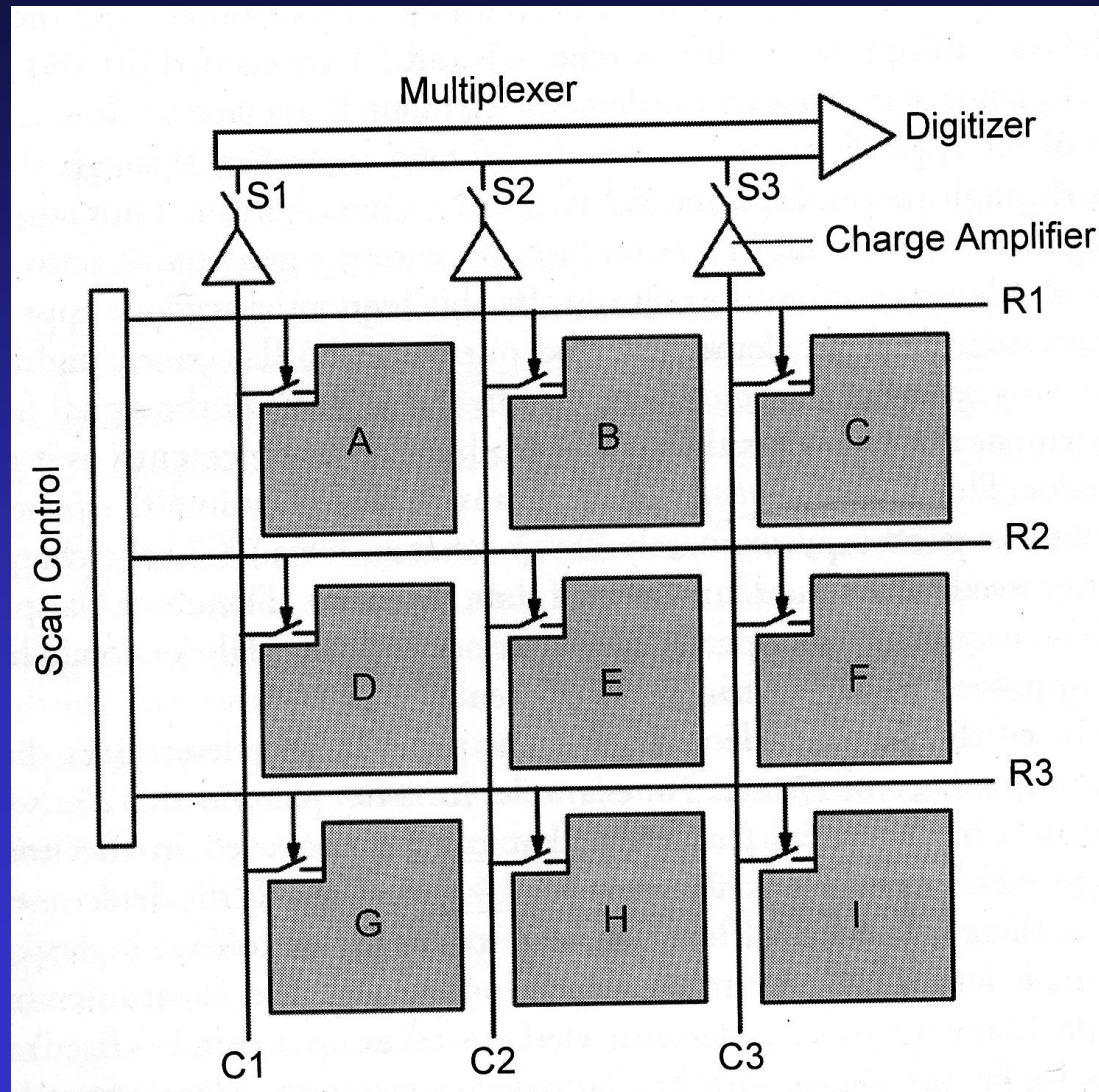


Accumulo di carica  
elettrica in  
risposta ai RX

Un detettore flat panel è un array di un ampio numero di elementi di detezione discreti. Ogni elemento di detezione contiene un'area sensibile alla luce ed una regione che contiene dispositivi elettronici.

# RADIOLOGIA DIGITALE

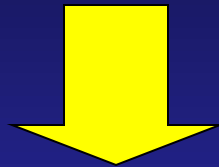
## TECNOLOGIA “FLAT PANEL”



# RADIOLOGIA DIGITALE

## SISTEMI A SENSORI PER RADIOGRAFIA DIRETTA

Passo successivo verso la completa digitalizzazione



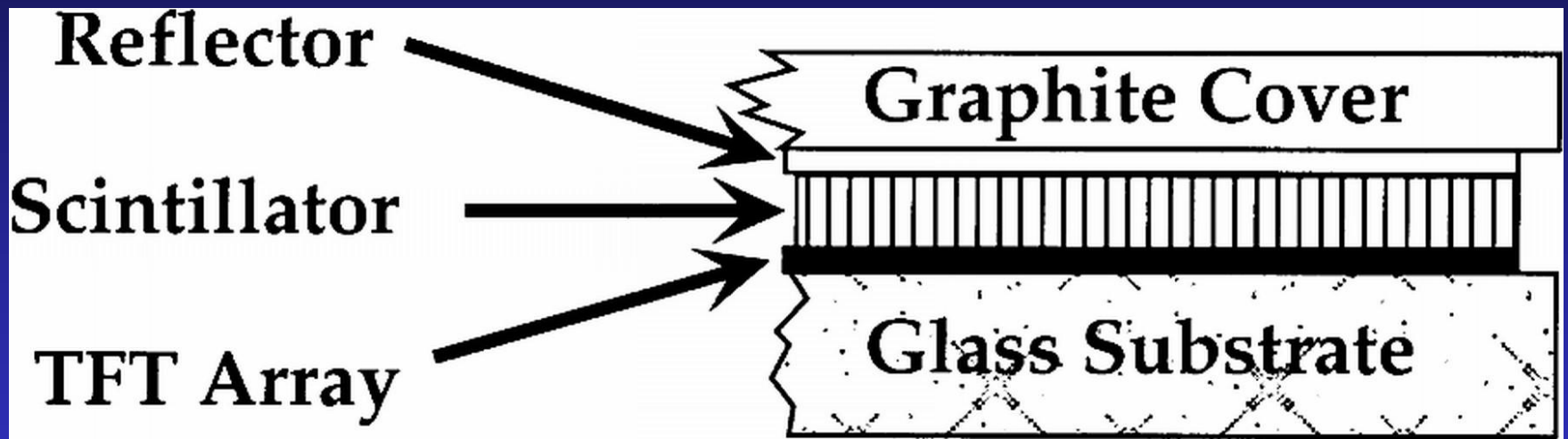
sistemi elettronici di detezione/acquisizione diretta di dimensioni contenute in grado di renderne agevole l'inserimento all'interno di tavoli radiologici di tipo tradizionale oltre che in diagnostiche digitali di nuova generazione.

# RADIOLOGIA DIGITALE

## SISTEMI A SENSORI PER RADIOGRAFIA DIRETTA AL SILICIO AMORFO

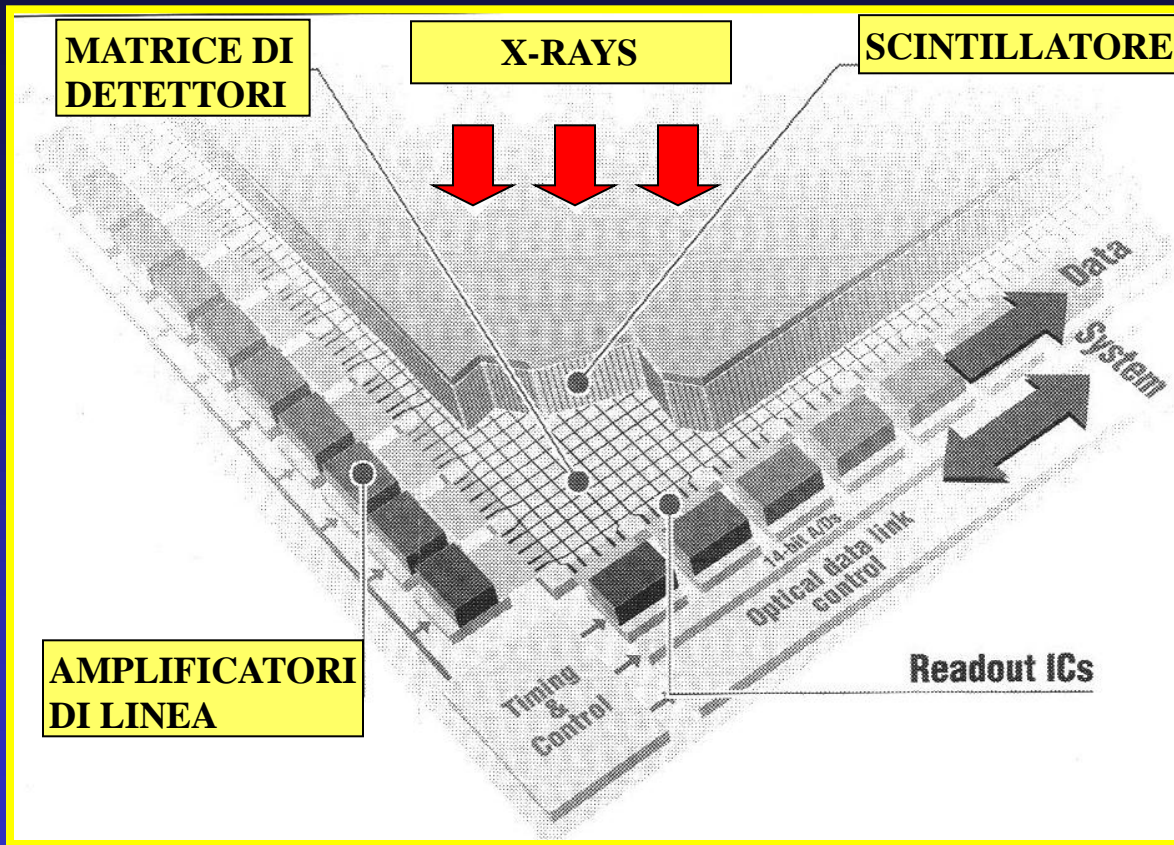
Il dispositivo di detezione/acquisizione è costituito da una matrice di elementi sensibili dove ogni elemento corrisponde ad un pixel dell'immagine.

Il silicio amorfo rispetto a quello monocristallino utilizzato nei componenti elettronici permette la realizzazione di superfici estese ed uniformi (realizzabili attualmente soltanto con tecniche di vaporizzazione, non applicabili a fotoconduttori cristallini).



# RADIOLOGIA DIGITALE

## SISTEMI A SENSORI PER RADIOGRAFIA DIRETTA AL SILICIO AMORFO



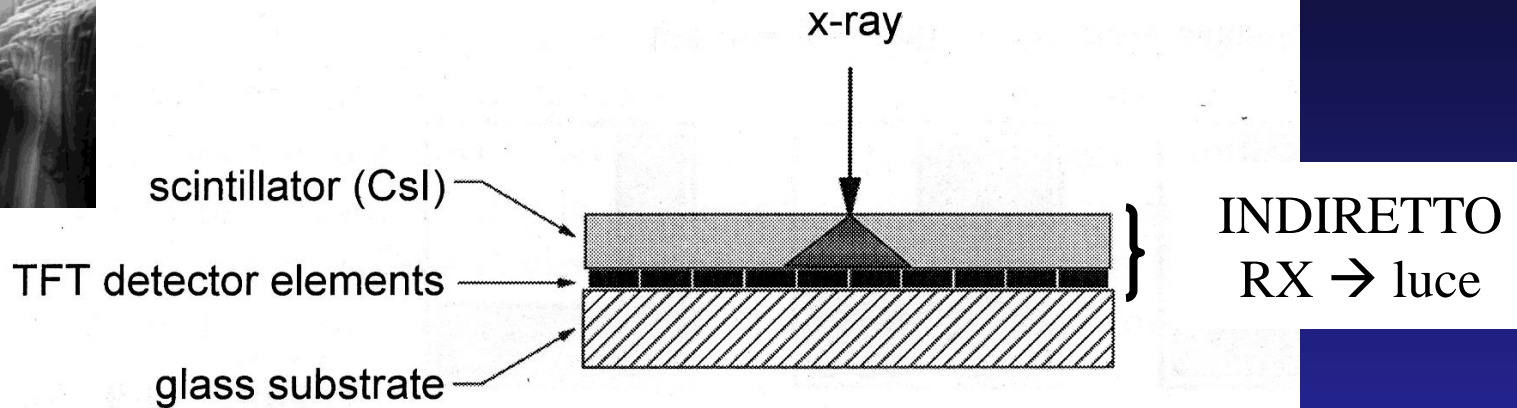
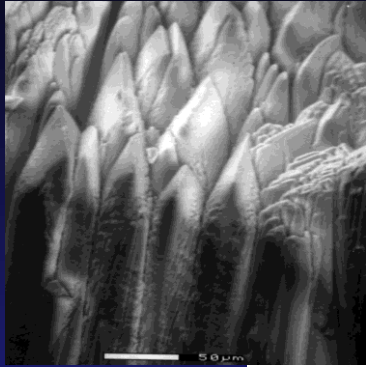
Attraverso un processo di vaporizzazione viene depositato su un vetro un sottile strato di a-Si e su di esso viene realizzata una matrice di fotodiodi.

La sensibilità del silicio non è sufficiente per rilevare i raggi X nell'intervallo di intensità utilizzato.

### FLAT-PANEL

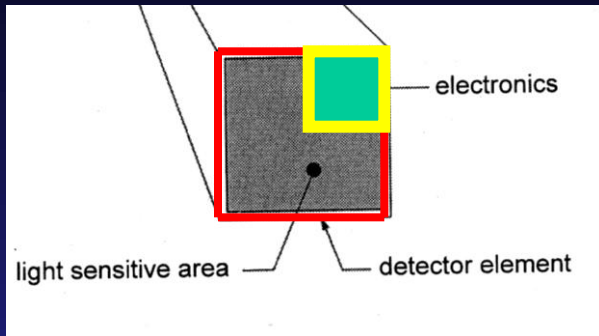
AL DI SOPRA DEL SILICIO VIENE APPLICATO UNO STRATO SCINTILLATORE ALLO IODURO DI CESIO CHE ASSORBE LE RADIAZIONI EMETTENDO L'ENERGIA ACQUISITA SOTTOFORMA DI LUCE VISIBILE.

# RADIOLOGIA DIGITALE



- **SCHERMO INTENSIFICATORE:** converte i RX in luce, poi indirizzata al flat panel. Tipicamente di CsI, i cui cristalli colonnari veicolano la luce riducendone la dispersione laterale (e quindi il blurring)
- **FLAT PANEL:** detettore secondario. Non è possibile la struttura “a sandwich” del complesso schermo pellicola per lo spessore del flat-panel.

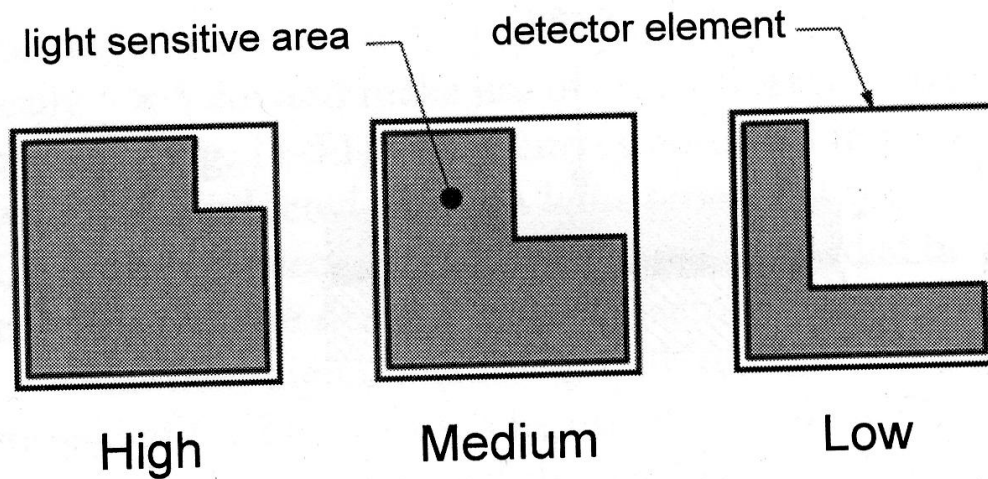




## ESPOSIZIONE

- **MATERIALE FOTOCONDUTTORE:** rilascia e- in seguito all'esposizione alla luce visibile. Si tratta di uno strato di Si amorfo depositato per vaporizzazione
- La carica viene accumulata in un condensatore. Prima dell'esposizione il condensatore è stato preventivamente resettato per eliminare cariche residue. La parte delimitata in giallo corrisponde al TFT (vedi oltre).

# RADIOLOGIA DIGITALE



$$\text{Fill Factor} = \frac{\text{light sensitive area}}{\text{area of detector element}}$$

**FIGURE 11-9.** For indirect detection flat panel arrays, the light collection efficiency of each detector element depends on the fractional area that is sensitive to light. This fraction is called the *fill factor*, and a high fill factor is desirable.

- < dimensioni dell'area sensibile alla luce → > risoluzione spaziale
- < dimensioni dell'area sensibile alla luce → < contrasto

# RADIOLOGIA DIGITALE

## SISTEMI A SENSORI PER RADIOGRAFIA DIRETTA AL SILICIO AMORFO

I pannelli attualmente disponibili consentono risoluzioni spaziali che variano tra 2000 x 2000 (nei formati mammografico e toracico di GE) e 3000 x 3000 (nel formato 43 x 43 di Trixell).

La dimensione del pixel consente un'elevata definizione dell'immagine digitale tale da soddisfare le esigenze diagnostiche anche nel caso di strutture ossee molto sottili.

# RADIOLOGIA DIGITALE

## SISTEMI A SENSORI PER RADIOGRAFIA DIRETTA AL SILICIO AMORFO

### VANTAGGI:

- le dimensioni contenute dei pannelli (flat-panel) di acquisizione ne permettono l'inserimento all'interno dei tavoli radiologici tradizionali e consentiranno in futuro di convertire i sistemi di radiologia convenzionale già presenti in diagnostiche digitali;
- efficienza quantica di detezione doppia rispetto ai sistemi tradizionali o a fosfori.

# RADIOLOGIA DIGITALE

## SISTEMI A SENSORI PER RADIOGRAFIA DIRETTA AL SILICIO AMORFO

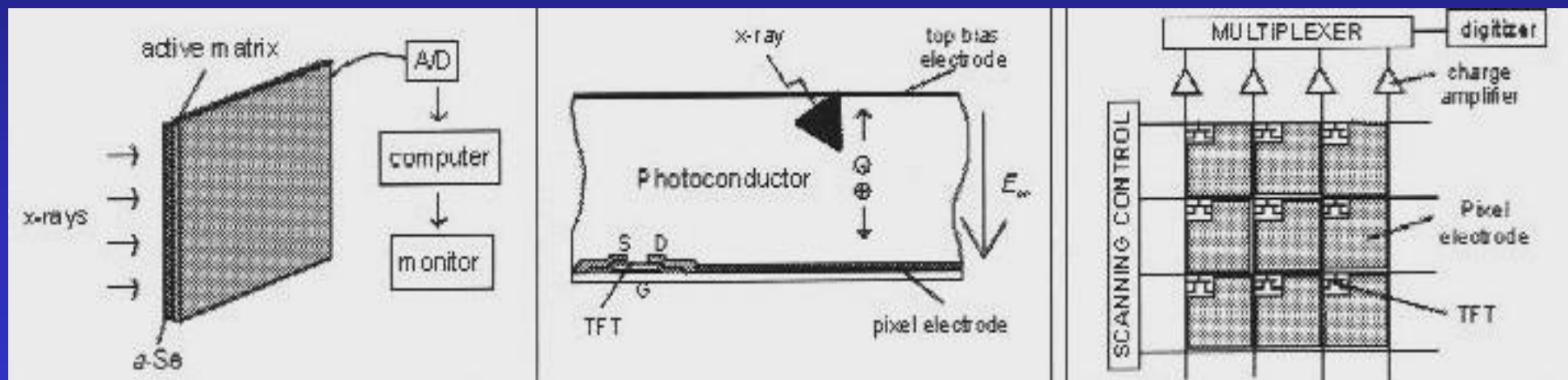
### SVANTAGGI:

- esami particolari come quelli eseguiti al posto letto in reparto non sono realizzabili ( → valido l'impiego delle cassette ai fosfori a memoria);
- costi elevati delle apparecchiature.

# RADIOLOGIA DIGITALE

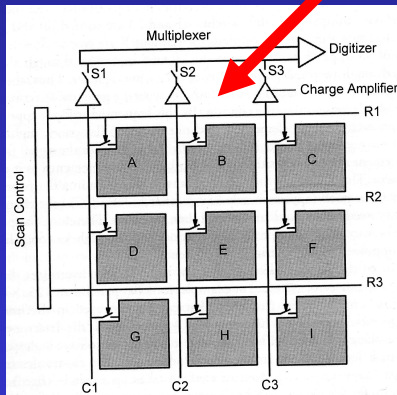
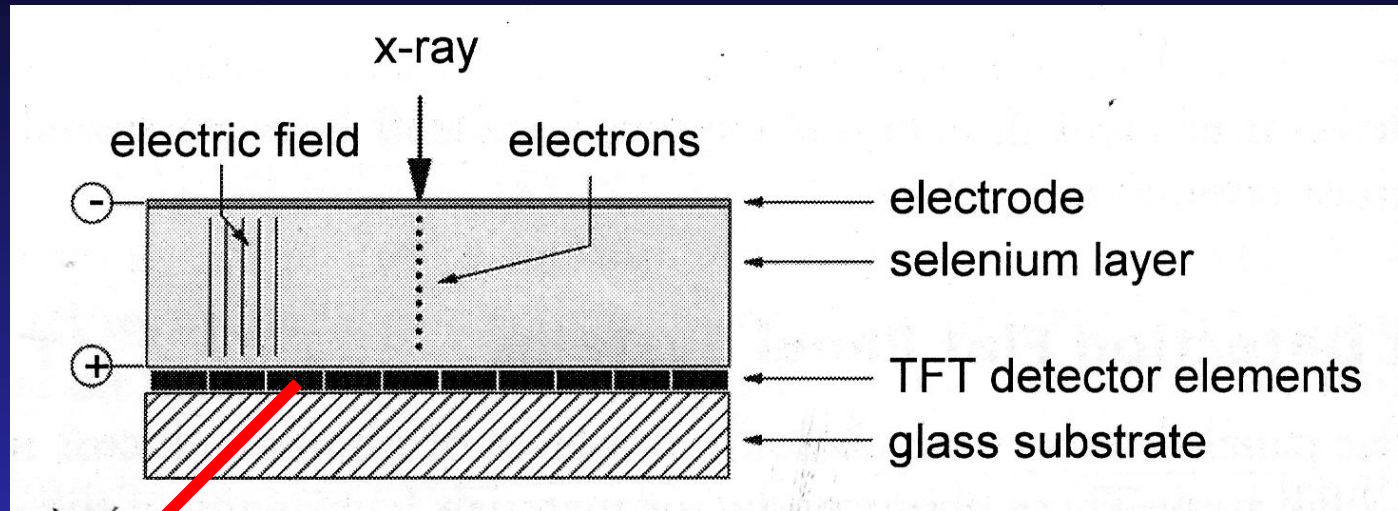
## SISTEMI A SENSORI PER RADIOGRAFIA DIRETTA AL SELENIO AMORFO

Tramite l'esposizione di un supporto a base di selenio amorfo depositato per vaporizzazione su una matrice TFT (collegata alle linee d'uscita) è possibile convertire direttamente il pattern di esposizione memorizzato sotto forma di segnale numerico.



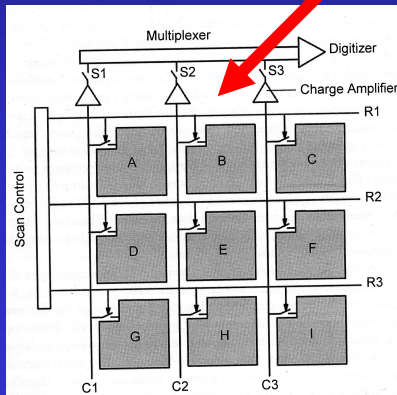
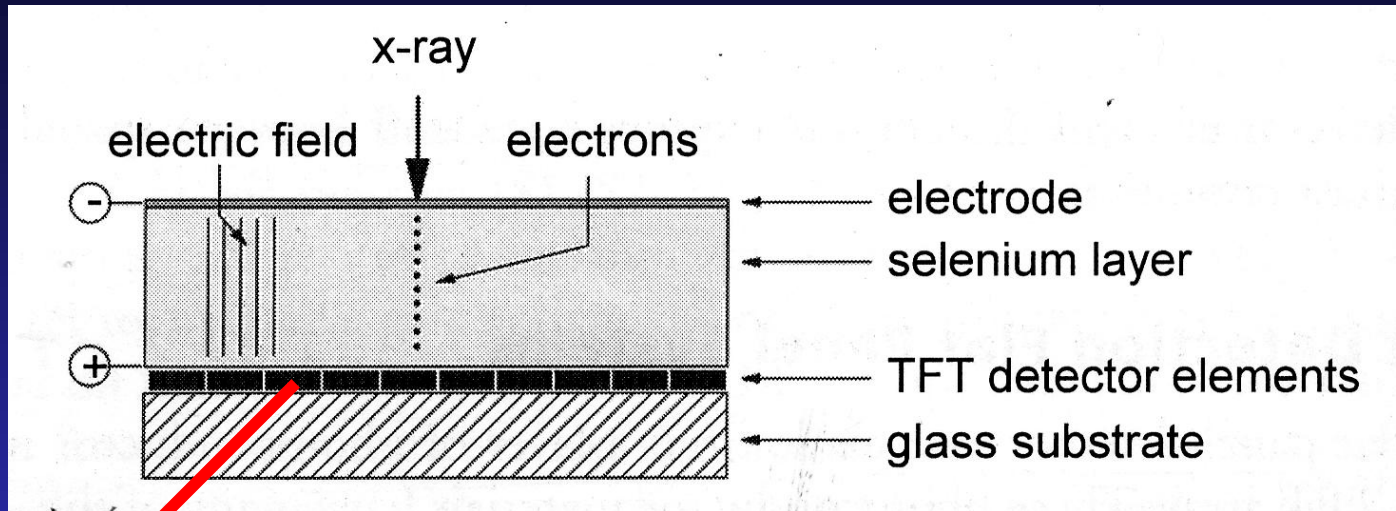
La velocità di lettura può essere di 30 frames/secondo.

# RADIOLOGIA DIGITALE



- strato di materiale fotoconduttore su una matrice di TFT
- stessa logica strutturale di read-out dei sistemi diretti

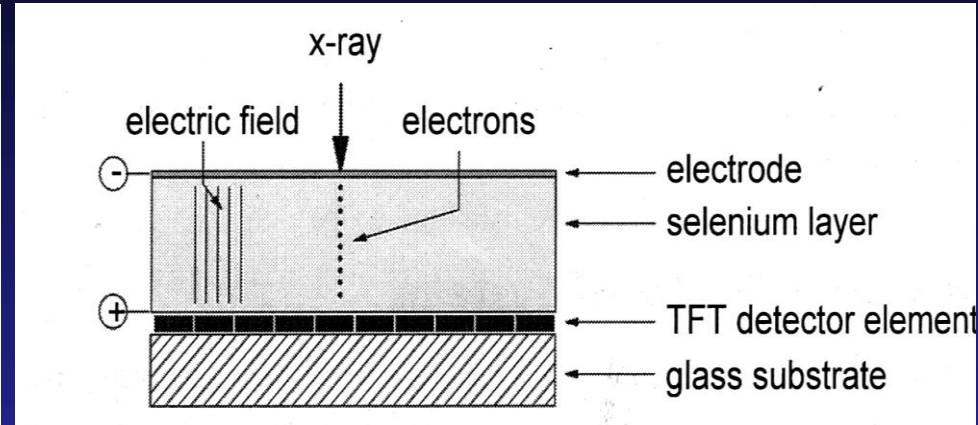
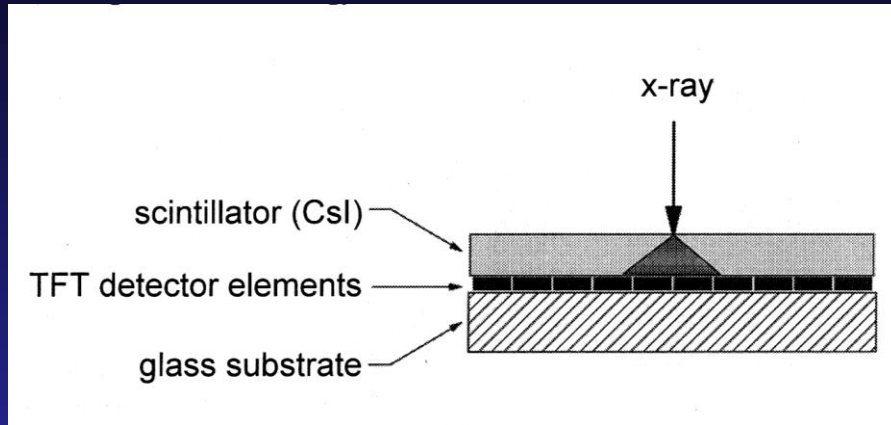
# RADIOLOGIA DIGITALE



- i RX sono convertiti direttamente in e-
- i quali, grazie all'applicazione di una differenza di potenziale all'elettrodo, sono convogliati allo strato dei detettori
- successivo read-out degli e- immagazzinati



# RADIOLOGIA DIGITALE



dispersion laterale della luce

dispersione degli e- minima

# RADIOLOGIA DIGITALE

## SISTEMI A SENSORI PER RADIOGRAFIA DIRETTA AL SELENIO AMORFO

### VANTAGGI:

- diversamente dai fosfori a memoria non si ha emissione secondaria quando il pannello è colpito dalla radiazione ionizzante;
- l'immagine può essere visualizzata su monitor immediatamente dopo l'esposizione riducendo tempi di attesa e eliminando la necessità di spostare la cassetta radiografica;
- efficienza quantica di detezione doppia rispetto ai sistemi convenzionali schermo-pellicola e quelli a fosfori a memoria; migliori i valori di rapporto segnale/rumore.

# RADIOLOGIA DIGITALE

## SISTEMI A SENSORI PER RADIOGRAFIA DIRETTA AL SELENIO AMORFO

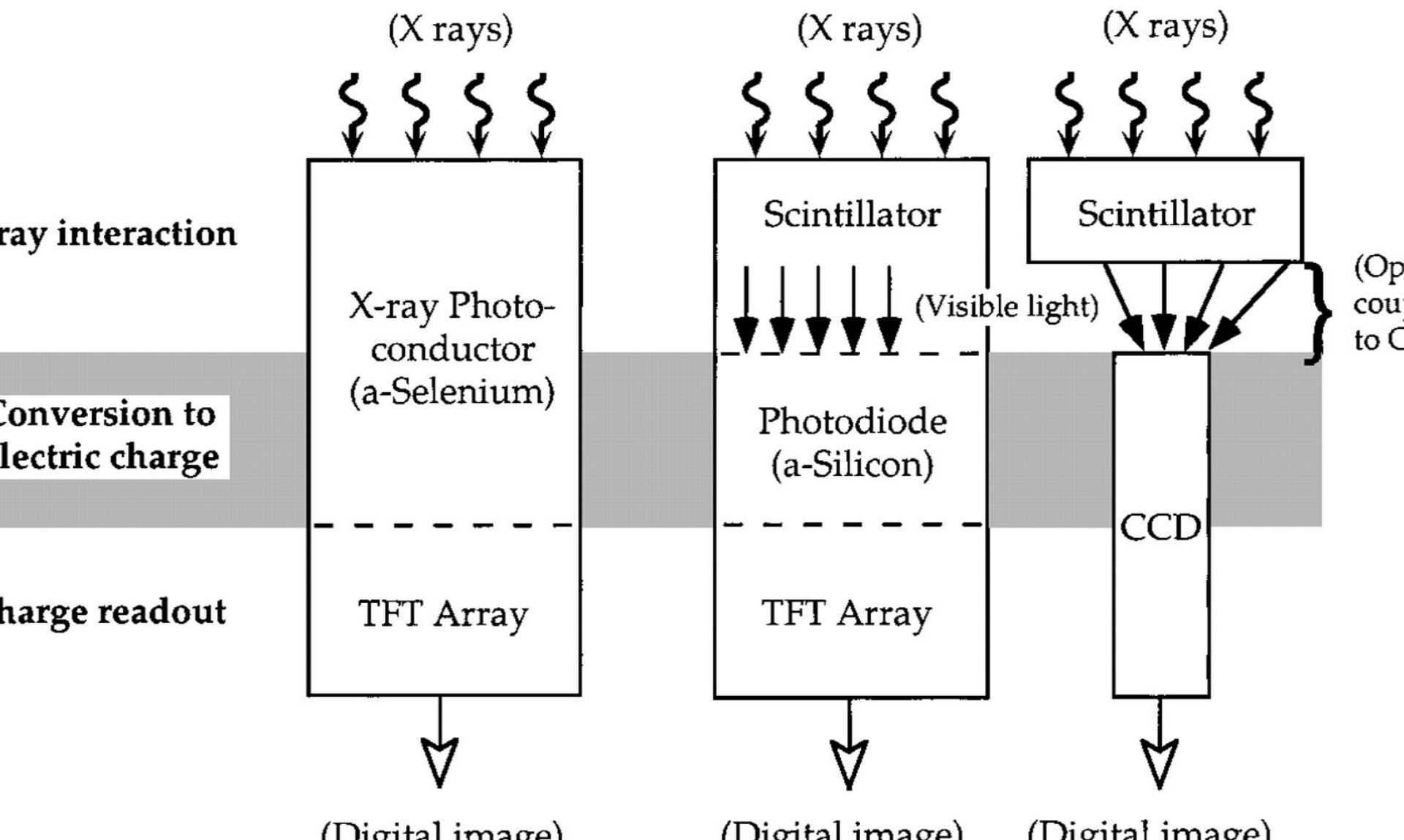
### SVANTAGGI:

- costo elevato delle apparecchiature;
- la tendenza del selenio amorfo a cristallizzare al di fuori di un particolare range di temperatura comporta la presenza di ingombranti dispositivi di termoregolazione che ne impediscono l'installazione all'interno di tavoli radiologici preesistenti;
- esami particolari come quelli eseguiti al posto letto in reparto non sono realizzabili ( → impiego delle cassette ai fosfori a memoria)

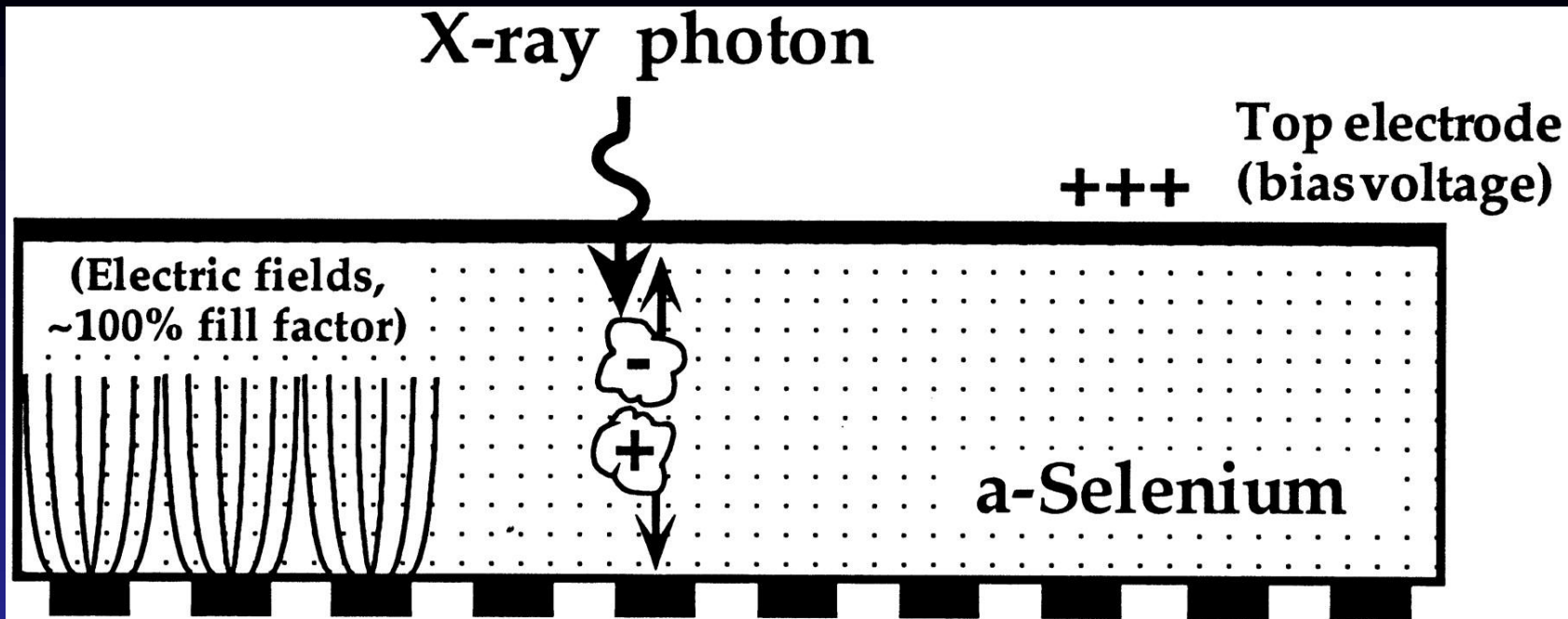
# Electronically readable detectors

## Direct Conversion

## Indirect Conversion

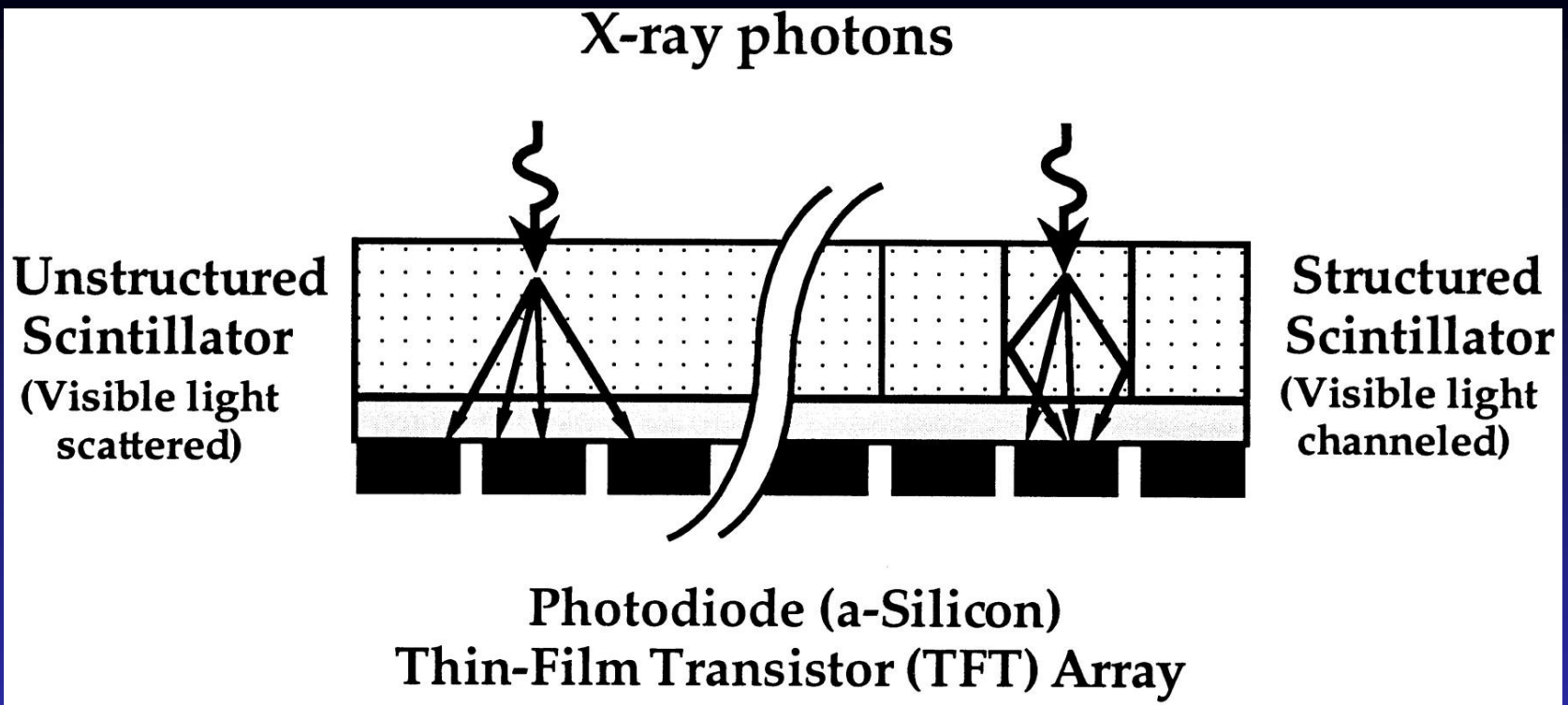


Direct-readout electronic x-ray detectors use either a direct technique or an indirect technique for converting x rays into an electric charge. Direct-conversion detectors have an x-ray photoconductor, such as amorphous selenium, that converts x-ray photons into an electric charge directly, with no intermediate stage. Indirect-conversion devices have a scintillator that first converts x rays into visible light. That light is then converted into an electric charge by using an amorphous silicon photodiode array or a CCD. **Thin-film transistor (TFT)** arrays may be used in both direct- and indirect-conversion detectors.



## Thin-Film Transistor (TFT) Array

**Direct-conversion** thin-film transistor detectors use a uniform layer of evaporated amorphous selenium to convert x rays into electron-hole pairs. Electric fields that are established within the selenium by means of bias voltages channel the charge to the nearest collector, which preserves spatial resolution. Very high fill factors are achievable with appropriate electrode design.



In **indirect-conversion** detectors, the x-ray scintillator can be structured or unstructured. Structured scintillators, which typically are crystalline cesium iodide, reduce the spread of visible light; this improves spatial resolution and permits the use of thicker scintillator materials for improved quantum detection.



SOCIETÀ ITALIANA DI RADIOLOGIA MEDICA

Documenti SIRM 2004

## TELERADIOLOGIA

a cura di Francesco Dalla Palma\* - Oscar Tamburrini\*\*

con la collaborazione di

Carlo Capotondi (Roma), Davide Caramella (Pisa), Francesco De Ferrari (Brescia),  
Francesco Lucà (Roma), Erzo Moser (Trento), Claudio Saccavini (Padova),  
Palmino Sacco (Siena), Franco Vimercati (Milano)

*\*Servizio di Radiologia - Ospedale S. Chiara, Trento*

*\*\*U.O. e Cattedra di Radiologia - Università degli Studi "Magna Graecia" di Catanzaro  
Policlinico Mater Domini Catanzaro*

Supplemento de "Il Radiologo" 1/2004





1994 (Res. 21)  
 Revised 1995 (Res. 26)  
 Revised 1998 (Res. 35)  
 Revised 2002 (Res. 11)  
 Revised 2005 (Res. 39)  
 Effective 10/01/05

## ACR TECHNICAL STANDARD FOR TELERADIOLOGY



## HEALTH INFORMATION STANDARDS COORDINATING COMMITTEE

National Initiative

for Telehealth

# Framework of Guidelines

September 2003

prima di stampa



**European Association of Radiology**

- Home
- The Association
- Committees
- Publications**

**European Radiology**

Contact the Editor  
 European Radiology online

EAR Annual Report 2005  
 European Training Charter for Clinical Radiology  
 Radiological Training Programmes in Europe  
 Analysis of Survey  
 EIBIR Newsletter - November 2005  
 Teleradiology

**European Radiology**

"European Radiology"  
 - the official organ of ECR and EA

Since its foundation by Prof. J. Liss...  
 official journal of the ECR and t...  
 continuously and rapidly.

For the year 2004 (volume 14) 351 p...  
 total of more than 924 submitted...  
 monthly issues covering a total of 23

The ISI Impact Factor 2005 has ju