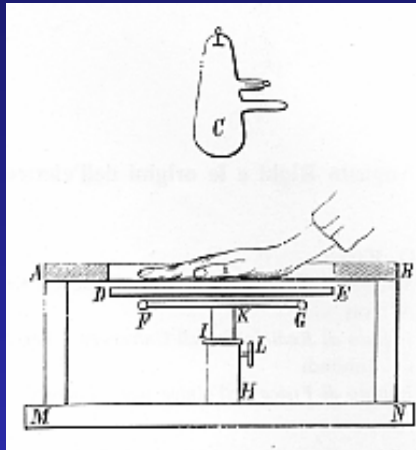


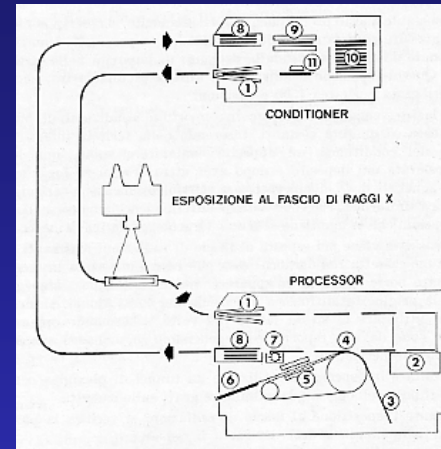
IMMAGINI DIGITALI IN RADIOLOGIA

www.fisiokinesiterapia.biz

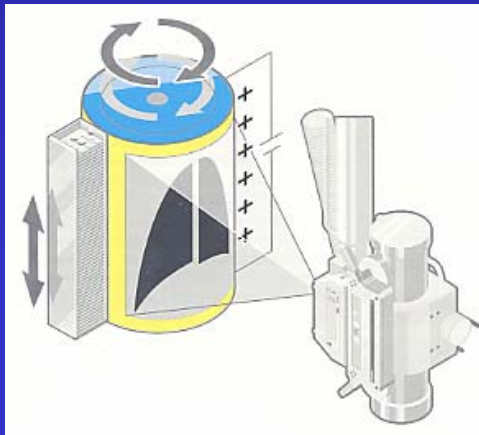
Alcuni lontani e recenti progenitori della radiografia digitale diretta



Righi – Elettrofotografia 1896



Xerografia - 1973



Thoravision –1993

Immagini digitali

- TC
- RM
- Eco
- Gamma Camere
- PET



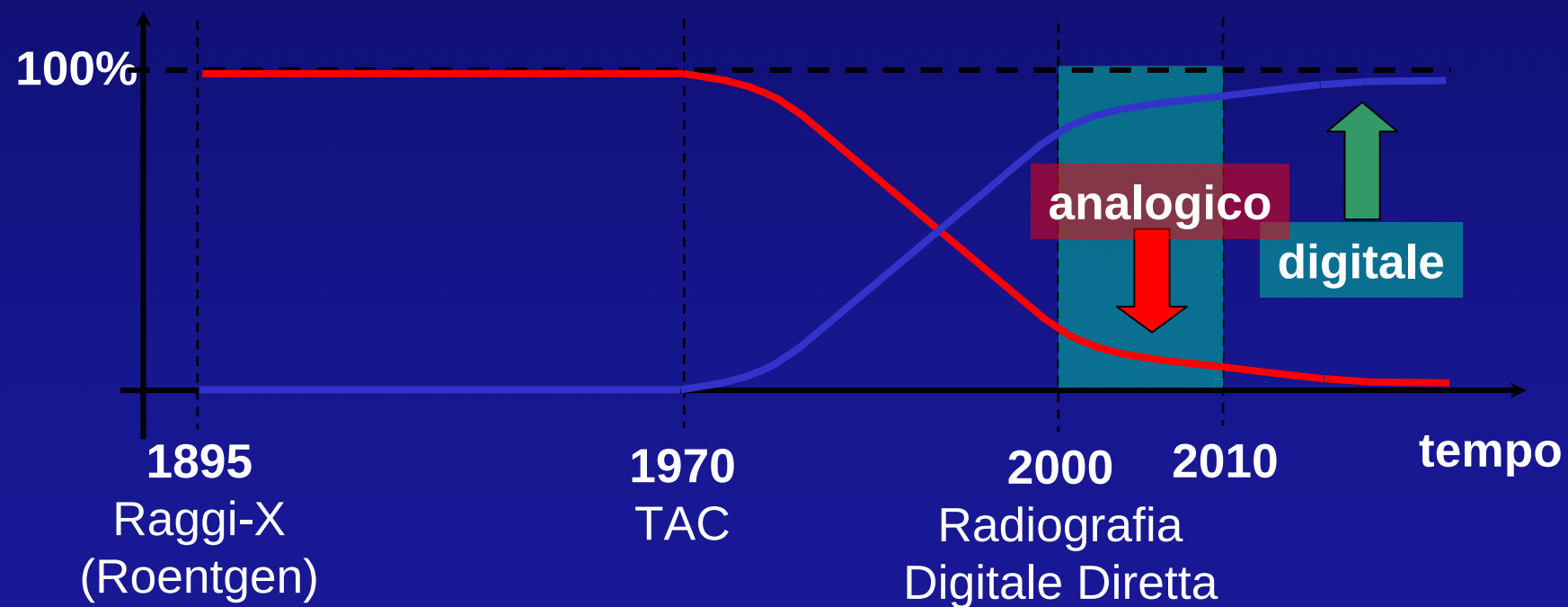
- RX Digitali
- CR
- DR

DICOM

Immagini Digitali

- Immagini digitali native
 - TC
 - RM
 - Ecografia
 - Medicina Nucleare / PET

Percentuale Diagnostiche Analogiche e Digitali



Qualità delle Immagini Digitali

- Risoluzione Spaziale
 - Convenzionale > Digitale
- Risoluzione di contrasto
 - Digitale > Convenzionale
 - Risposta lineare
 - (Dose !)

Tecniche Digitali Intrinseche

ACCETTAZIONE INCONDIZIONATA

- Immagine = prodotto finale di calcolo complesso
- Informazioni tomografiche non ottenibili in modo analogico
 - UNICHE
- Guadagno diagnostico legato alla tecnica

Immagini Digitali

- Immagini analogiche digitalizzate
 - Rx digitale (Fosfori / Flat panels)

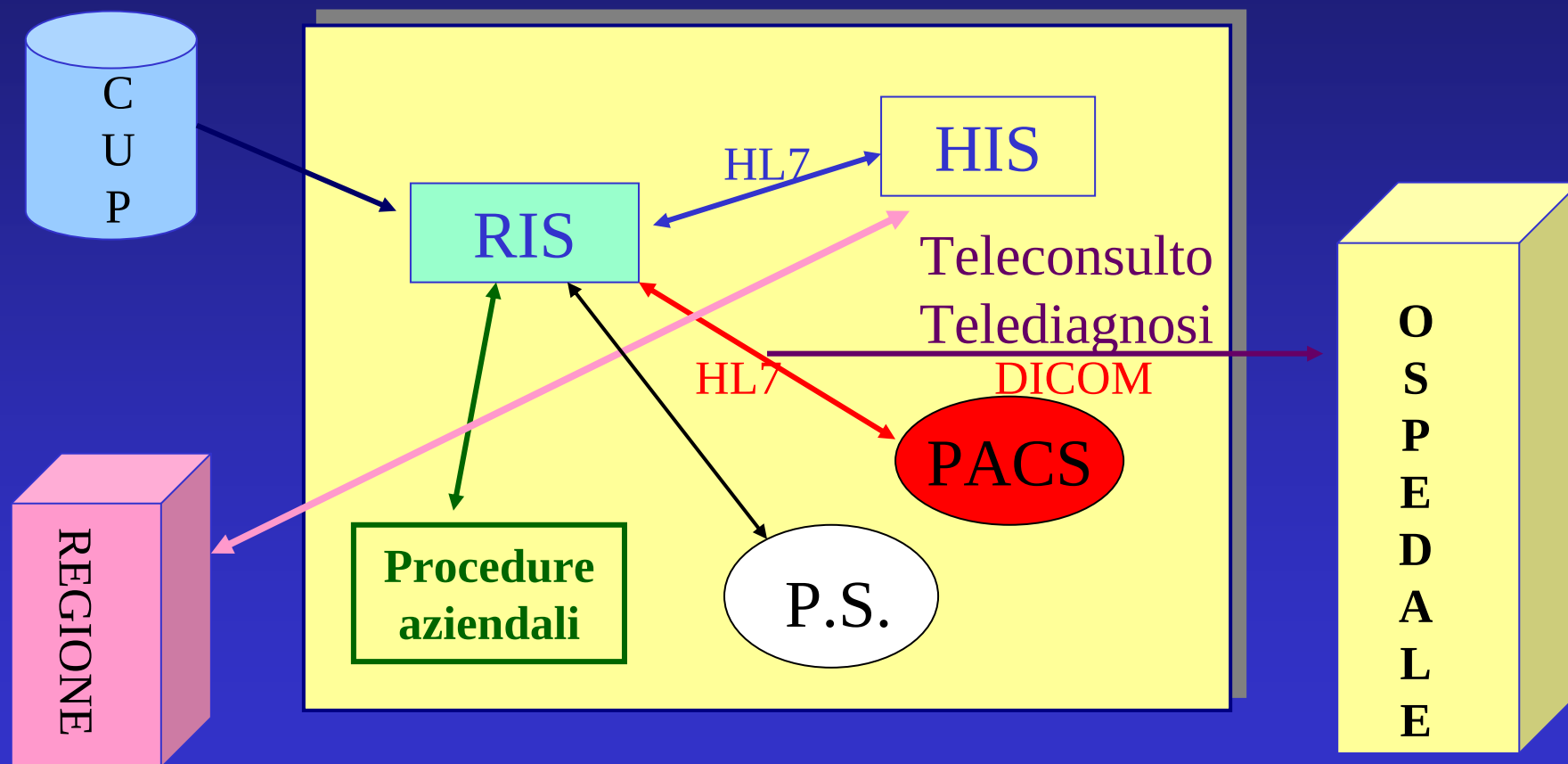
Informazioni diagnostiche simili alla corrispondente immagine analogica

Accettazione condizionata da parte del radiologo (vantaggio indiretto)

Rx digitale (Fosfori / Flat panels)

- Vantaggi Diagnostici
 - Fattori estrinseci
 - RIS/PACS
 - Algoritmi "Work in progress"
 - Sottrazione energetica
 - Elaborazione dominio delle frequenze (es. algoritmo MUSICA)

Sistema Informativo



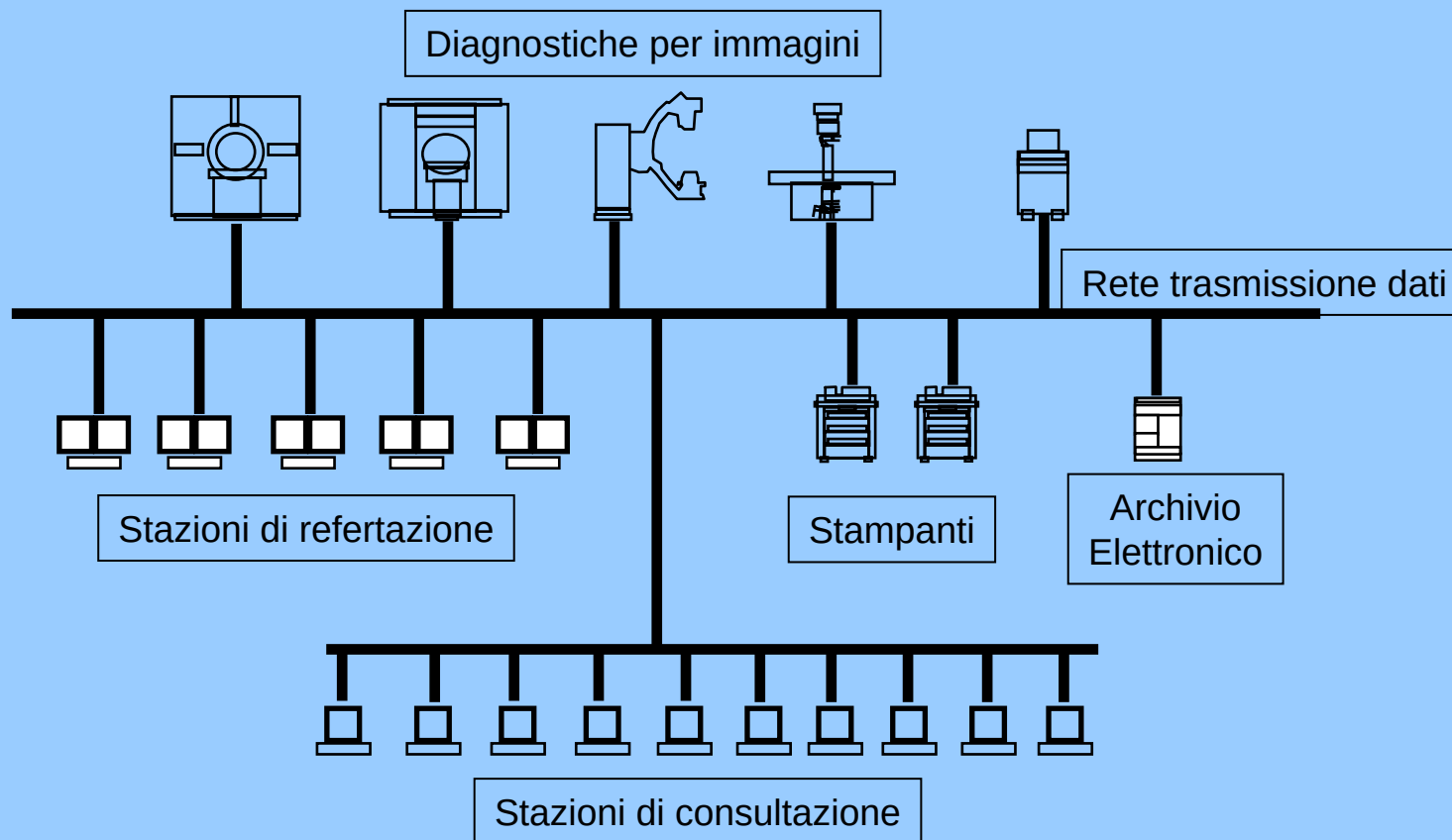
GLOSSARIO

RIS = Radiological
Information System

PACS = Picture Archiving and
Communication System

HIS = Hospital Information
System

Componenti del PACS



Ruoli Stabiliti

RIS

- Prenotazione
- Gestione delle procedure

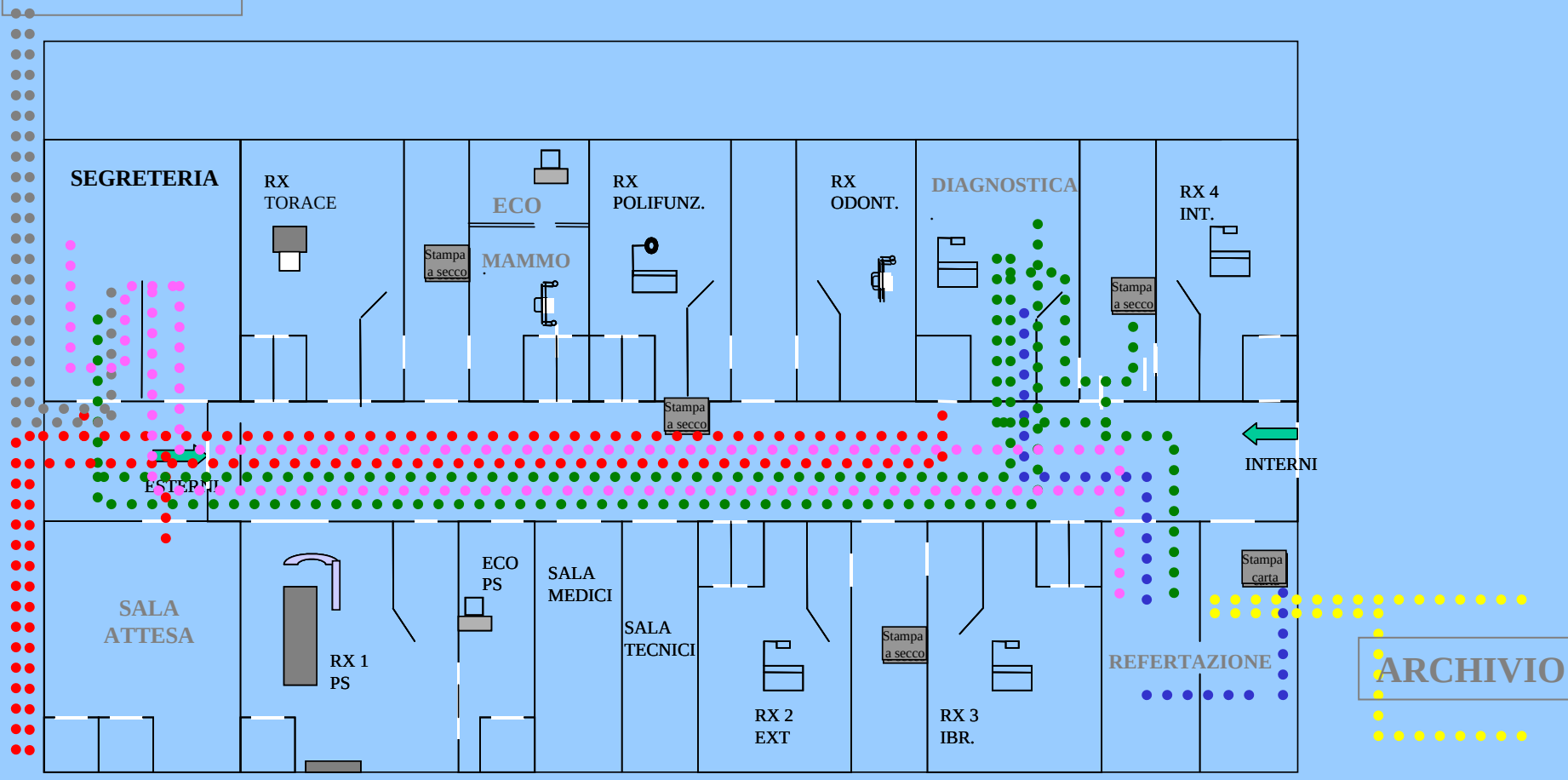
PACS

- Acquisizione
- Comunicazione
- Visualizzazione immagini
- Archiviazione
- Gestione delle immagini

RX Torace

Workflow Tradizionale

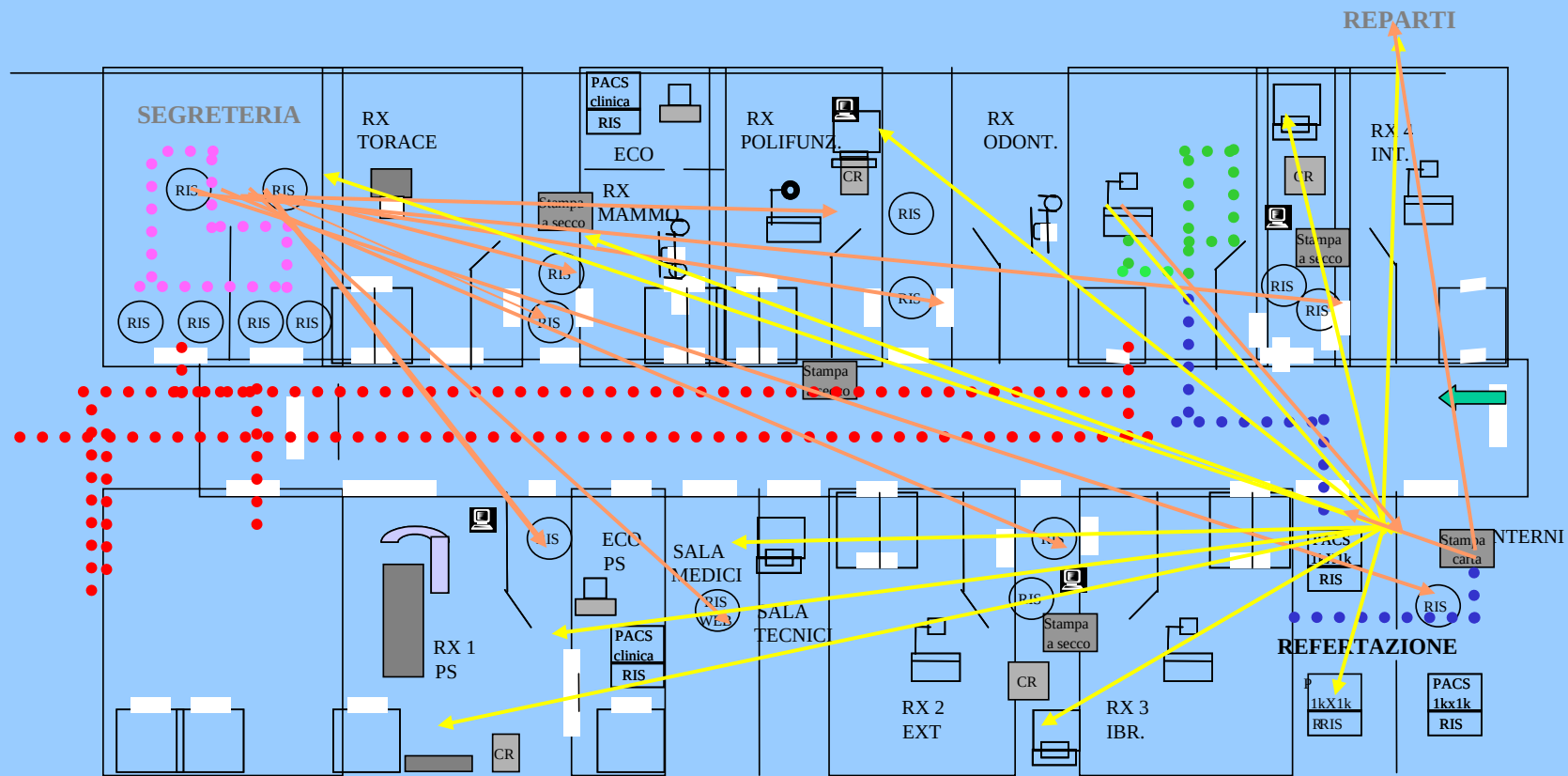
REPARTI



● DATI ● SECRETARIA ● TECNICO ● MEDICO
● PAZIENTE ● IMMAGINI

RX Torace

Workflow Digitale



DICOM- HL7- IHE

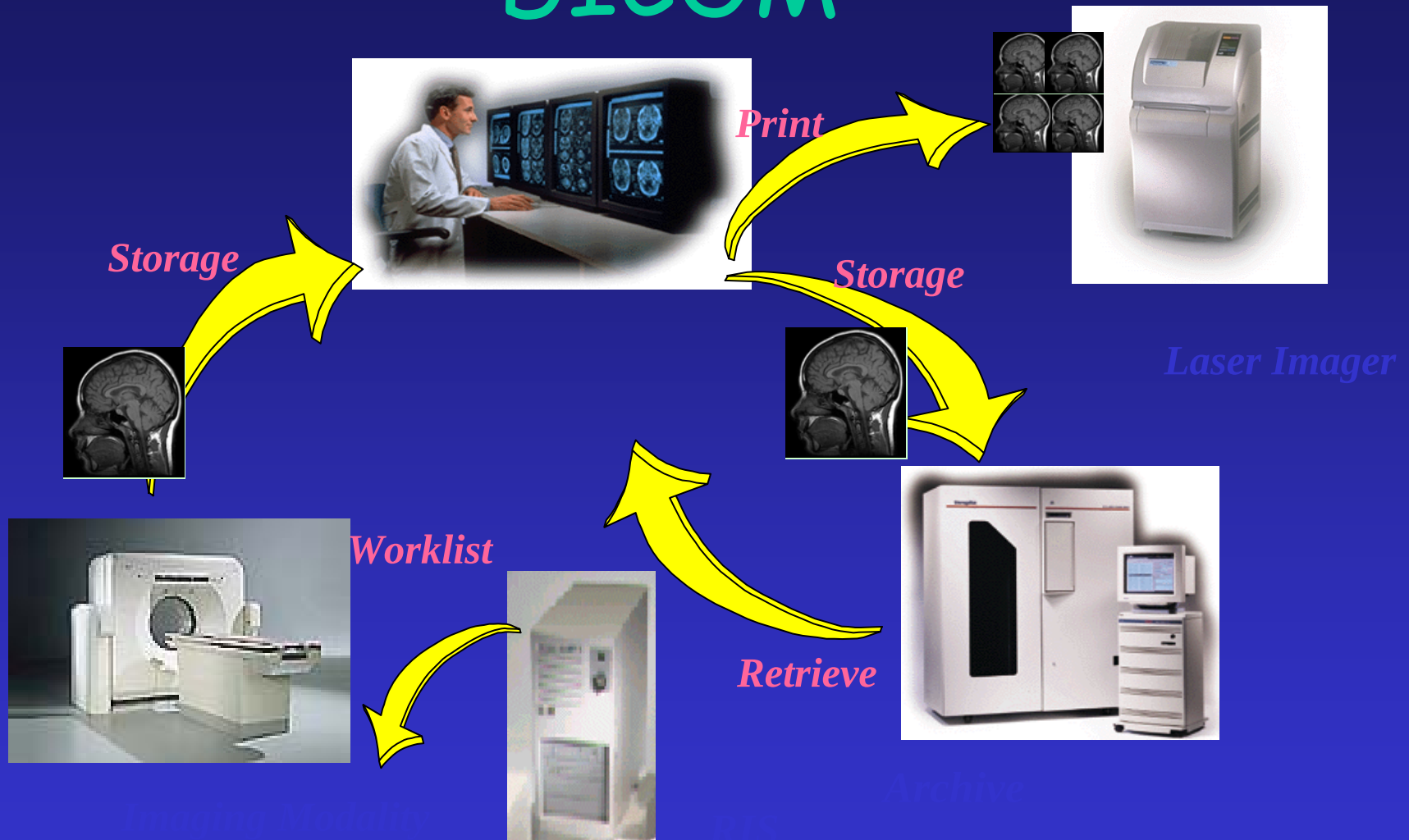
- STANDARD:

DICOM

HL7

IHE

DICOM



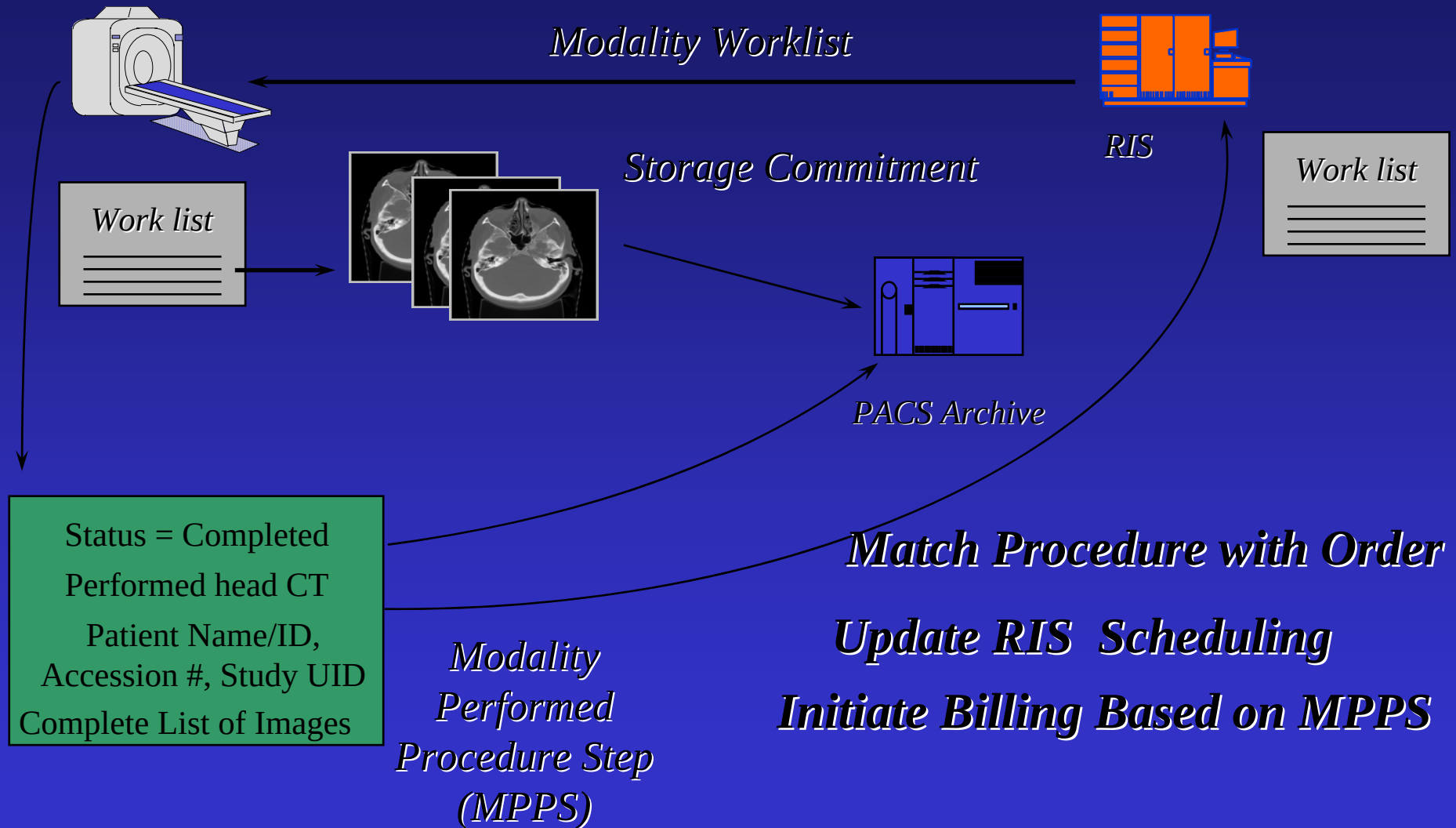
Obiettivi RIS

- Gestire i dati sanitari
- Gestire i dati amministrativi
- Gestire i costi
- Ottimizzare le risorse
- Gestire i dati scientifici
- Garantire la sicurezza dei dati

PACS

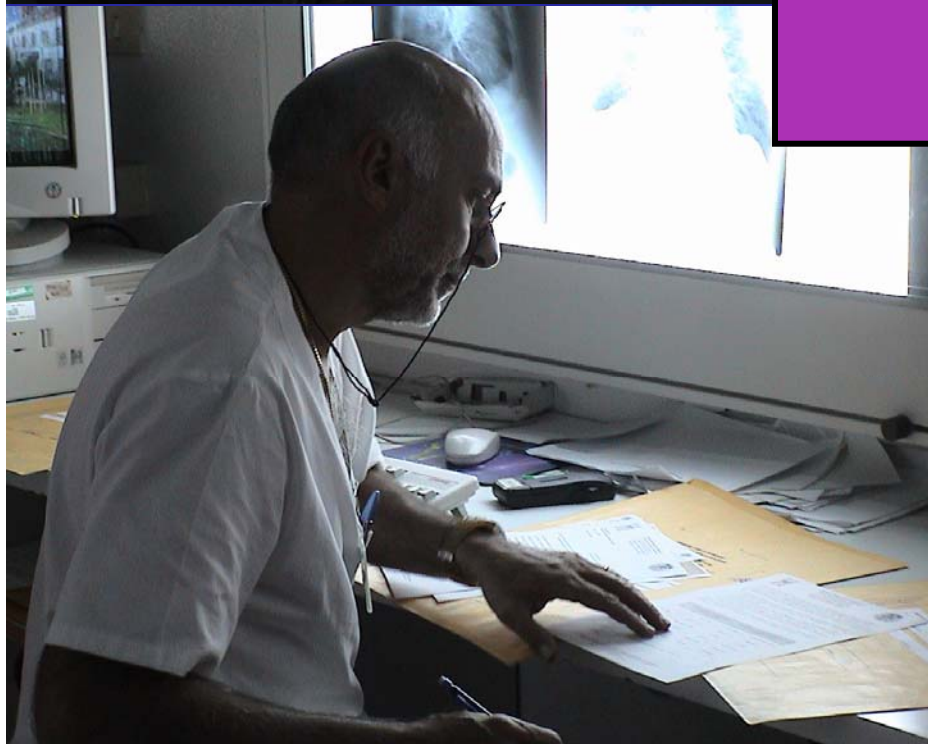
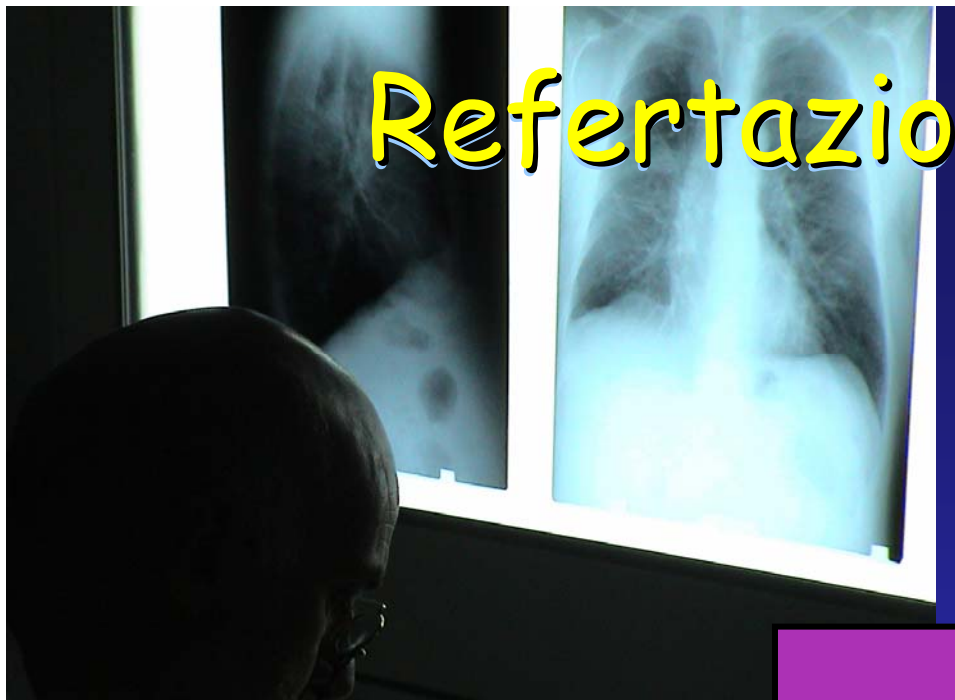
- PACS (Picture Archiving and Communication System)
- Acquisizione delle immagini digitali
- Archiviazione
- Comunicazione
- Gestione immagini

Integration Flow Example



courtesy of Don Van Syckle

Refertazione a monitor



Refertazione a monitor

- Possibilità di cambiare i parametri dell'immagine e zoom per il dettaglio
- Visualizzazione piu' agevole di esami composti da molte immagini (es. TC spirale) che possono scorrere rapidamente sullo schermo.
- Possibilita' di confronto tra serie diverse (studi TC o RM multifasici dopo mdc) e con esami precedenti
- └ “soft-copy interpretation of CT images by using a PACS workstation requires less time than does conventional hard-copy image interpretation and increase the productivity of radiology departments”

Reiner BI et al. Radiologists' productivity in the interpretation of CT scans: a comparison of PACS with conventional film. AJR 176:861, 2001

Stazioni di refertazione



➤ Colori

➤ Scala di grigi

2 monitor

4 monitor

2 MP

3 MP

5 MP

Stazioni di refertazione

Interfaccia utente:

- standard Win / Mac
- intuitiva (user friendly)
- personalizzabile
- Parametri di visualizzazione (es. LUT) ottimizzabili
- facile comparazione tra immagini
- facile gestione formati di visualizzazione
- spostamento, rotazione, flip, W/L



Monitor 2K per immagini CR,DR
almeno 1K per CT, MR

Radiologo e monitor

- Troppa attenzione alle MORFOLOGIA
- Scarsa attenzione alla FUNZIONE
- Non più pixel o GigaByte...
Ma COSA posso fare e COME lo posso fare!

Lavorare...

- Stato dell'arte
- TUTTI i vendor offrono prodotti tecnologicamente adeguati alle esigenze di refertazione

Sicurezza

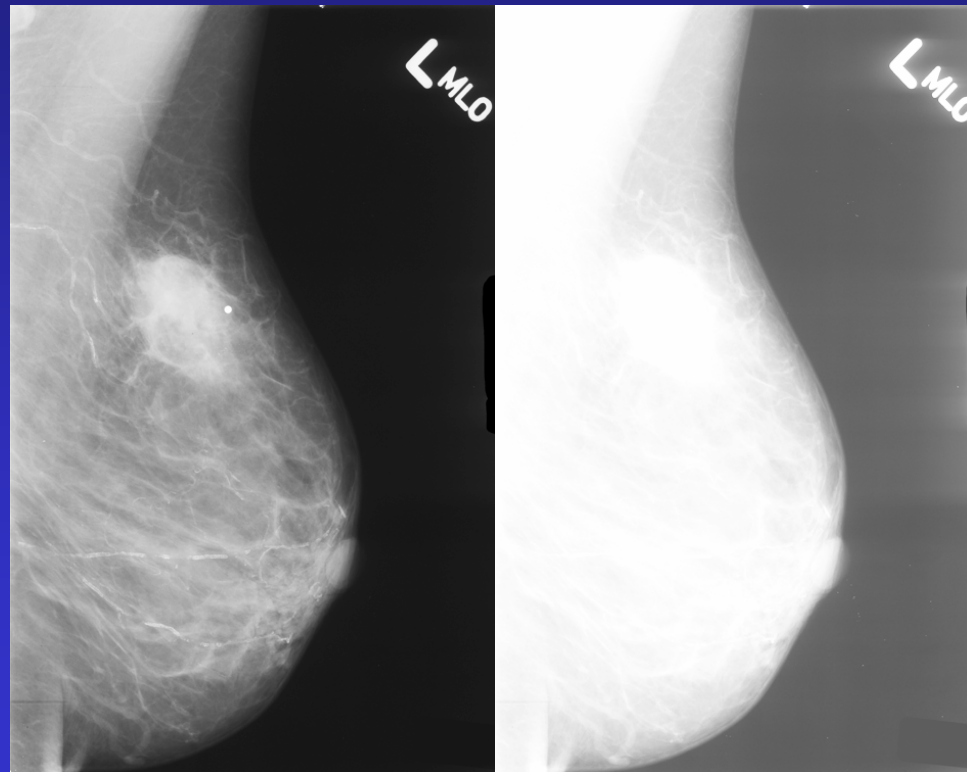
- Sicurezza del workflow
- Sicurezza delle immagini

Sicurezza del workflow

- Identità pazienti
- Correzioni automatiche
- Controllo del processo

Sicurezza delle immagini

- Problema della CONSISTENZA delle immagini



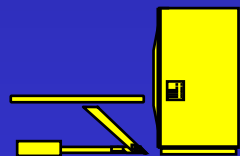
Consistent Presentation of Images

- Immagini in scala di grigi visualizzate su diversi dispositivi di output o stampate su supporti differenti sono, in generale, non corrispondenti:
INCONSISTENTI
- Possibile ricaduta clinica

La fisica...

- LUMINANZA: intensità luminosa per unità di superficie (cd/m^2)
- L_{max} elevata: migliora la percezione della scala dei grigi
- L_{min} bassa: incrementa il numero di toni di grigio rappresentabili

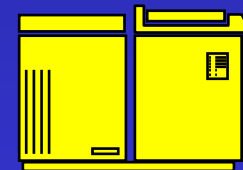
Problems of Hardcopy-Softcopy Inconsistency



Digital Modality

Printed images don't look
like displayed images

Slide Provided by David Clunie



Laser Printer

Archiviazione



- una pellicola può essere in un solo posto nello stesso momento
- il tempo di recupero dall'archivio delle pellicole è lento
- la tendenza naturale delle pellicole è di andare perse o sottratte da qualcuno

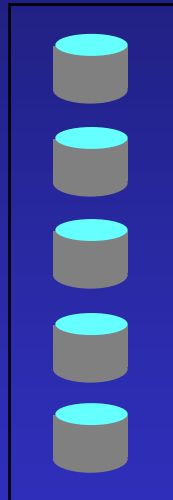
Archiviazione

Memorizzazione
a breve termine



1-3 giorni

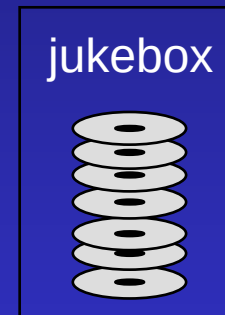
Memorizzazione
a medio termine



dischi rigidi

1 anno

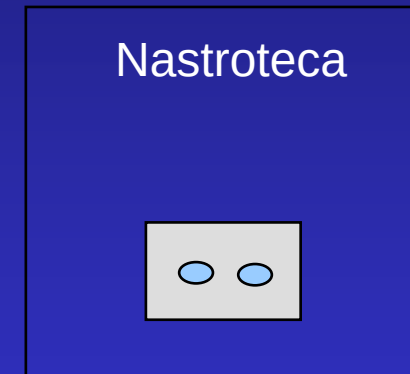
Archiviazione
a lungo termine



Dischi Ottici
o CD-R in
jukebox

legale

Archiviazione
di back-up



nastri magnetici
gestiti da robot

10 anni

Distribuzione

- Esterni

- Interni

Distribuzione degli esami su CD

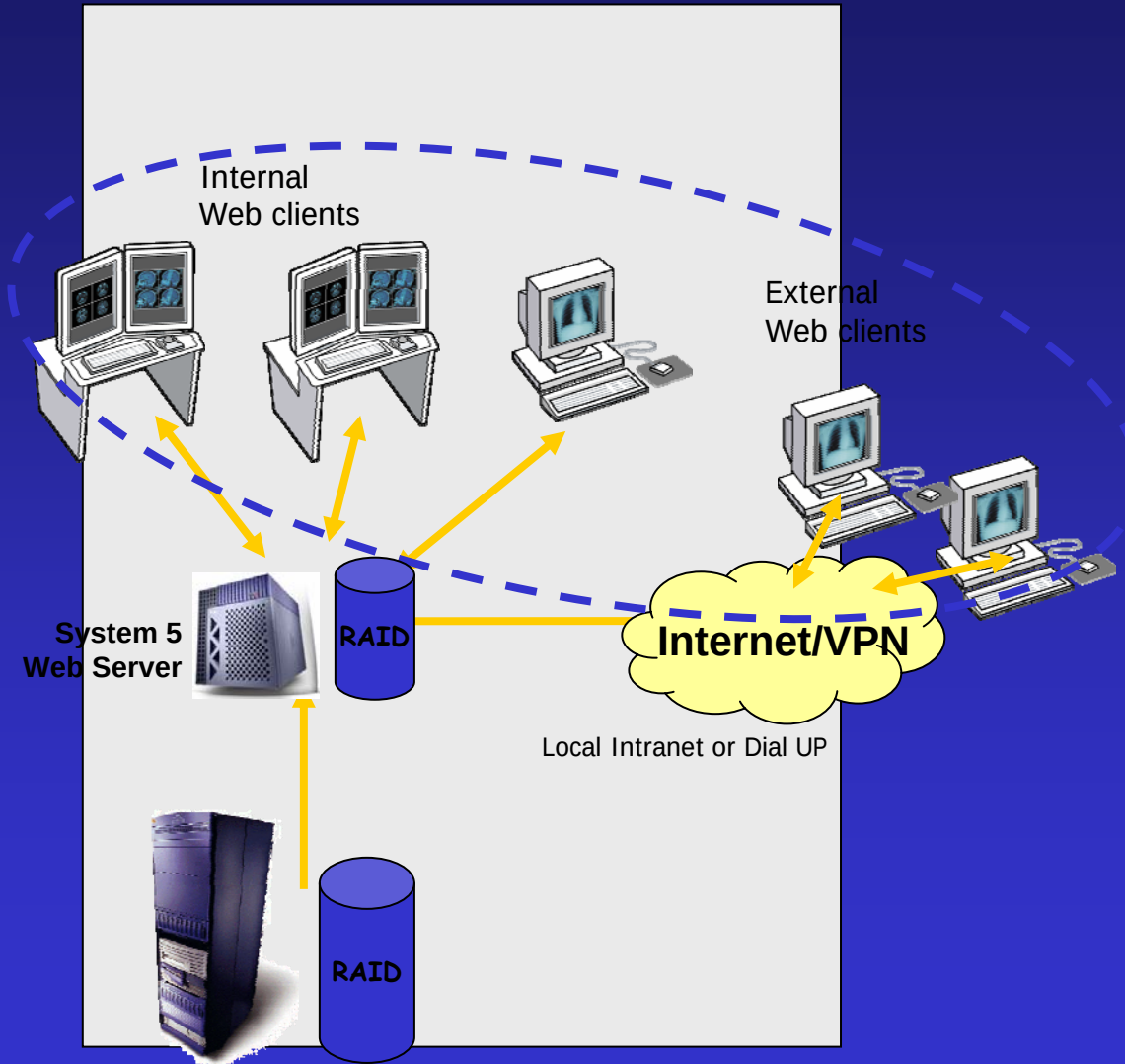
- Sistema automatizzato
 - Masterizza l'esame su CD insieme ad un visualizzatore autoeseguente
 - Stampa sul fronte del CD il nome del paziente e le informazioni relative all'esame



Image Distribution

- CD o DVD
- CD's da altri istituti -- challenges:
 - Software di visualizzazione proprietari
 - Spesso non consultabili sulla workstation PACS
 - Non è un supporto familiare
 - Come collego le immagini ?

Distribuzione Web



- Permette un accesso sicuro e rapido alle immagini da parte di clinici e medici richiedenti

RX Digitali

Apparecchiature per la produzione di immagini

+

Apparecchiature per produrre immagini digitali
(sistemi IBTV-CCD, CR, DR)

+

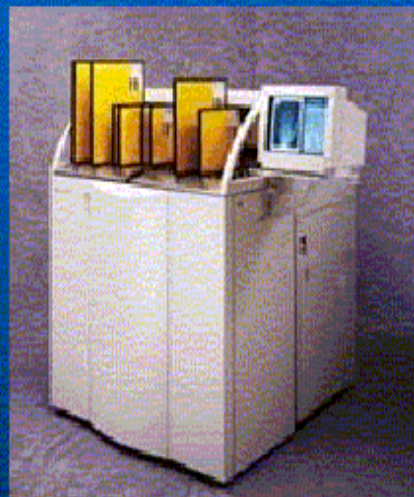
Sistemi di visualizzazione e/o stampa

+

Sistema informatico (rete, RIS, PACS, conformità
allo standard DICOM)

RX Convenzionale

- CR = Computed Radiology
 - Fosfori fotostimolati (IP)
 - IP elaborato da un laser
 - release stored energy (visible light) =>PMT

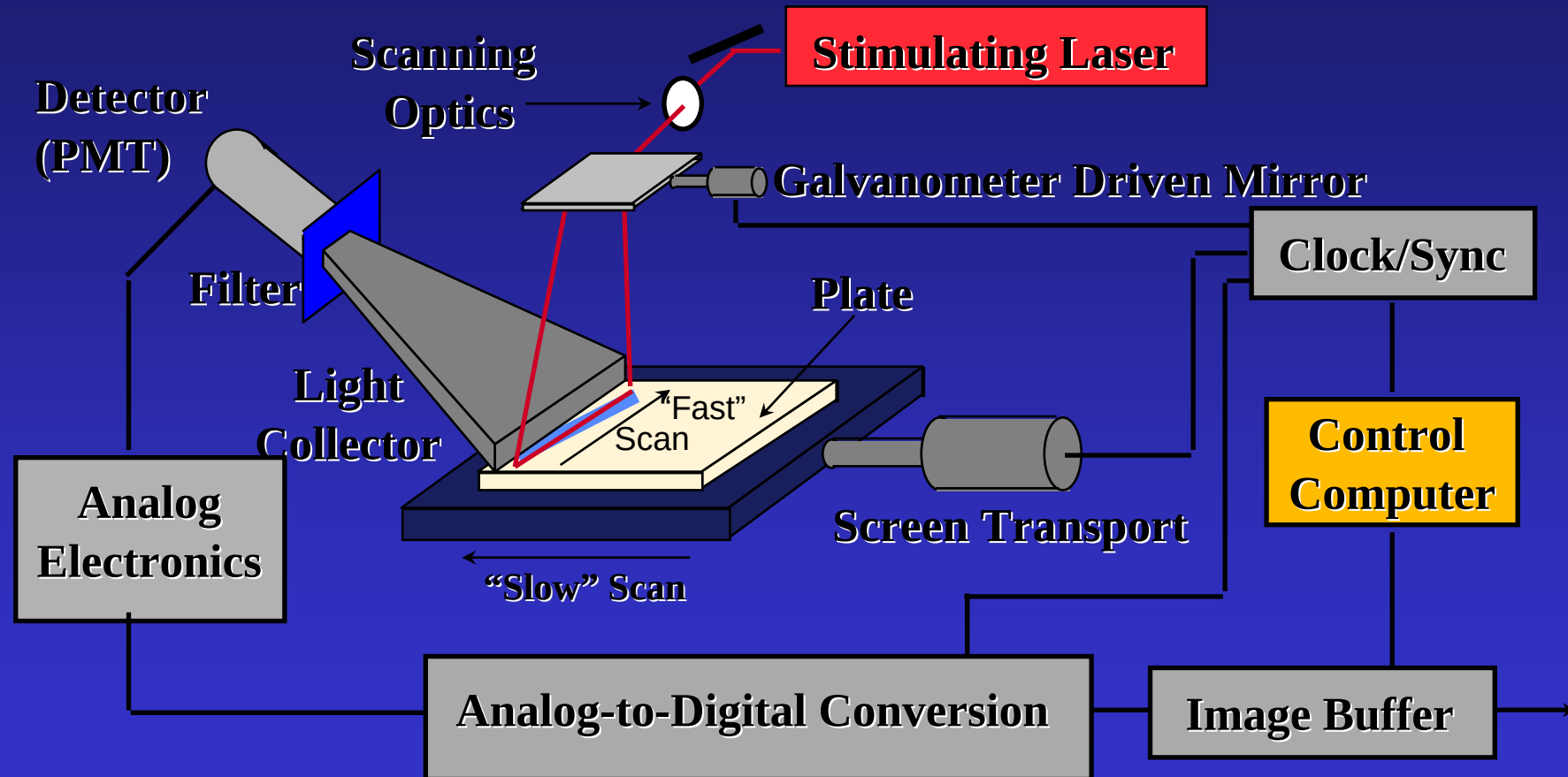


Computed radiography

L'ampia diffusione di queste apparecchiature è dovuta a:

- tolleranza in esposizione (ampia linearità e latitudine)
- facilità di gestione delle immagini digitali
- compatibilità con gli apparecchi radiologici esistenti.

CR Processo di lettura



Analisi dell'istogramma

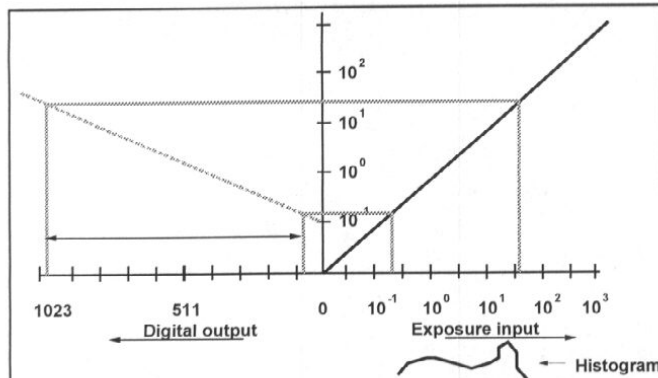


Figure 10. The minimum and maximum values of the histograms are used to define the minimum and maximum digital values of the output image. The latitude (slope) is adjusted according to the range of the exposure signal.

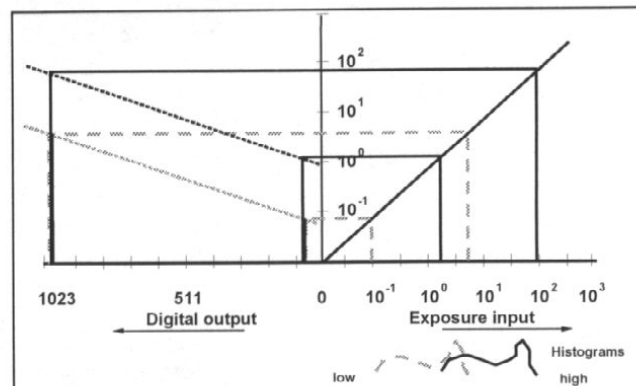


Figure 11. Low and high exposure histograms are scaled such that the same digital output range is achieved. The low exposure images will have the same signal level, but will be noisier. Figures 10 and 11 adapted from [4].

Cancellazione

- La scansione del laser non estrae il 100% del segnale
- Per azzerare completamente il contenuto viene ripetuta una scansione più veloce di cancellazione
- Dopo questa procedura il plate può essere riutilizzato

Computed Radiography: conclusioni dopo 5 anni di esperienza

- ✓ Qualità immagini più elevata (vs sistemi S=400) ma problemi con alcuni esami per la radiazione diffusa (anca in laterale)
- ✓ Riduzione degli esami ripetuti e più informazioni (latitudine)
- ✓ Flessibilità di impiego (immagini digitali)
- ✓ Operatività comparabile (maggiore con refertazione a monitor);
- ✓ Costi di materiale di consumo non inferiori (molto inferiori con gestione digitale immagini)
- ✓ Aumento delle dosi (circa un fattore 1.5-2, in parte riducibile con ottimizzazione, tecnica manuale e tendenza ad "eccedere")
- ✓ Aumento delle chiamate di assistenza (soprattutto durante l'avviamento);
- ✓ Insufficiente formazione del personale (Radiologi, TSRM, Fisici)
- ✓ Grande impegno nei controlli di qualità

Limitazioni...

Le principali limitazioni di questi sistemi sono derivate dalla fisica dei rivelatori e dalla tecnologia dei lettori:

- ☺ L'efficienza di rivelazione è inferiore rispetto ai sistemi tradizionali con pellicole
- ☺ le immagini sovraesposte appaiono migliori rispetto a quelle esposte correttamente.
- ☺ maggiore sensibilità alla radiazione diffusa rispetto ai tradizionali schermi a terre rare (minore energia dell'edge K del bario)
- ☺ sistemi elettro-meccanici con diverse parti in movimento

Considerazioni

- Integrazione con il sistema informativo
 - RIS
 - PACS
 - DICOM

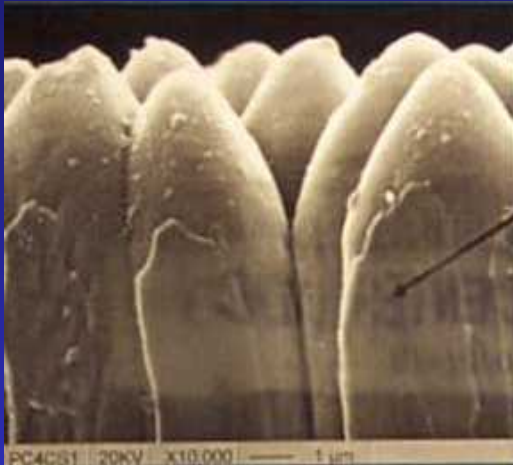
Considerazioni

- Vantaggi => dipendono dall'obiettivo
 - Sostituzione pellicole => no ripetizioni
 - Elaborazione immagini
 - PACS
 - Archivio digitale

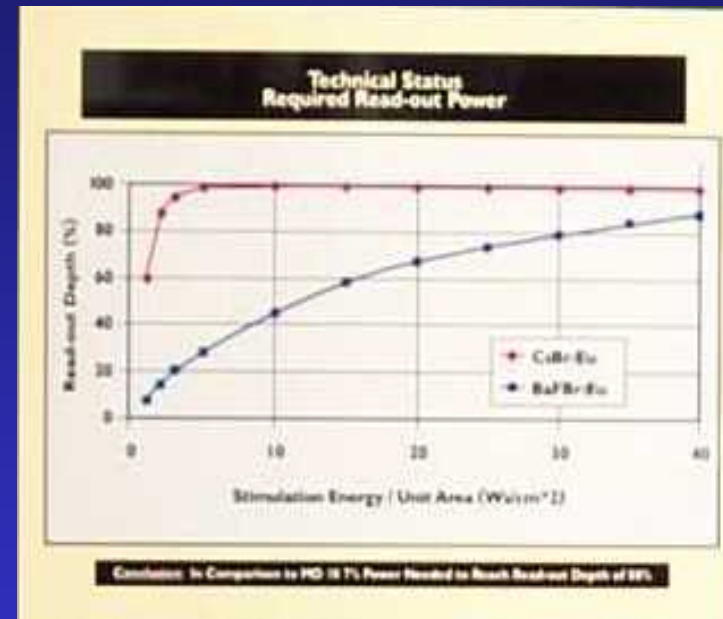
Considerazioni

- Elementi critici:
 - Posizionamento del paziente
 - Scelta dell'esame
 - Scelta del formato
 - 1 immagine per cassetta
 - Scelta della griglia

CsBr:Eu



“Needle shaped phosphor crystals”



Efficienza di conversione

CsBr:Eu > BaFBr:Eu (Più luce/Fotoni X assorbiti)

< energia di stimolazione

< potenza del laser di lettura

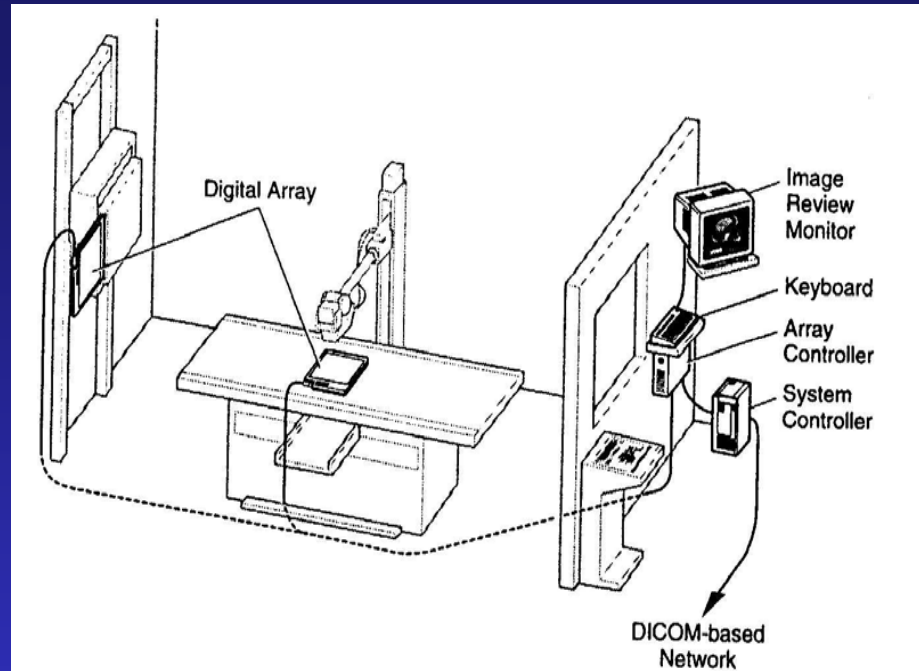
Apparecchiature di Direct Radiography



- DX = Direct Digital Radiography
 - xray energy directly captured
 - CCD, silicon or selenium

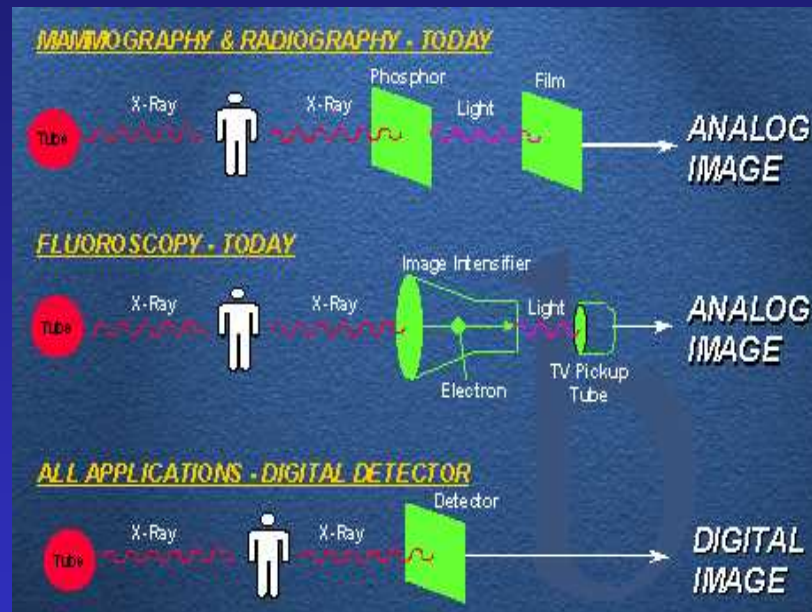


DR- Aspetti salienti



- ✗ disponibilità immediata delle immagine
- ✗ non è necessario movimentare la cassetta radiografica (riorganizzare i percorsi della radiologia e ripensarne il lay-out)

DR- Aspetti salienti



✗ produttività doppia o tripla (ripensare il lay-out della Radiologia!)

✗ gestione digitale delle immagini (elaborazione, archiviazione...)

✗ costi elevati (ma, forse, non proibitivi)

✗ la scopia non è oggi disponibile a risoluzione completa (ma è già disponibile in pannelli 1500x1900 a 127 um a 30 frame/sec!)

Oltre il rivelatore... l'apparecchio

Sono oggi disponibili, diversi apparecchi con FPD per diagnostica generale prodotti dalla principali Aziende del settore.

L'apparecchio è composto da:

- ✓ apparecchiatura radiologica tradizionale (tavolo orizzontale, stativo verticale, pensile a braccio orientabile)
- ✓ Computer di gestione, in alcuni casi è integrato il controllo del generatore X
- ✓ Integrazione con il PACS (DICOM)

Applicazioni cliniche

Radiografia

Toracica

Generale

Mammografia

Fluoroscopia

>12 frames/s

...

Tomografia computerizzata

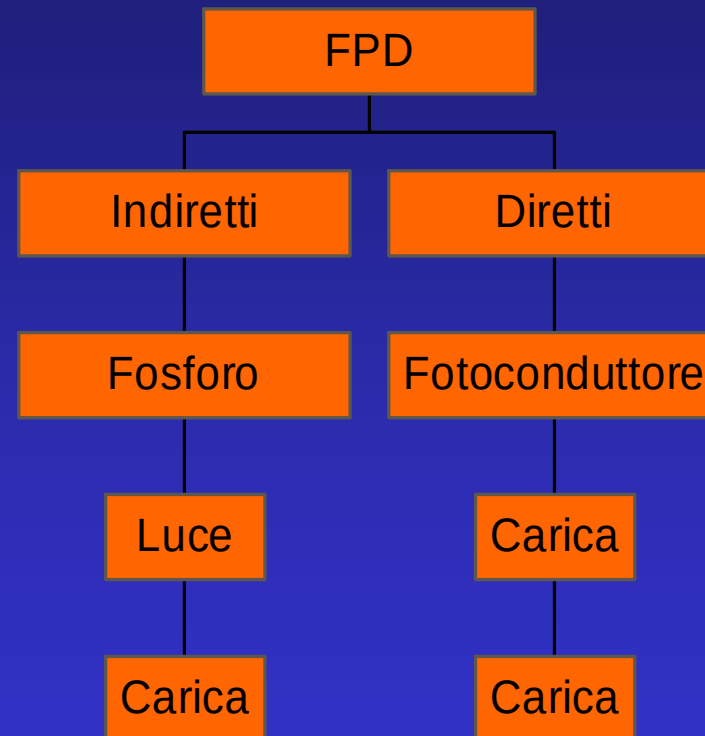
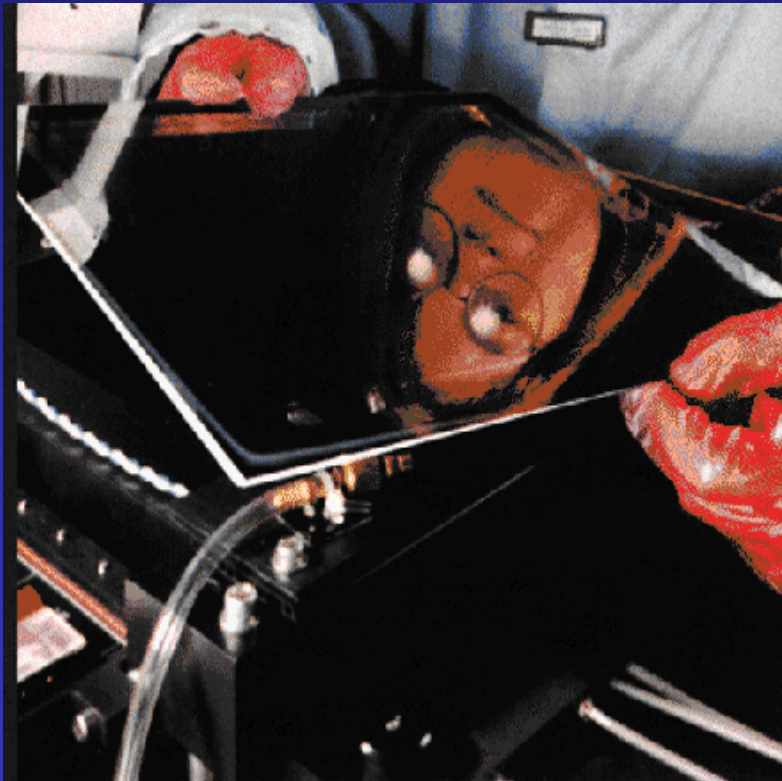
come beam

“Target dependent”

Acronimi di “FPD” ...

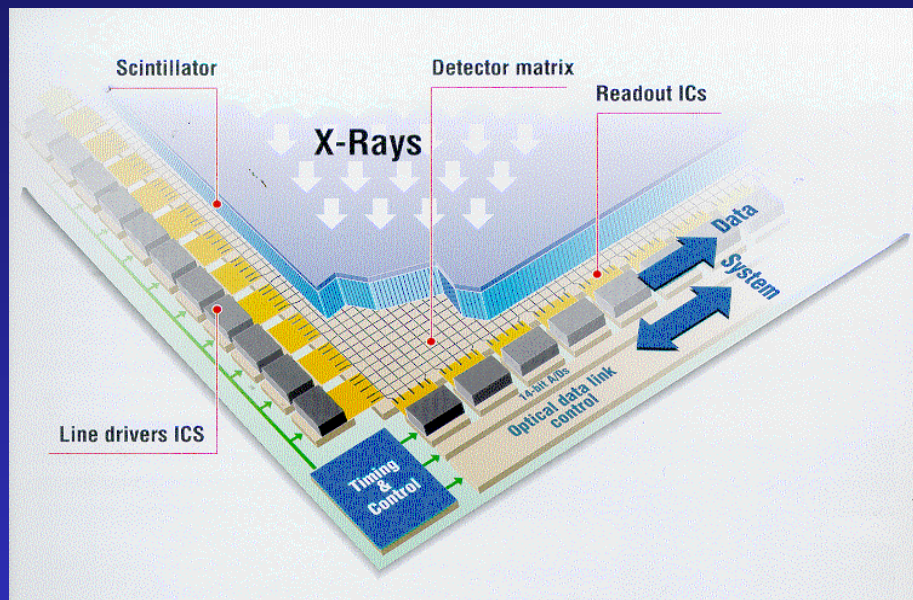
- A-Si:H detector
- a-Se detector
- AMFPI Active Matrix Flat-Panel Imager
- LAST Large-Area Sensor Technology
- Direct Radiography detector
- Indirect detector
- TFTs, FETs, TFDs, PDs, ...

Flat Panel Detector: tecnologia



A-Si:H Flat Panel Array

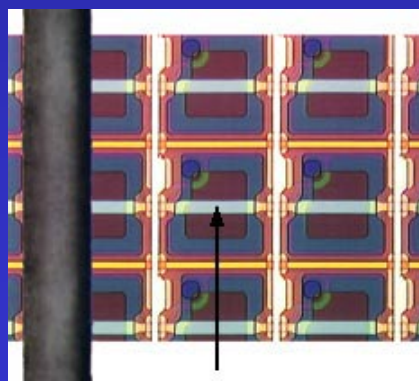
Rivelatori a matrice attiva di tft



Conversione indiretta



Conversione diretta



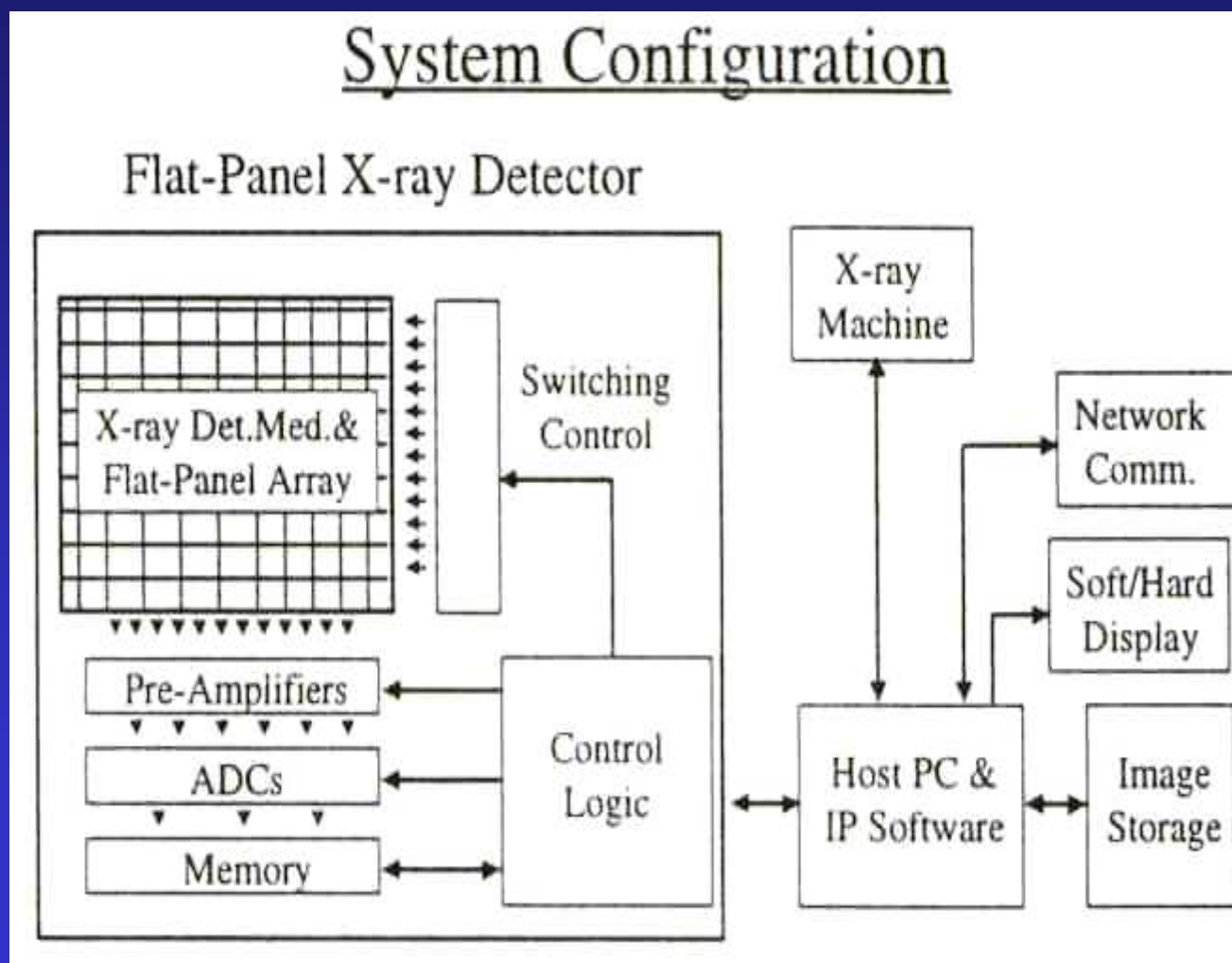
Il “cuore” dei nuovi sistemi: la matrice attiva di tft

Tecnologia delle AMA a tft



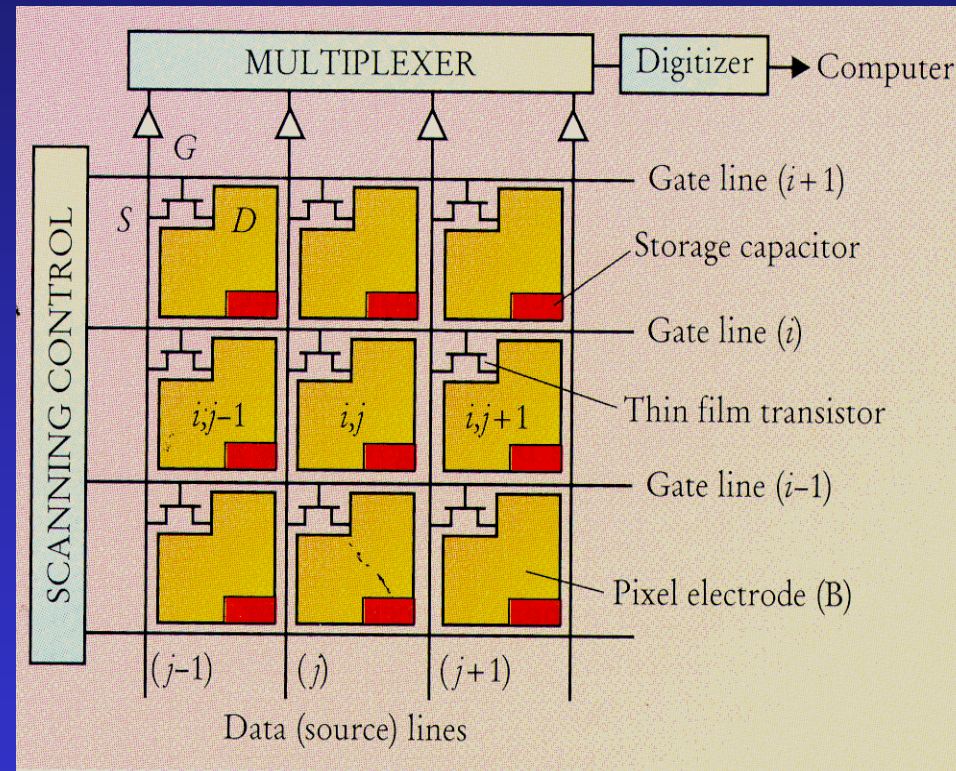
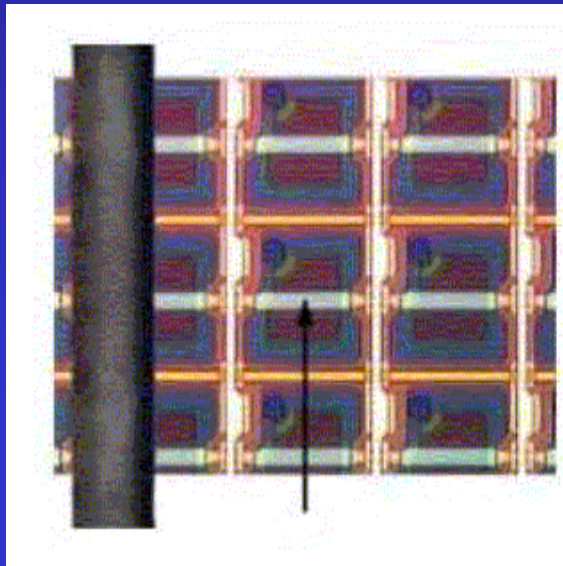
- Aree estese di circuiti integrati realizzati in a-Si:H
- Create mediante il processo di PECVD (Plasma Enhanced Chemical Vapor Deposition)
- Depositati su un substrato di vetro esteso (~50-60 cm)
- Tecnologia di fabbricazione derivata dal processo di preparazione dei circuiti integrati in Si cristallino
- Tecnologia utilizzata nella fabbricazione di pannelli solari, fotocopiatrici, fax, monitor AMLCD per gli schermi dei PC portatili o dei monitor Flat

FPD: configurazione complessiva del sistema



Flat Panel di Thin Film Transistor (tft) Active Matrix Array (AMA)

Microfotografia di una AMA a TFT



Schema del principio di funzionamento.

Materiali

Fotoconduttori

(producono cariche elettriche)

- Selenio amorfo a-Se
- ossi ioduro di piombo
- altri fotoconduttori CdTe, CdZnTe

Fosfori

(producono luce)

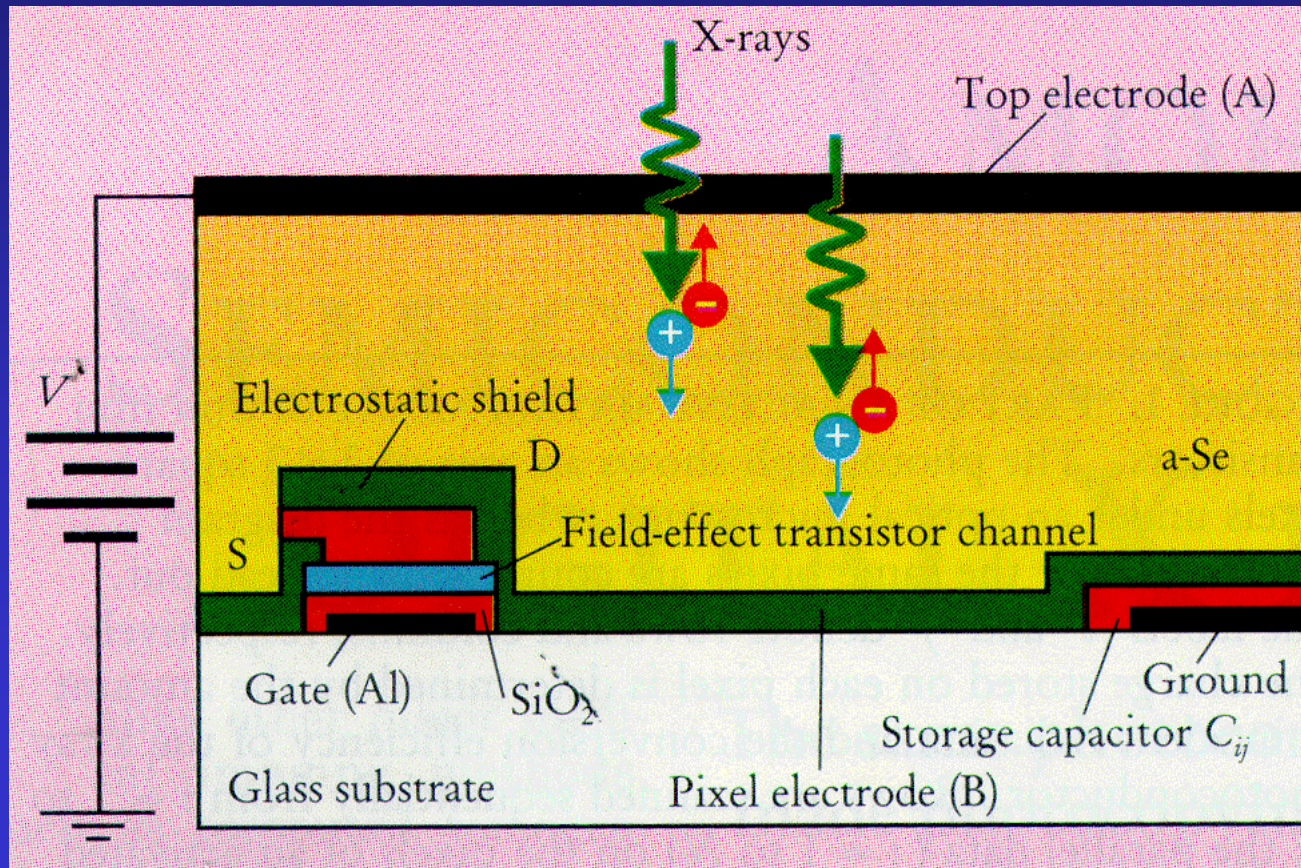
- ioduro di cesio CsI(Tl)
- solfuro di gadolinio GOS
- altri scintillatori

Rivelatori FPD con AMA

FPD	PIXIUM 4600 Trixell*	DirectRay Hologic	Revolution XQ/i GE	Senographe GE	PAXSCAN2520 Varian
Uso	Generale	Generale	Generale	Mammografia	Fluoroscopia
Rivelazione	Indiretta	Diretta	Indiretta	Indiretta	Indiretta
Assemblaggio	Pannelli 2x2 tiled	Monolitico	Monolitico	Monolitico	Monolitico
Dimensioni (cm)	43 x 43	35 x 43	41 x 41	18 x 23	18 x 24
n.° rivelatori	3001 x 3001	2560 x 3072	2022 x 2022	1800 x 2304	1536 x 1920
Pixel size	143 µm	139 µm	200 µm	100 µm	127 µm
Tipo di rivelatore	CsI(Tl)	a-Se	CsI(Tl)	CsI(Tl)	CsI(Tl)
Spessore rivelatore	550 µm	500 µm	500 µm	? µm	? µm
Profondità immagine	14 bit	14 bit	14 bit	?	12 bit
Scopia (fps) o tempo di lettura	1.25 s	?	30 fps in cardio 5 s in radiografia	?	30 fps (768x960) 7.5 fps(1536x1920)

*Philips, Thompson e Siemens

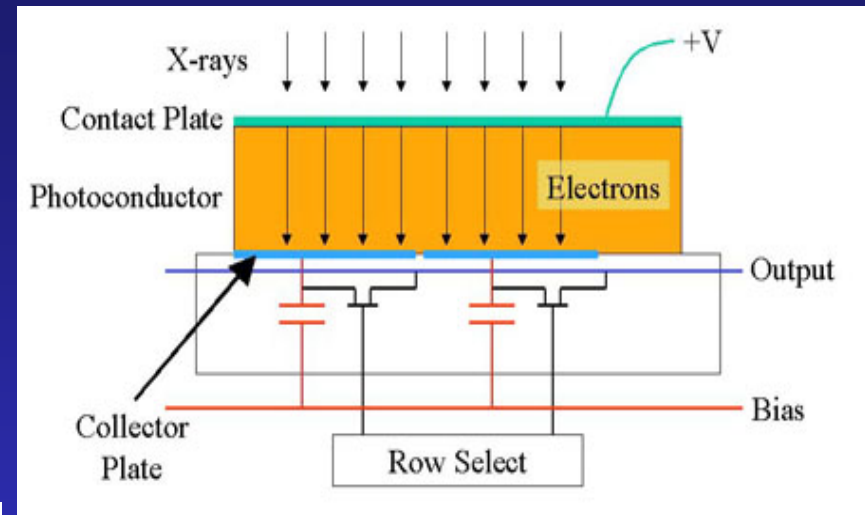
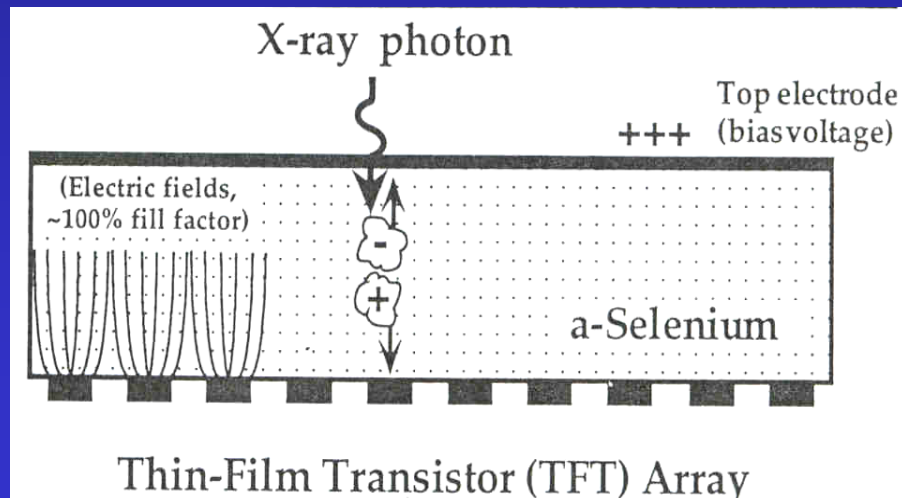
Flat Panel di Thin Film Transistor (tft)
Conversione diretta (Selenio amorfo)
(elettrodo a fungo)



Conversione diretta (a-Se)

Nei rivelatori diretti al di sopra della AMA è depositato uno strato di materiale semiconduttore (Selenio amorfo) dello spessore di circa $500\text{ }\mu\text{m}$ (per le applicazioni di radiografia generale).

Tra le superfici dello strato è stabilita, prima dell'esposizione radiante, una differenza di potenziale di circa 5000 V .

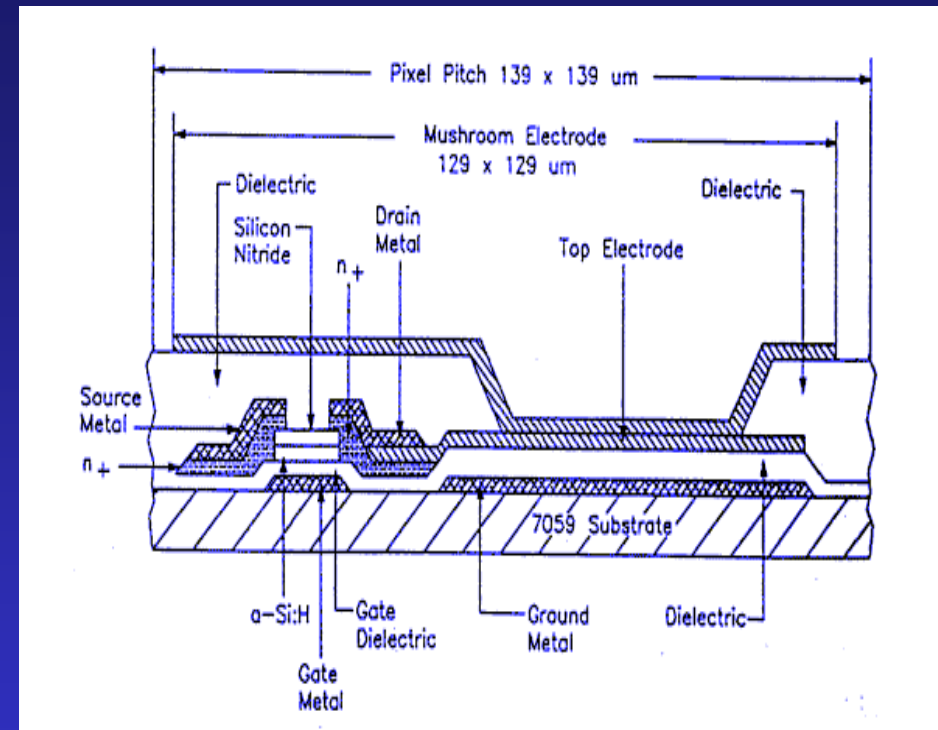


Il fotone incidente genera una coppia elettrone-buca che, per effetto del campo applicato, migra alle superfici dello strato: la carica che raggiunge la AMA è catturata dal collettore del TFT.

L'intenso campo elettrico applicato "guida" la migrazione della carica nella direzione perpendicolare allo strato, consentendo una elevatissima risoluzione spaziale.

Il condensatore e l'elettrodo collettore sono configurati in modo che l'elettrodo formi una sorta di "cappello di fungo" sopra la superficie del pixel.

Questa configurazione è tale da schermare il TFT sia dal campo elettrico elevato generato dall'alto voltaggio dell'elettrodo superiore che dalle cariche che potrebbero raggiungere lo strato isolante posto sopra il TFT e da aumentare l'efficacia di raccolta della carica di ciascun pixel in quanto ne massimizza la superficie. Il materiale in cui è realizzato l'elettrodo a fungo è scelto in modo tale da bloccare gli elettroni, impedendo loro di rientrare nello strato fotoconduttore

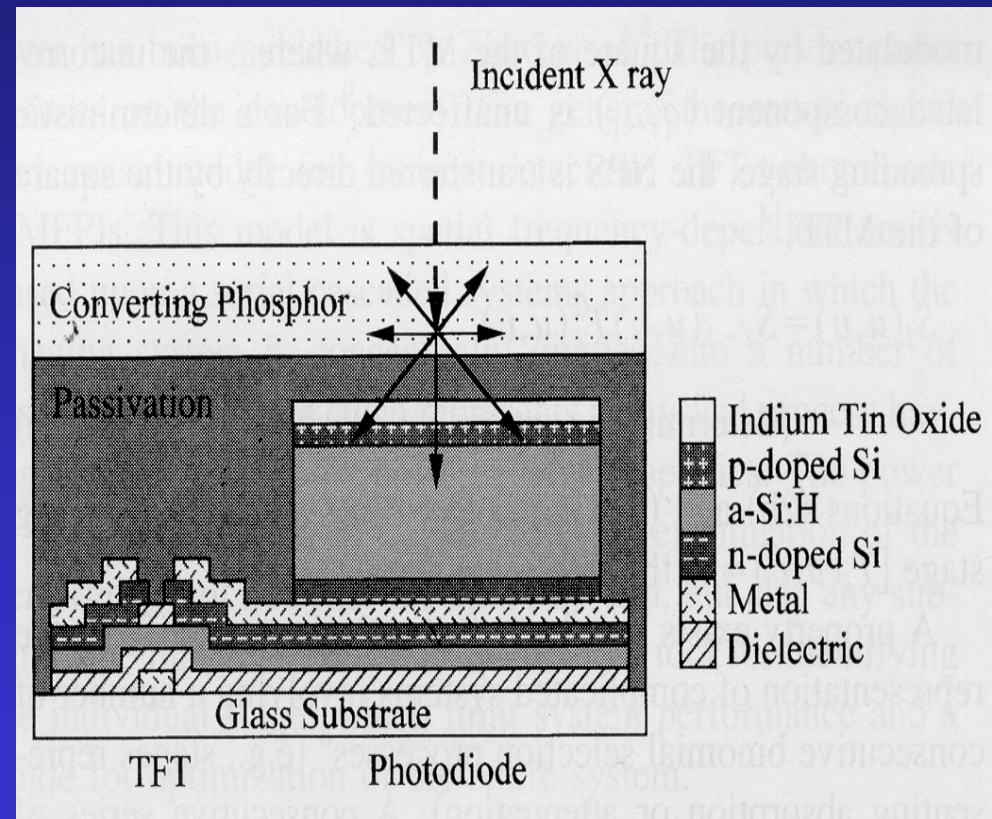
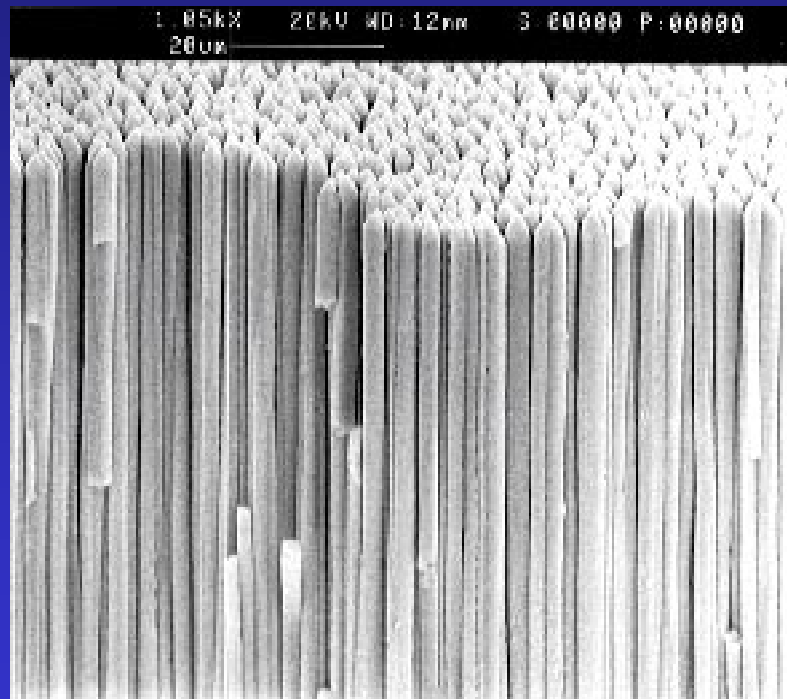


Il fotoconduttore ideale

(J. Rowlands e S. Kasap, Physics Today, Nov. '97)

- ❑ Elevata fotoconduttività ($DQ = DE/W_{+-}$): W ed E_g min (Onsager-Pai '93 - Moses '96)
- ❑ Bassa corrente di buio (E_g elevato, contatti bloccanti)
- ❑ Basso tasso di intrappolamento ("Schuweg" = $mtE > L$)
- ❑ Alevato coefficiente di assorbimento χ ($\alpha = f(Z, E)$)
- ❑ Spessore sufficiente ($L > 1/\alpha$), da bilanciare con la risoluzione spaziale ($T = 200$ mm - pix = 50 mm in mammografia; $T = 500$ mm - pix = 200 in GPR)
- ❑ α -Se (+As e Cl) è ben conosciuto (fotocopiatrici, Xeroradiografia, Thoravision) e non è lontano dal possedere caratteristiche ottimali.

Flat Panel di Thin Film Transistor (tft) Conversione indiretta



Il sistema scintillatore- fotodiodo-tft ideale

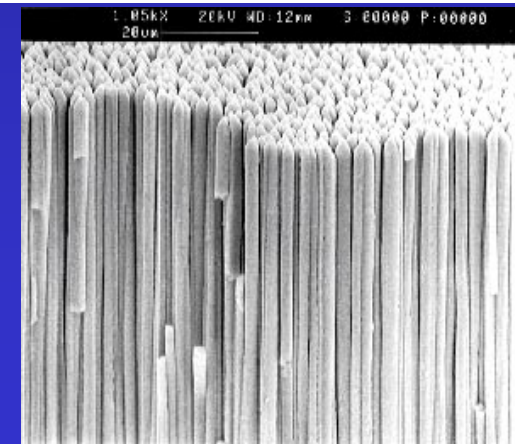
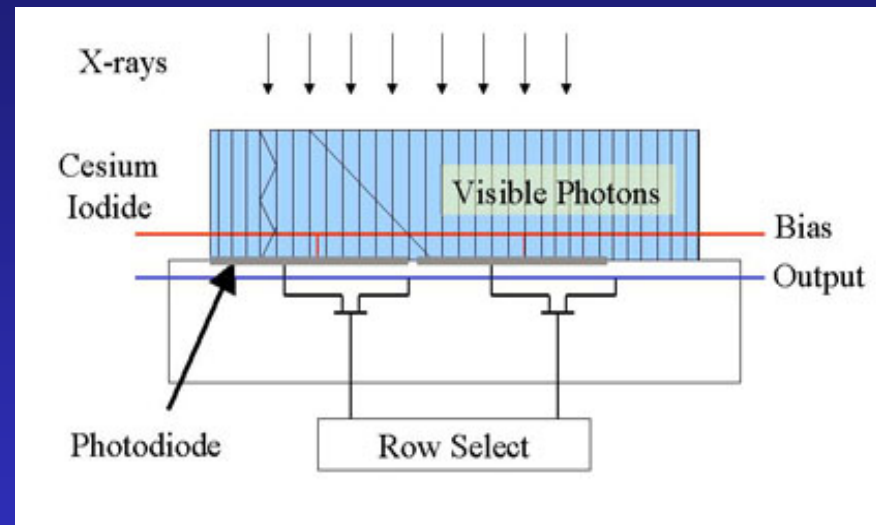
L.E. Antonuck et al. Med. Phys. Jan '97

- ❑ Scintillatore: elevata efficienza di conversione in luce (ben accoppiata alla sensibilità dei fotodiodi (a-Si *nip*)
- ❑ Scintillatore: risoluzione elevata (schermi tradizionali $Gd_2 O_2S$ (Tb) versus CsI (Tl) con "light piping")
- ❑ Fotodiodo: bassa corrente di buio (1pA/mm²) e bassa capacità (più alta rapidità operativa)
- ❑ tft array: bassa corrente di interdizione (fA) e bassa resistenza (Mohm)
- ❑ range dinamico del segnale: circa 1:4000
- ❑ alto "fattore di riempimento" (sottocampionamento!)

Conversione indiretta CsI(Tl)

Nella rivelazione indiretta nello strato più esterno della AMA sono inseriti dei fotodiodi al Silicio sensibili alla luce: la conversione in luce del fotone X è ottenuta all'interno di un'ulteriore strato di materiale scintillante (generalmente Ioduro di Cesium attivato con Tallio) analogo a quello impiegato negli schermi degli amplificatori di brillanza.

L'aspetto innovativo è che quest'ultimo strato è costituito dalla giustapposizione di piccolissimi microcristalli aghiformi del diametro di qualche micron che agiscono come altrettante "guide di luce": è così possibile disporre di una elevata efficienza di rivelazione senza una eccessiva perdita nella risoluzione spaziale.



		NaI(Tl)	CeF_3	CsI(Tl)	CsI(Na)	BaF_2	PbWO_4
Density	(g/cm ³)	3.67	6.16	4.51	4.51	4.89	8.28
Melting	Point(°C)	651	1460	621	621	1280	1123
Radiation	length(cm)	2.59	1.68	1.85	1.86	2.06	0.85
Refractive	Index	1.85	1.62	1.79	1.74	1.50	2.3
Deliquescence		Yes	No	Slight	Slight	No	No
Emission		410	340	560	420	300	450
Wavelength	(nm)		300			220	420
Decay	Times(ns)	230	30	1000	630	630	36
			9			0.6	<10
Relative	Light Output	100	6.6	45	70	21	0.2
			2.0			2.7	0.3
Temperature	Index of	~0	0.14	0.3	-	-2.0	-1.9
Light	Output(%/°C)						
Maximum	Diameter	-	50	100	100	130	35
Size(mm)	Length	-	250	300	300	350	250

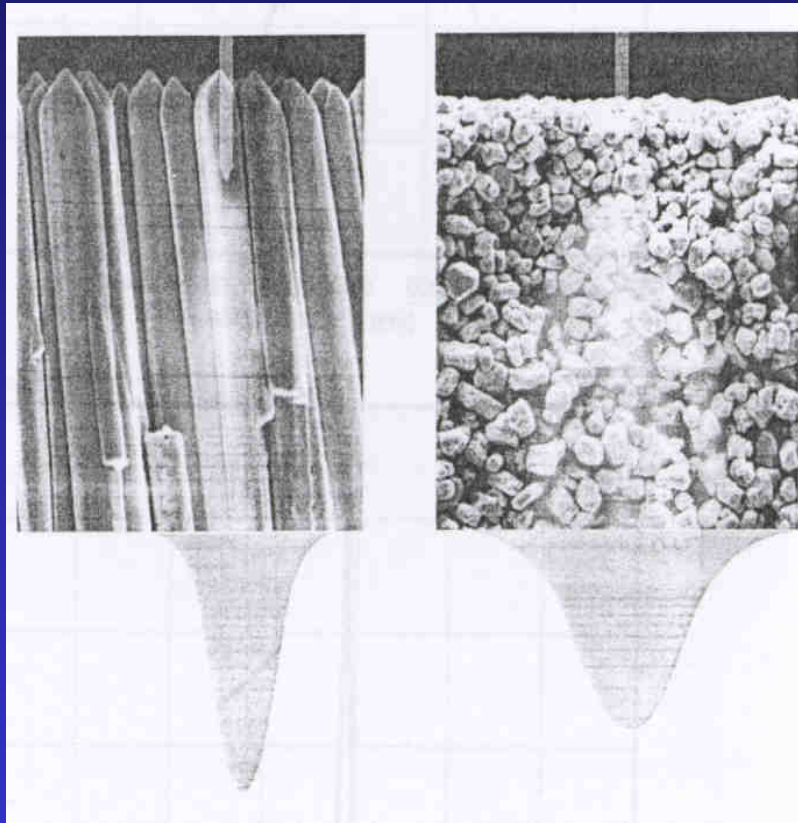
Lo Ioduro di Cesio presenta valori i densità e Z relativamente alti. Le caratteristiche fisiche dello Ioduro di Cesio dipendono dal drogaggio (o attivatore utilizzato).

CsI(Tl) è lo scintillatore con il più elevato output luminoso di tutti gli scintillatori conosciuti. Il picco di emissione è attorno ai 550 nm (> efficienza dei fotodiodi).

Al contatto con vapore acqueo (o in atmosfera con umidità relativa elevata) può subire una degradazione superficiale.

Un contributo significativo alla risoluzione energetica di tali rivelatori deriva dal rumore derivante dalla combinazione di fotodiodo e preamplificatore.

	CsI(Tl)	CsI(Na)	CsI (undoped)
Density [g/cm ³]	4.51	4.51	4.51
Melting point [K]	894	894	894
Thermal expansion coefficient [K ⁻¹]	54 x 10 ⁻⁶	49 x 10 ⁻⁶	49 x 10 ⁻⁶
Cleavage plane	none	none	none
Hardness (Moh)	2	2	2
Hygroscopic	slightly	yes	slightly
Wavelength of emission maximum [nm]	550	420	315
Lower wavelength cutoff [nm]	320	300	260
Refractive index at emission maximum	1.79	1.84	1.95
Primary decay time [ns]	1	0.63	0.016
Afterglow (after 6ms) [%]	0.5 - 5.0	0.5 - 5.0	--
Light yield [photons/MeV y]	52- 56 x10 ³	38- 44x10 ³	2x10 ³
Photoelectron yield [% of NaI(Tl)] (γ rays)	45	85	4 - 6



La luminescenza generata alla base del cristallo (di forma cilindrica) viene “guidata” all’interno dello stesso: la risoluzione ottenibile è maggiore rispetto ad un rivelatore particellare di uguali dimensioni.

Nel processo di deposizione (per evaporazione) le condizioni vengono mantenute quanto più costanti per ottenere cristalli di CsI(Tl) con diametri uniformi e garantire una maggiore risoluzione.

La struttura prismatica del cristallo si conforma ad una guida di luce. L'efficienza di trasmissione del segnale luminoso al suo interno è così di molto superiore ai materiali non strutturati. Ne risulta una minore riduzione nell'output luminoso anche quando lo strato è sottile e perciò l'intensità del segnale può essere aumentata senza sacrificare la risoluzione del sistema.

Rispetto ai materiali non strutturati il CsI:TI presenta però limitazioni :

a) si dissolve se manipolato in atmosfera (occorrono procedure speciali per renderlo resistente all'umidità)

b) tende a non aderire fortemente al supporto (occorre adottare delle misure di protezione)



Il diametro di ciascun "ago" è di circa 6-8 μm

Flat Panel Array Design

- Matrice 2D di pixel (100-200 mm di pitch)
- Ciascun pixel è composto da elementi “switching” e di “sensing”
- Sensing/storage element
 - Fotodiodi (luce) o capacitori (cariche)
- Switching element
 - 2 (diodi) o 3 (TFT) device terminali
- Linee metalliche aggiuntionali di controllo/connezzione

Funzionamento delle AMA a tft

Il meccanismo di generazione del segnale può così essere schematizzato:

- ⇒ ogni pixel (in una matrice ne sono presenti milioni) costituisce l'elettrodo collettore (drain) del TFT (B) ed è connesso ad un elemento capacitivo o condensatore (C) che immagazzina la carica prodotta;
- ⇒ le righe (gate lines) connettono le basi (gates) dei TFT; le colonne (data lines) connettono le sorgenti; durante l'esposizione i gates sono chiusi: la carica si accumula;
- ⇒ la lettura di una riga avviene variandone il potenziale (gates aperti): sorgenti e collettori sono in contatto;
- ⇒ i pixel di ogni riga "scaricano" la carica accumulata. I segnali delle varie righe vengono posti uno dopo l'altro da un Multiplexer, inviati al convertitore analogico-digitale (ADC) e poi al computer.

Fattore di riempimento e rapporto di apertura

Le caratteristiche progettuali della matrice influenzano:

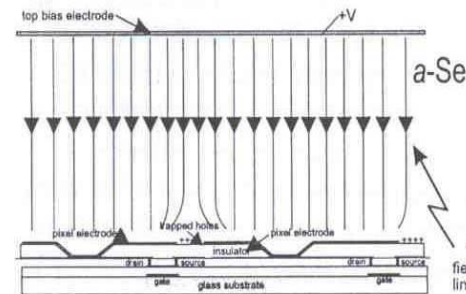
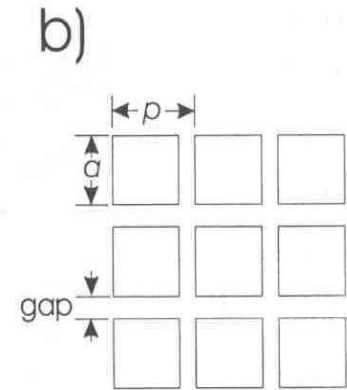
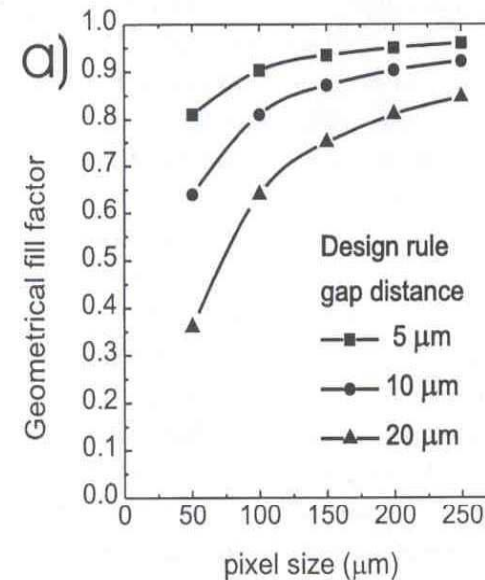
- il fattore di riempimento o rapporto di apertura del pixel;
- capacità parassite;
- capacità e resistenze delle linee;
- rendimento della matrice

a) “filling factor” in funzione della dimensione del pixel e delle regole di riempimento

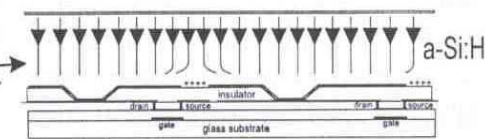
b) regole di riempimento (semplificativamente si considera soltanto la distanza tra elettrodi o fotodiodi)

c) elettrodi a cappello di fungo (“mushroom”) - Conversione diretta

d) fotodiodi continui - Conversione indiretta

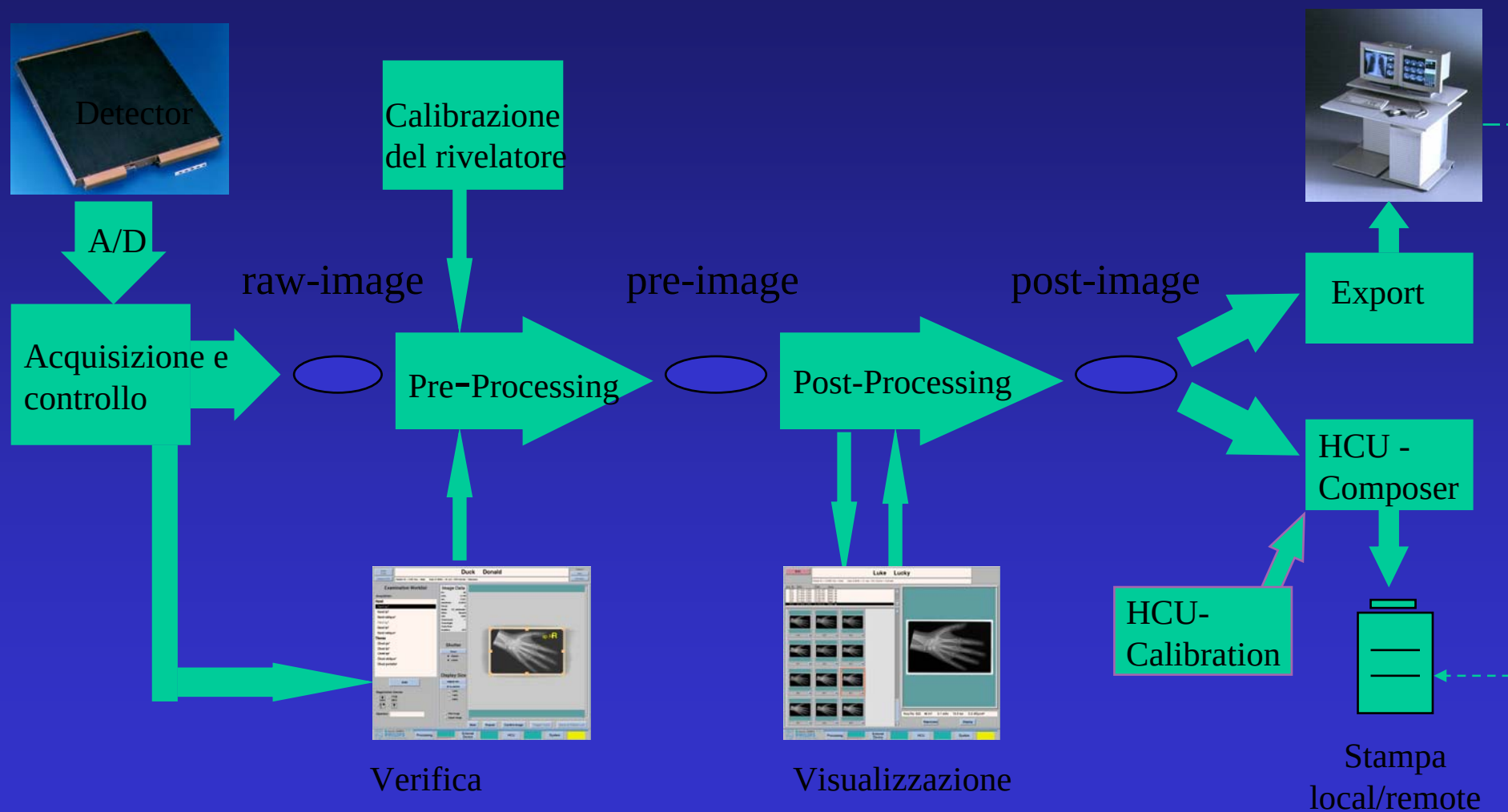


c) direct x-ray detection



d) optical detection

Dall'acquisizione all'immagine finale



Sorgenti di rumore

Rumore intrinseco al rivelatore: $DQE(0) = A_q \cdot A_s$

1. Fluttuazione fotonica incidente : $A_q = 1 - \exp(-\mu(E, Z)T)$ materiale ass.
2. Fluttuazione nel guadagno: Fattore di Swank (A_s)
3. Corrente di buio del rivelatore

Rumore intrinseco all'array ed alla circuiteria periferica:

1. Rumore intrinseco all'elemento di switch (kTC)
2. Rumore termico e flicker ($1/f$)
3. Rumore associato alle resistenze e capacità distribuite lungo le linee (rumore correlato lungo le righe!)
4. Rumore legato al carico capacitivo del amplificatore sensibile alla carica
5. Rumore legato ai cambiamenti ed alle fluttuazioni nelle tensioni delle linee (gate, bias,...)

Pre e post-elaborazione

Numerose sono le sorgenti di imperfezioni nei sensori FPD ($10^{-3} \times 4 \times 10^6 = 4 \times 10^3$!) quali imprecisioni nel processo fotolitografico, variazioni locali del materiale sensibile, disomogeneità legate alla temperatura,...

La ne deriva una curva di risposta dipendente dalla posizione spaziale, caratterizzata da:

- differente output in assenza di segnale (segnale di buio o offset) – dark image **Di**;
- differente pendenza della curva di risposta (sensibilità o guadagno) – white image **Wi**;
- differente forma della risposta (non linearità differenziale).

a) Correzione di omogeneità (flad field):

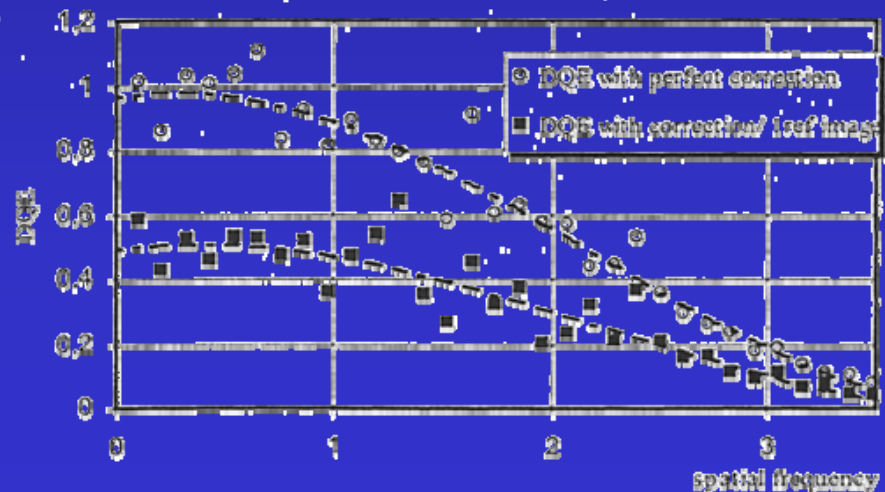
$$Pi(x,y) = k * (Xi(x,y) - Di(x,y)_x) / (Wi(x,y) - Di(x,y)_w)$$

b) Interpolazione dei pixel mancanti (quanti?)

Post-elaborazione:

- Curve di risposta
- Ranging
- Filtrazione
- Noise compensation

Flad field non corretto (Moy, SPIE, Feb 1999)



RAW UNPROCESSED DATA



GAIN/OFFSET CORRECTED DATA



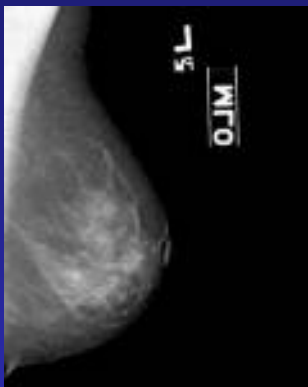
FIXED BAD PIXEL AND LINES



DISPLAY OPTIMIZED IMAGE



Applicazioni



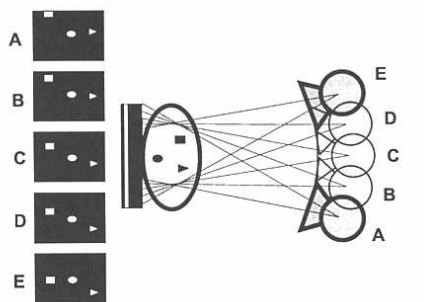
Mammografia



Fluoro



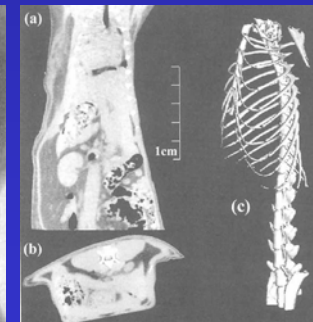
Doppia energia



Tomosintesi

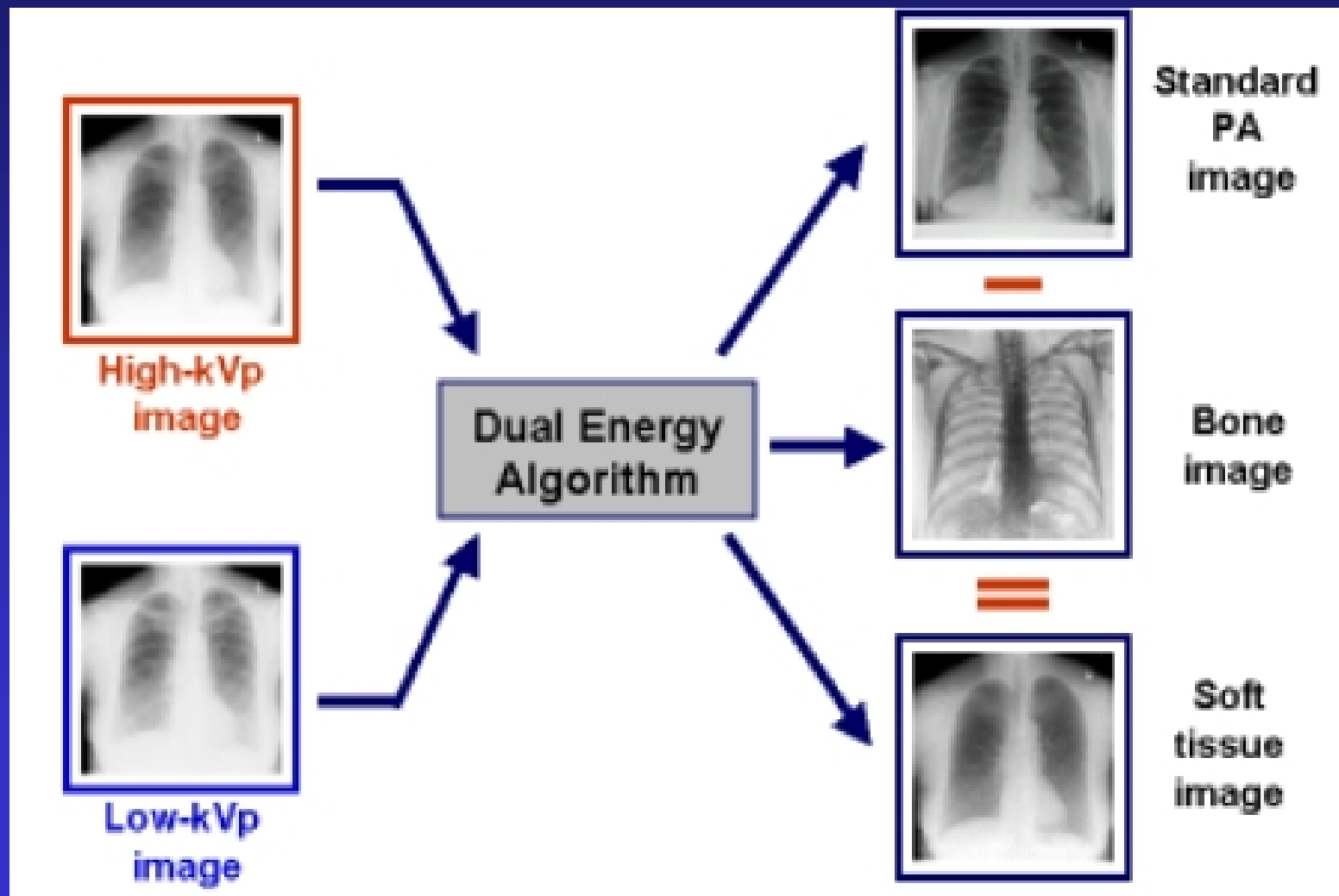


Portal



Tomo FPD

Dual energy



Dual energy

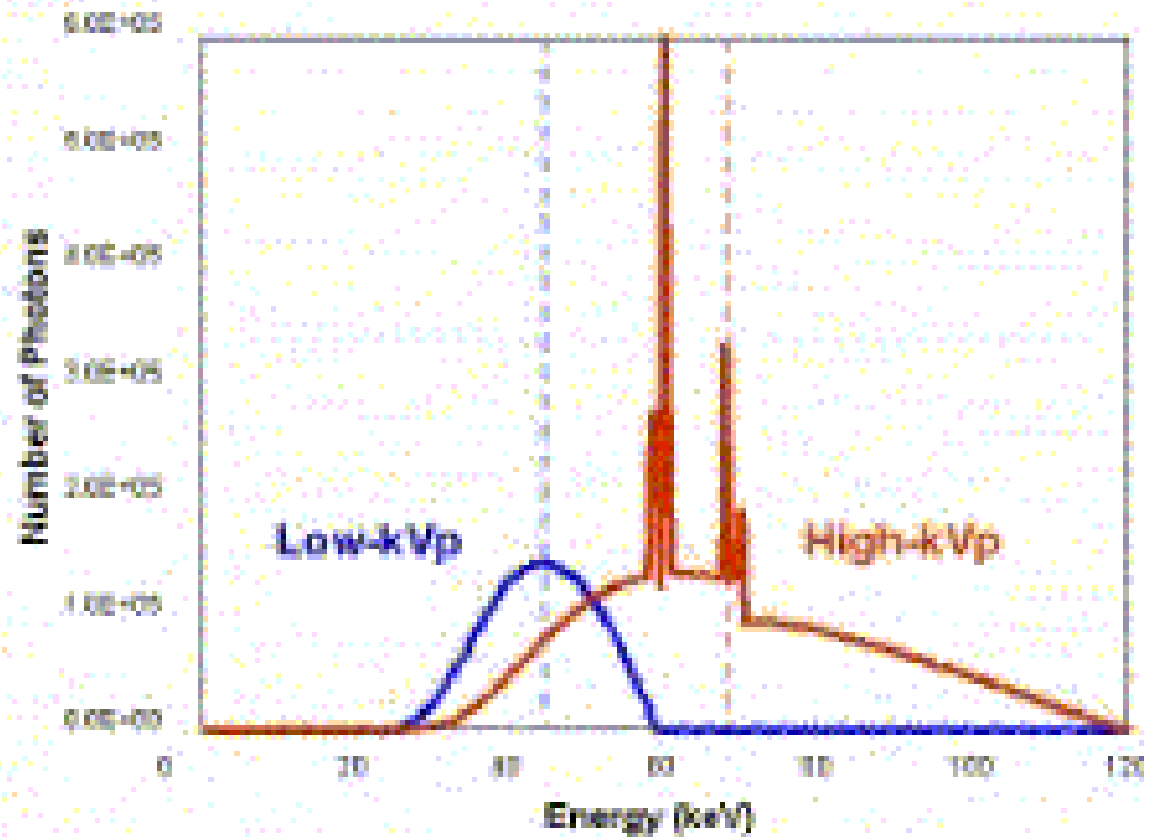


High-kVp
image

+



Low-kVp
image



CAD

- Mammografia

- Microcalcificazioni
- Masse
- Distorsioni parenchimali

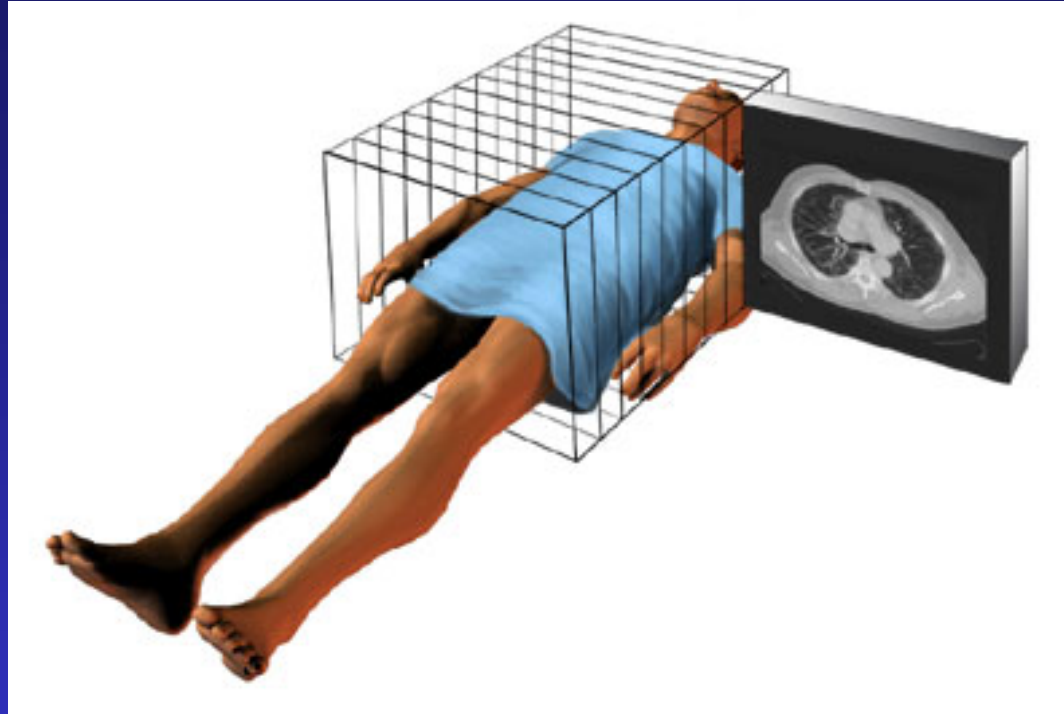
Torace

- Lesioni nodulari
- Embolia

TC



Perchè TC ?



La TC è un apparecchio radiologico digitale che consente la visualizzazione anatomica tomografica con una buona discriminazione delle differenze di densità dei tessuti che compongono le varie sezioni

Perchè TC ?

VANTAGGI

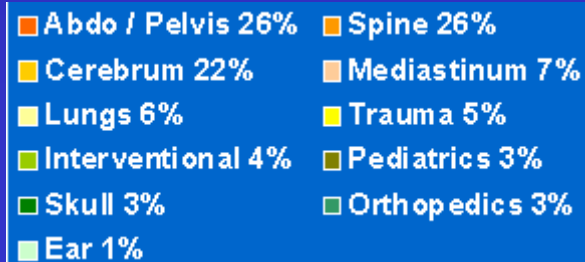
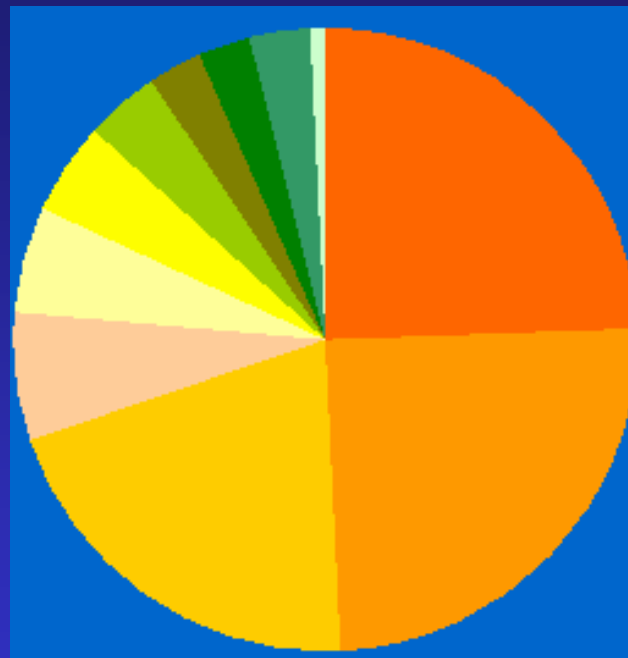
- Alta risoluzione di contrasto
- Accurata ricostruzione di sezioni tomografiche del corpo, il fascio X è limitato alla sezione in esame ed è relativamente stretto
- Viene prodotta un'immagine digitale e quindi elaborabile,
- I rivelatori hanno un'alta efficienza di rivelazione, con conseguente diminuzione del rumore, a parità di dose di radiazione

SVANTAGGI

- La risoluzione spaziale ad alto contrasto è inferiore di un ordine di grandezza rispetto alle tecniche radiologiche convenzionali
- La realizzazione di studi quantitativi è limitata dal calcolo dei numeri TC e dagli artefatti

Applicazioni

Diagnostica
Radioterapia
Interventiva



I Protagonisti



G.N. Hounsfield



A.M.L. Cormack

Premio Nobel per la Medicina, 1979

Protagonista dimenticato

RICOSTRUZIONE DI IMMAGINI DA LORO PROIEZIONI

RETRORICOSTRUZIONE FILTRATA

FILTERED BACK PROJECTION

J.H. RADON, 1917

**Berichte Sachsischen Akademie der Wissenschaften
Mathematisch-Physische Klasse**

I Protagonisti



**The Beatles
greatest gift
... is to
science**

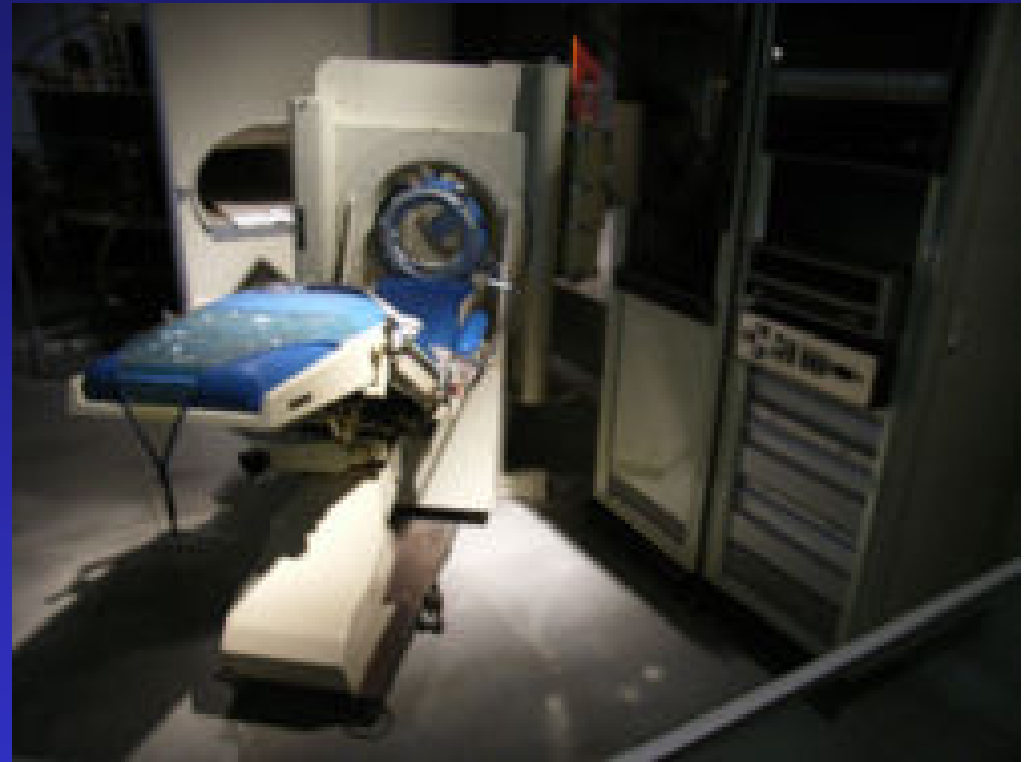
Hounsfield ha sviluppato il progetto della prima TC dal 68 al 72 nel Central Research Laboratory, proprietà della EMI Group.

Avendo venduto 200 milioni di copie dei Fab Four's singles la EMI ebbe la possibilità di finanziare la ricerca

Prima TC prodotta da ditta



SIRETOM

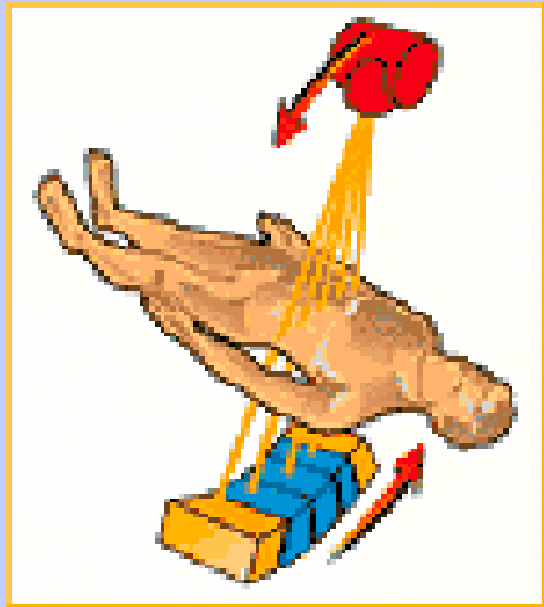


EMI

1976

Prima TC Whole Body

EVOLUZIONE DEI SISTEMI TC

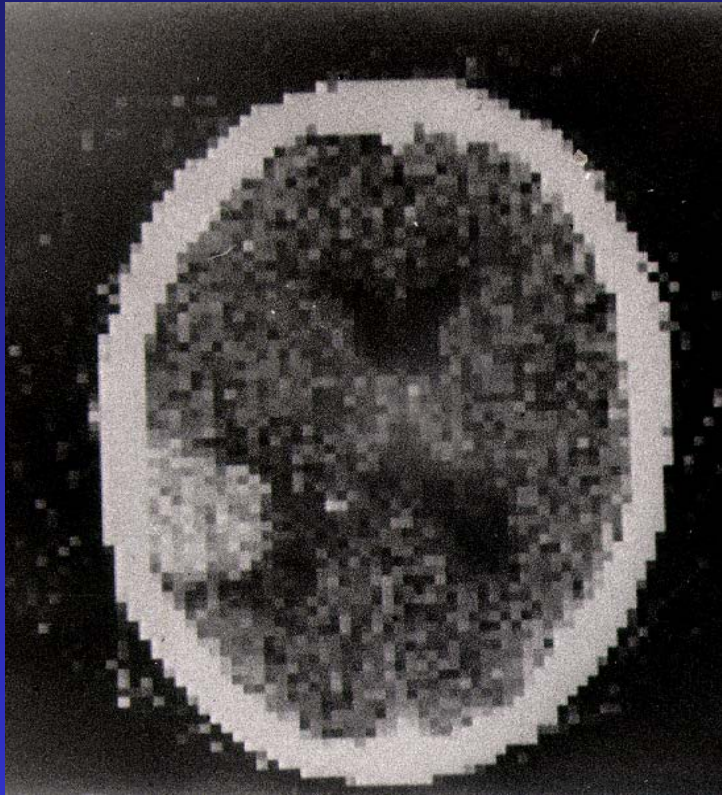


III° generazione



IV° generazione

Progresso della qualità delle immagini



SIRETOM
(1974)
Matrice 80x80
Spessore 13 mm

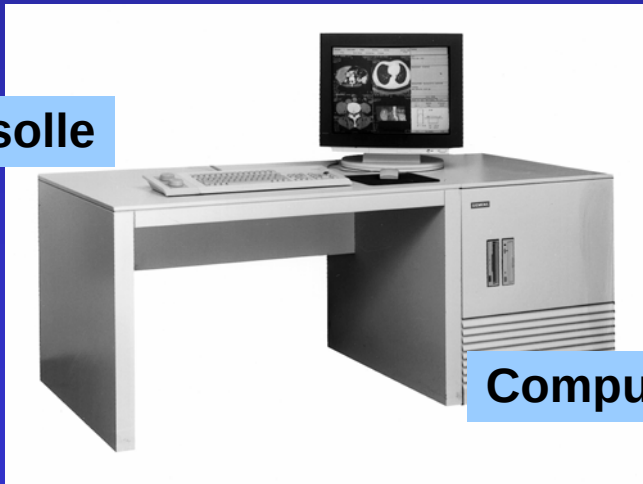


SOMATOM Plus 4 UFC
(1996)
Matrice 512x512
Spessore 5 mm

Componenti TC

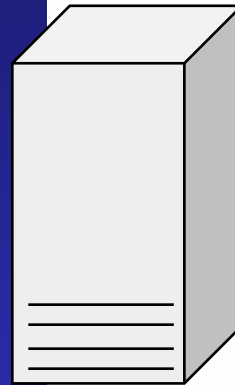
- Gantry
- Lettino portapaziente
- Generatore
- Consolle
- Computer

Consolle



Computer

Generatore



Gantry



Lettino portapaziente

NOTA: nei sistemi più moderni il generatore è interno al gantry

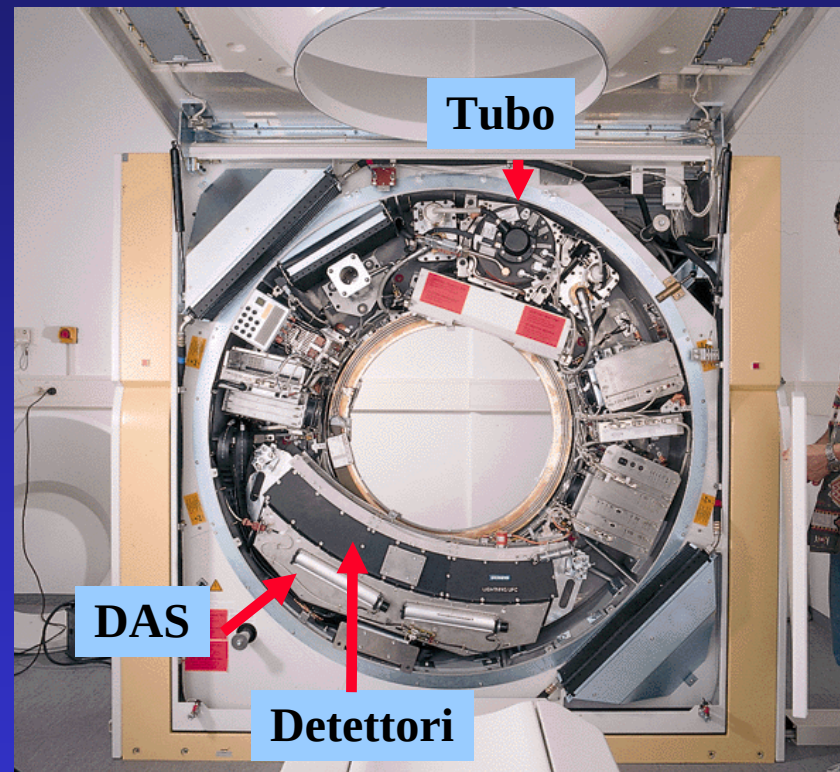
Dentro il Gantry

➤ **Tubo radiogeno**

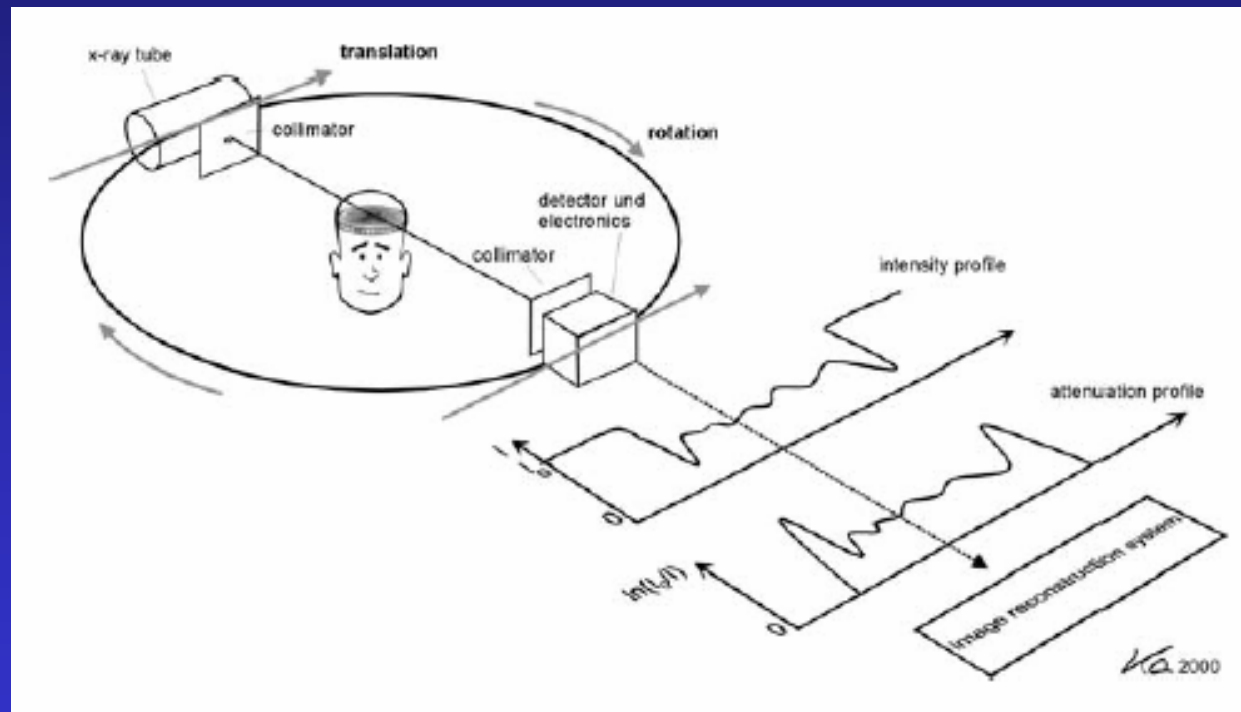
➤ **Detettori**

➤ **DAS***

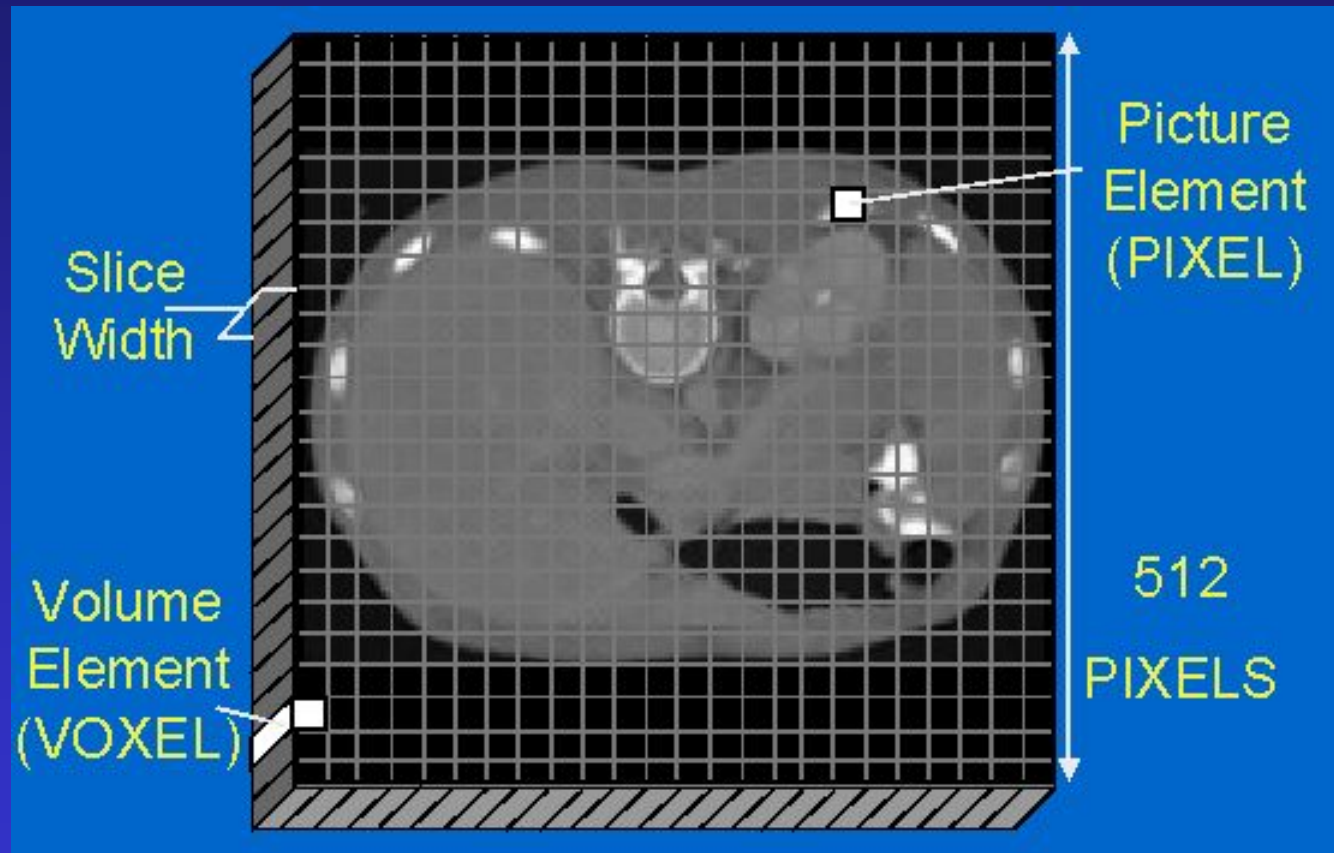
* Data Acquisition System



Principio dell'imaging TC



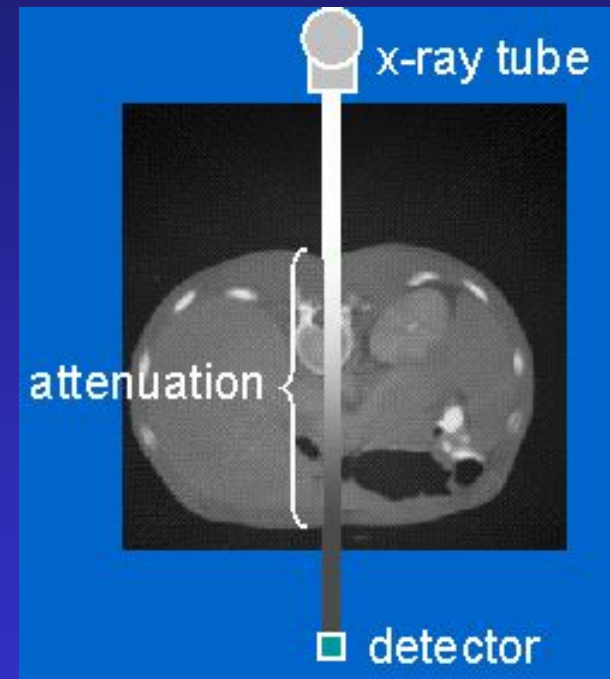
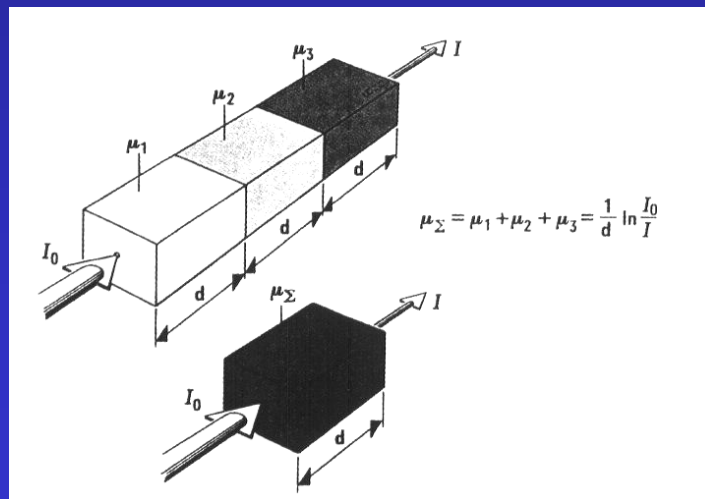
Imagine TC



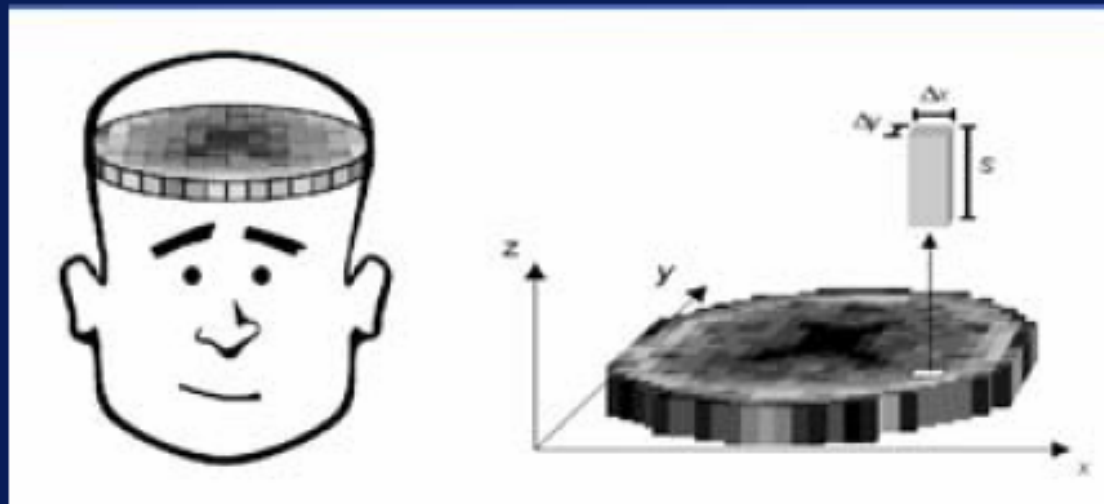
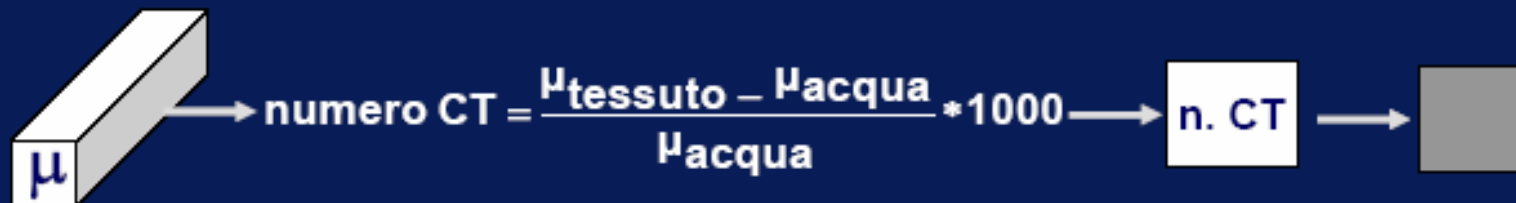
Cosa misuriamo ?

Il coefficiente di attenuazione lineare medio, m , del tessuto compreso tra tubo e rivelatori

$$I = I_0 e^{-m d}$$



Dal coefficiente di attenuazione al livello di grigio

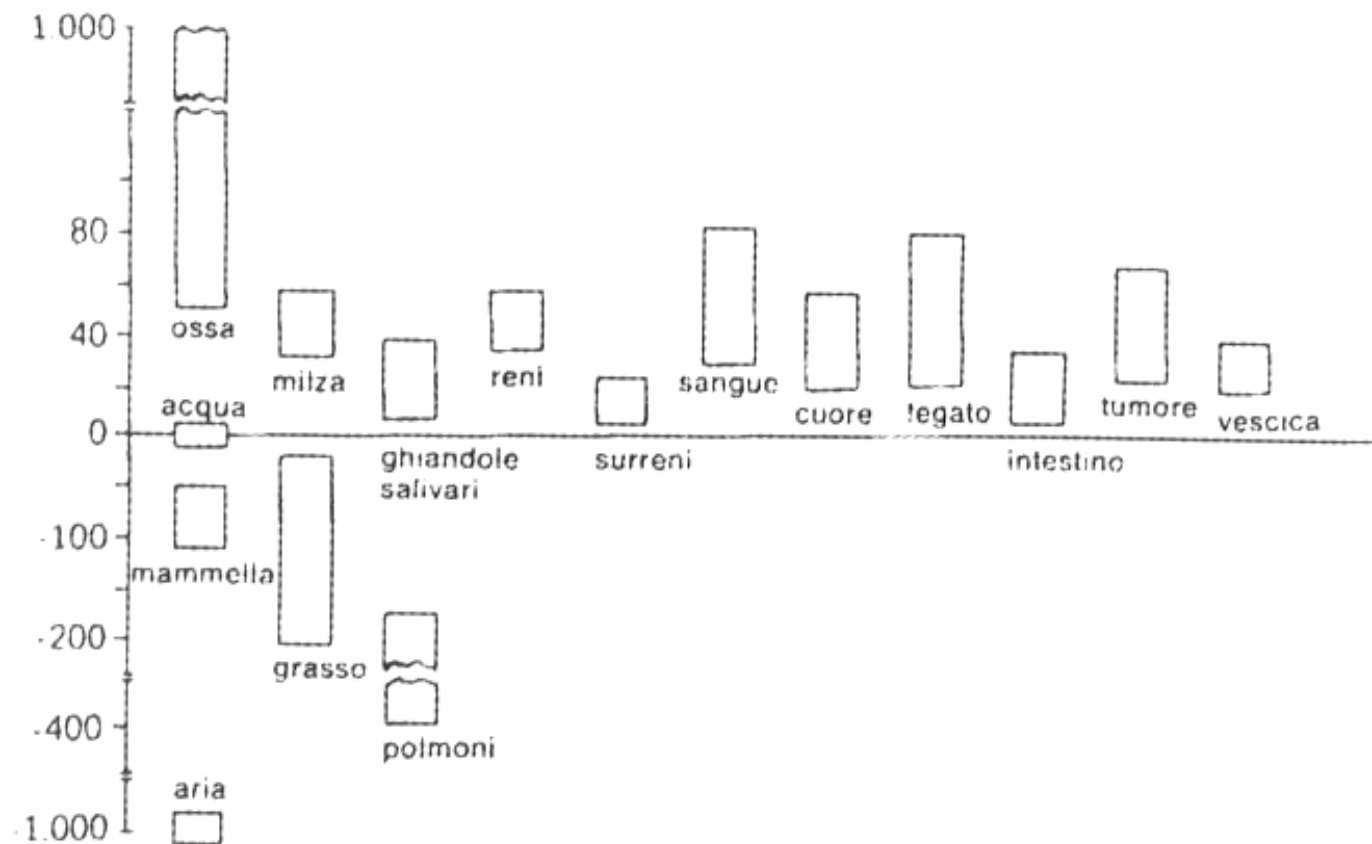


RICOSTRUZIONE DELLE IMMAGINI

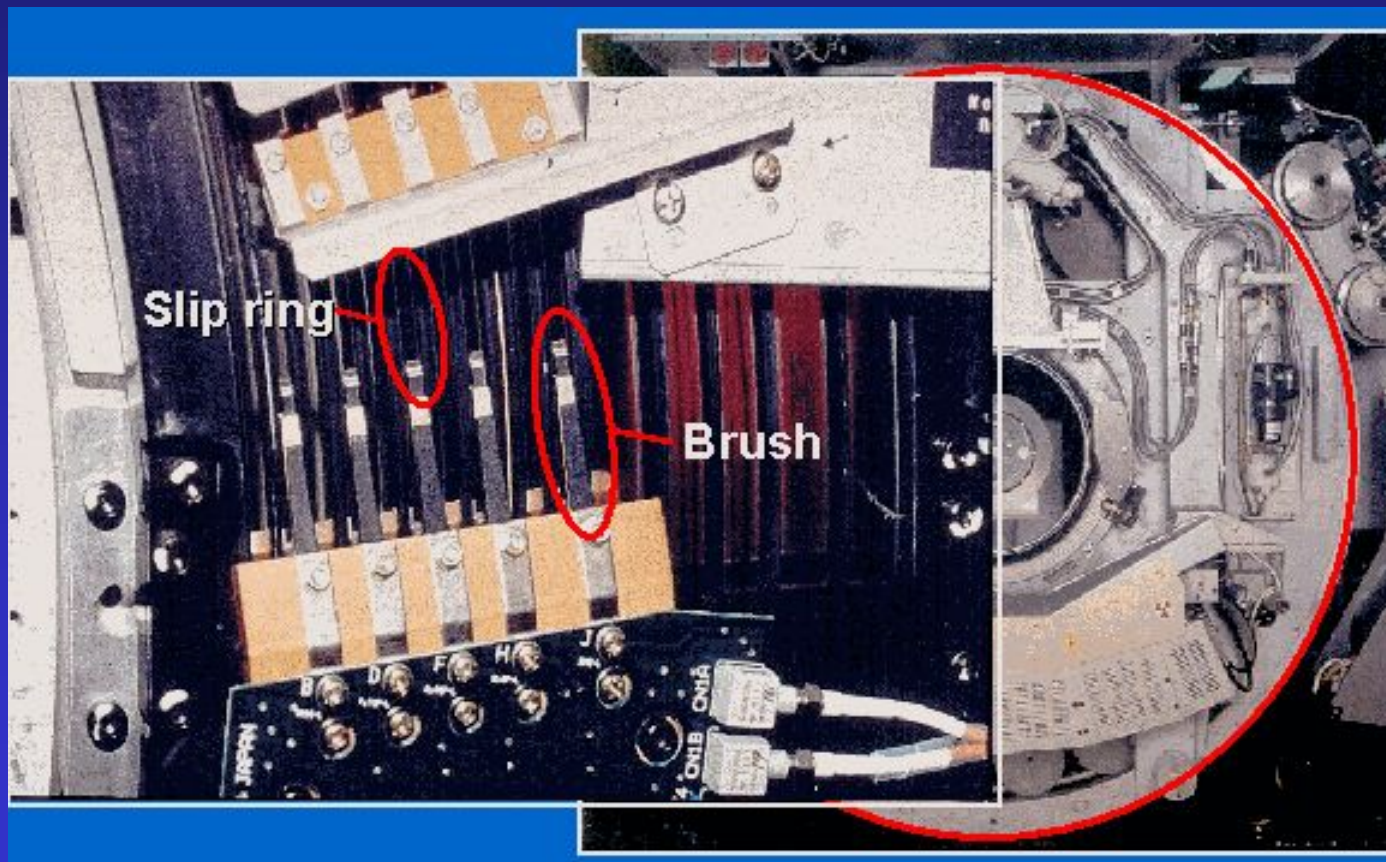
Sono state sviluppate diverse tecniche di ricostruzione, molte delle quali con scarso successo applicativo, tra le altre ricordiamo:

- tecniche algebriche
- tecniche iterative
- tecniche di convoluzione: *retroproiezione filtrata*
- tecniche di Pipeline

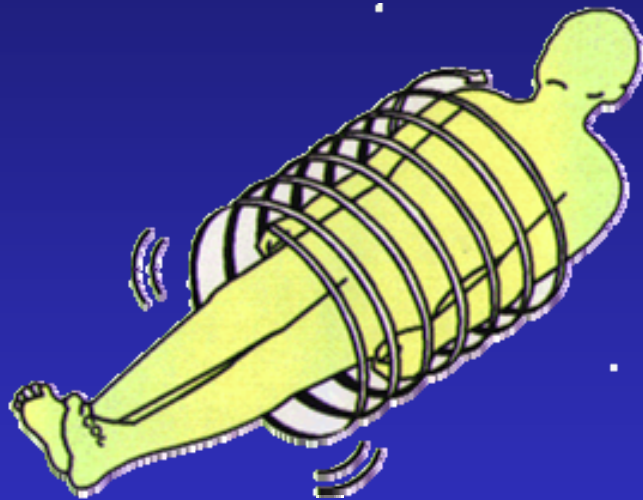
Scala dei numeri TC



Tecnologia Slip Ring

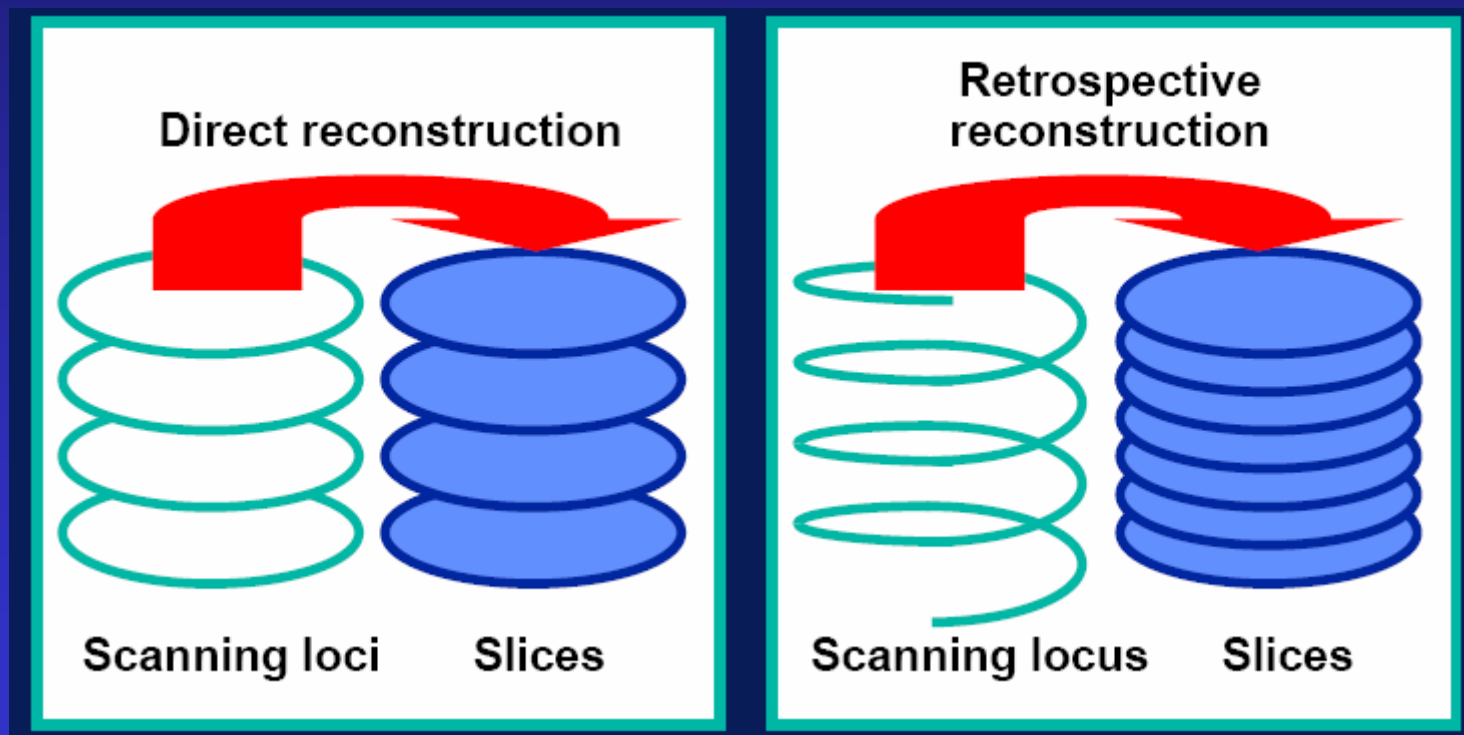


TC Spirale



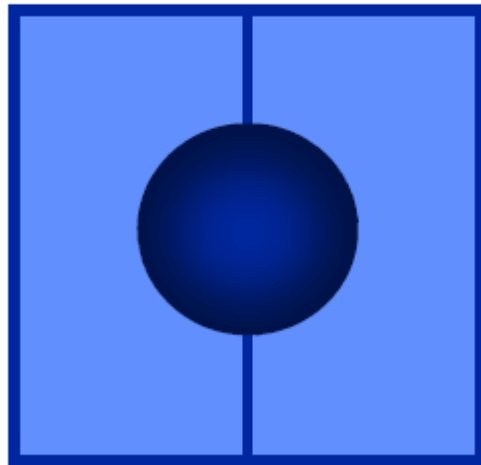
- ❑ Nuovo concetto di TC Volumetrica
- ❑ L'insieme dei dati ottenuti sull'intero volume di scansione viene elaborato per consentire la ricostruzione di immagini assiali in un punto qualsiasi del volume

Acquisizione spirale vs assiale

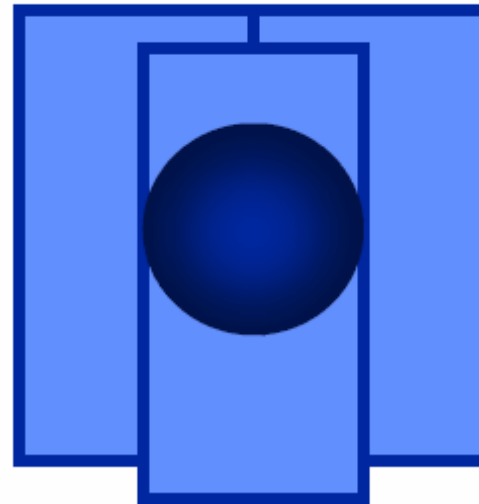


Acquisizione spirale vs assiale

Direct reconstruction

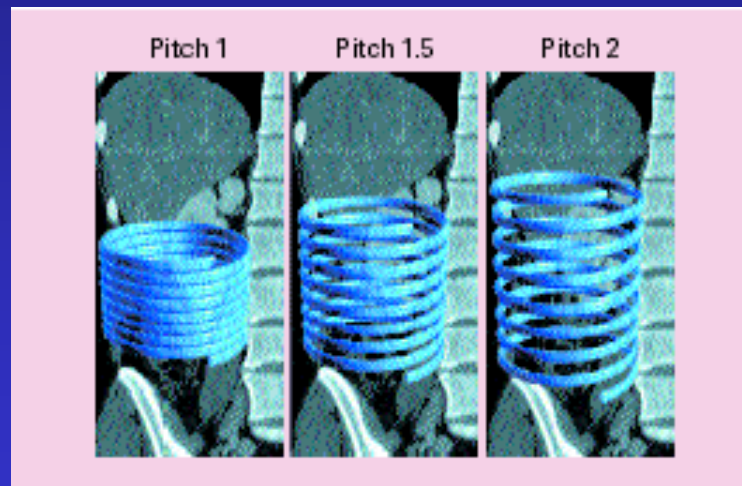


Retrospective reconstruction



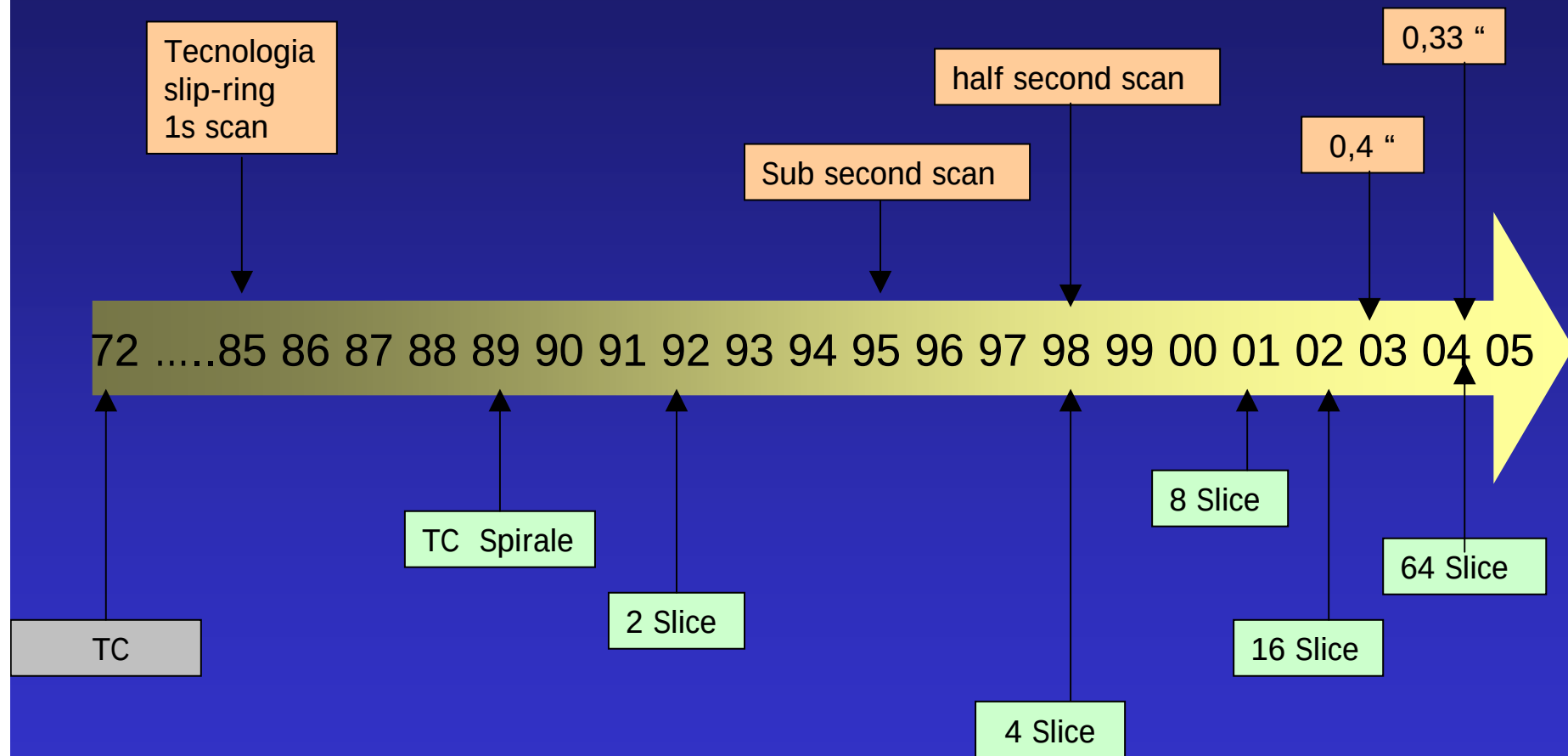
TC Spirale - Pitch

Pitch = $\frac{\text{Incremento del tavolo per rotazione}}{\text{Spessore dello Strato}}$



Courtesy: Siemens

Evoluzione tecnologica TC



MultiSlice TC

1992 - 2 slice

Elscint (Philips)

ora GE, Siemens e Toshiba

1998 - 4 slice

GE, Philips, Siemens e Toshiba

2001 - 8 slice

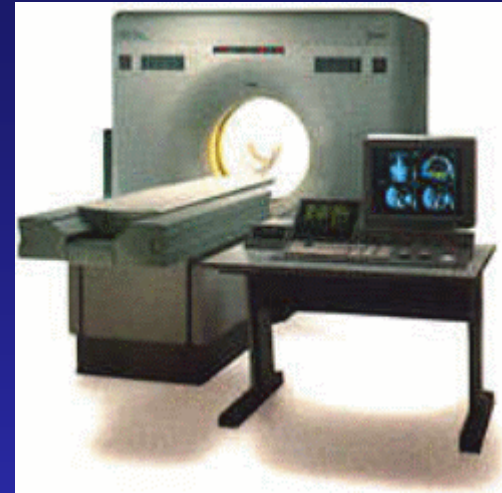
GE

2002 - 16 slice

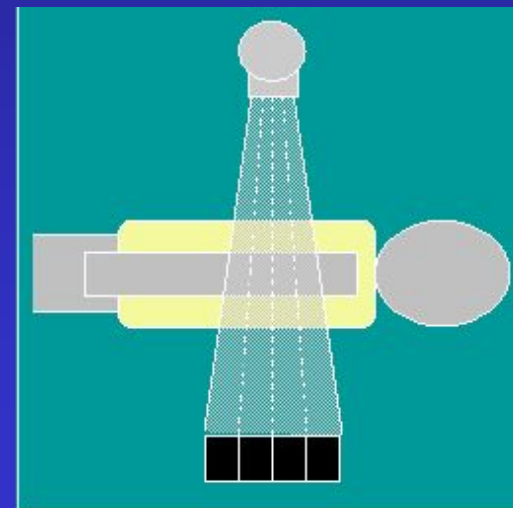
GE, Philips, Siemens e Toshiba

2004 – 64 slice

GE, Philips, Siemens e Toshiba



Elscint
Twin



Evoluzione tecnologica TC

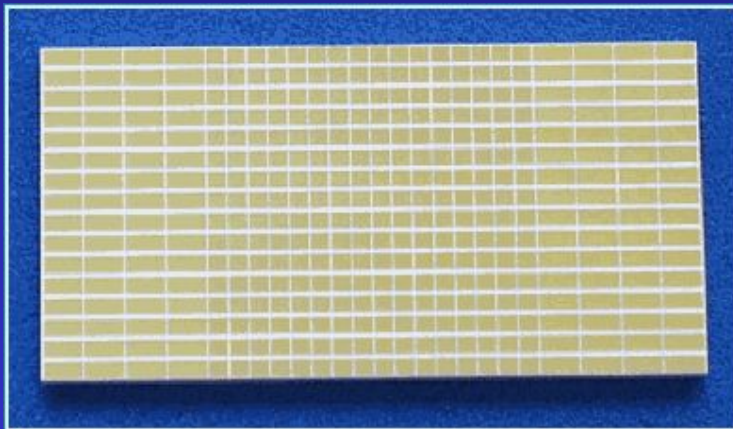
Aumento di:

- Risoluzione spaziale ($\propto$ volume parziale)
- Risoluzione temporale
- Risoluzione di contrasto ($\propto$ volume parziale)
- Velocità di acquisizione (studi multifasici, angio vasi periferici)

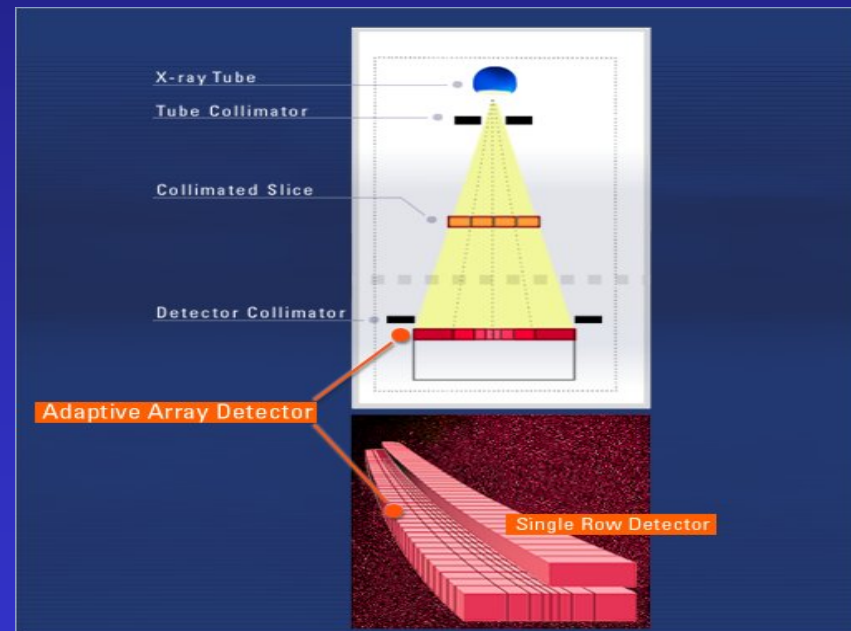
Ricostruzioni isotropiche

MultiSlice TC

- Il banco dei rivelatori è sostituito da una matrice di rivelatori

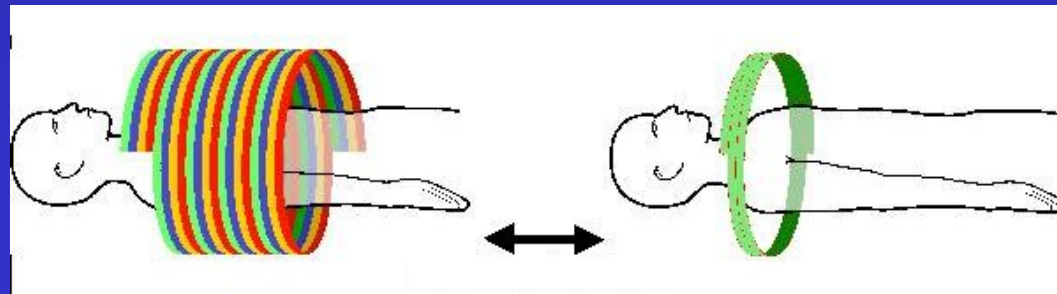
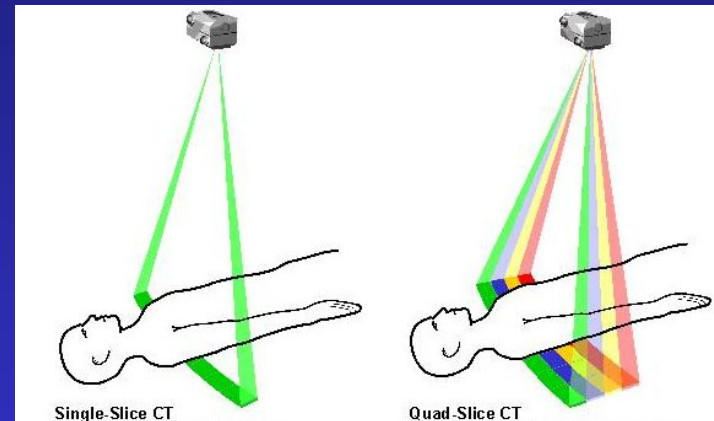


Courtesy: Siemens

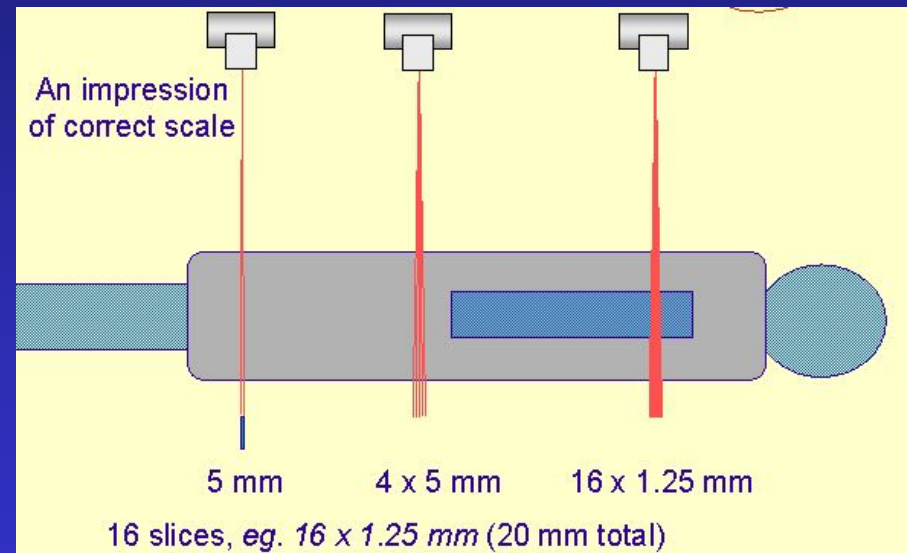
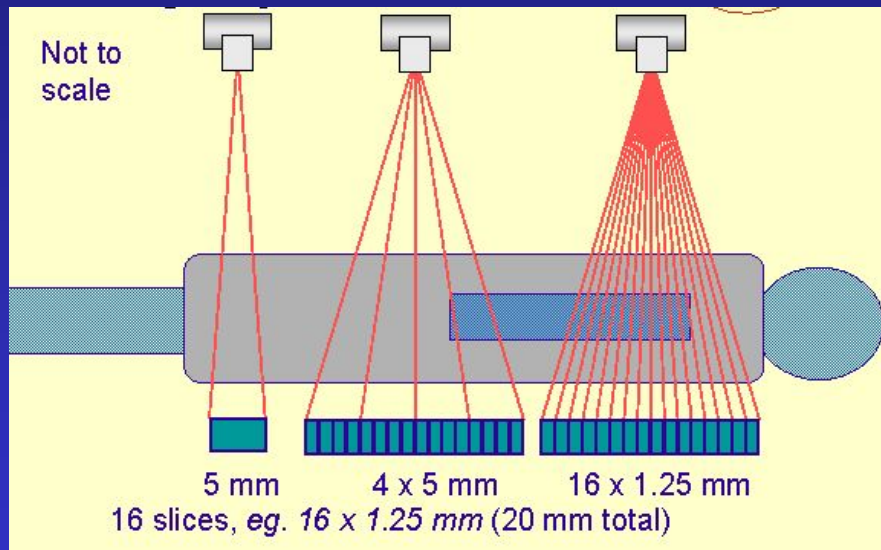


MultiSlice TC

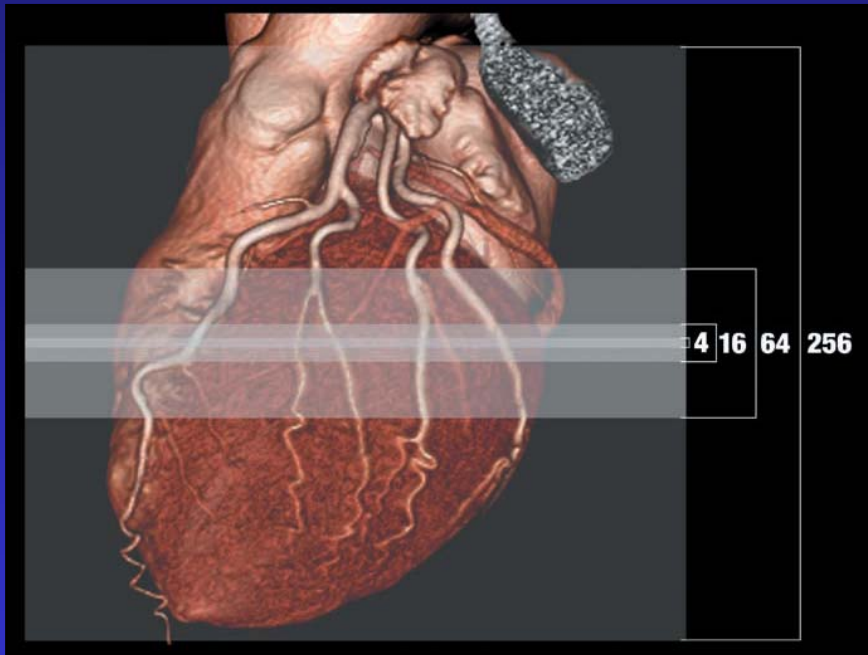
- 1 singola rotazione $\rightarrow$ n data set acquisiti
 - n immagini assiali
 - n set di dati elicoidali



MultiSlice TC



Evoluzione dei rivelatori

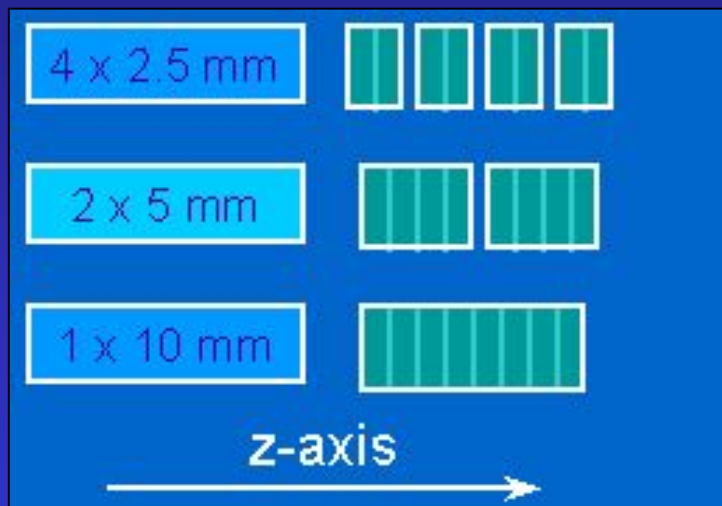


Courtesy of Toshiba

- 16 x tempi di acquisizione 20 - 24 s
- 64 x tempi di acquisizione < 10 s
- Spessore < 1 mm

MultiSlice TC

- Possibilità di ricostruire strati di spessore diverso

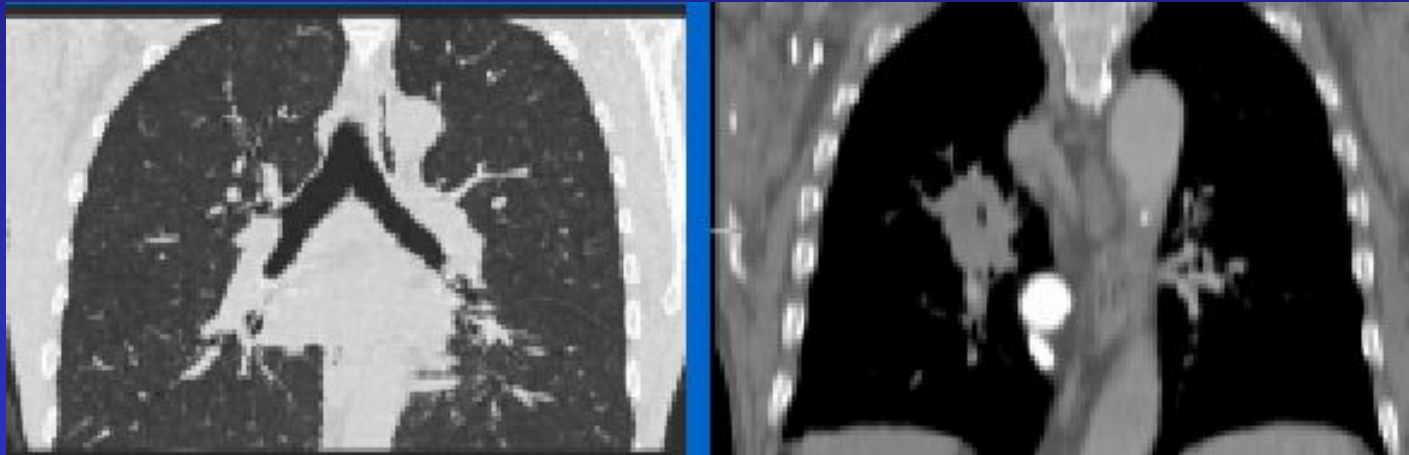


Lo spessore delle sezioni ricostruite non coincide con la collimazione del fascio che è invece pari al totale dello spessore delle quattro slice

MultiSlice TC

- Possibilità di ricostruire strati di spessore diverso

1 Acquisizione con 4x1 mm



1 mm – indice 0,5 mm

5 mm – indice 2,5 mm

MultiSlice TC

RIDUZIONE DEI TEMPI DI ACQUISIZIONE =
RIDUZIONE DEGLI ARTEFATTI DA MOVIMENTO

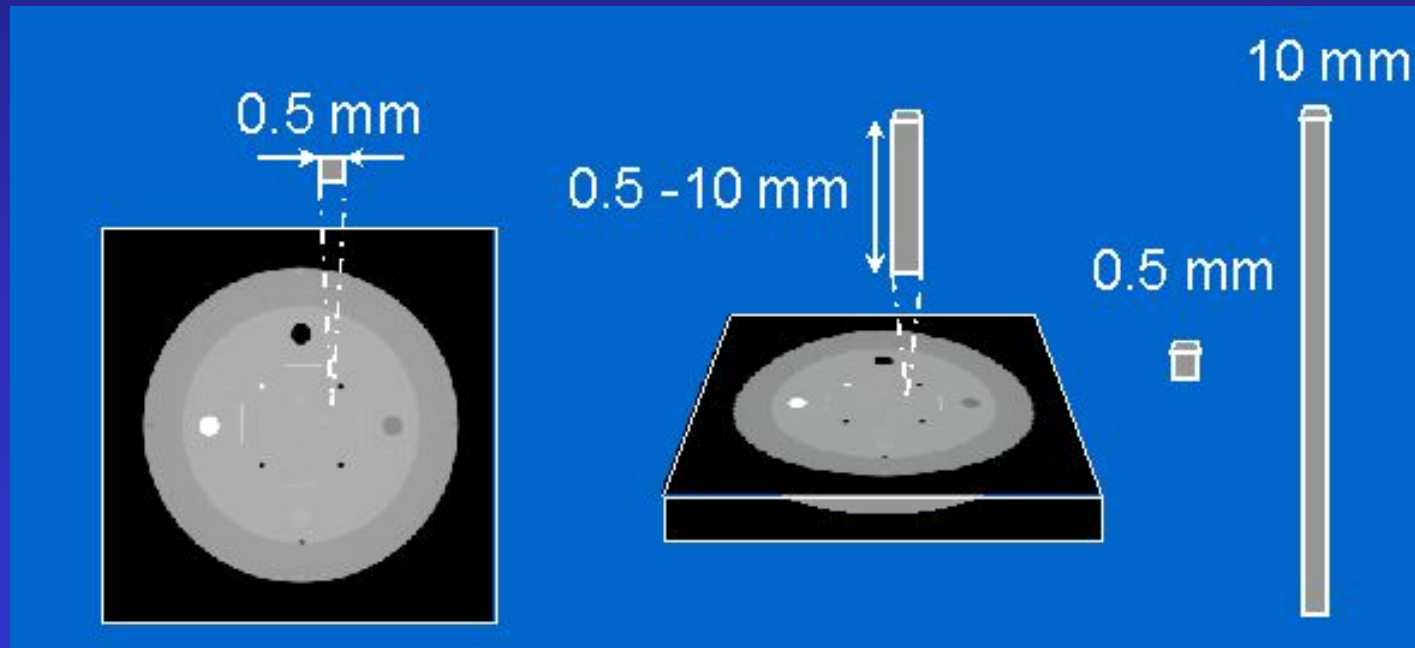
- 500mm in 16 sec
- 4 x 2.5mm slices
- pitch 1.625



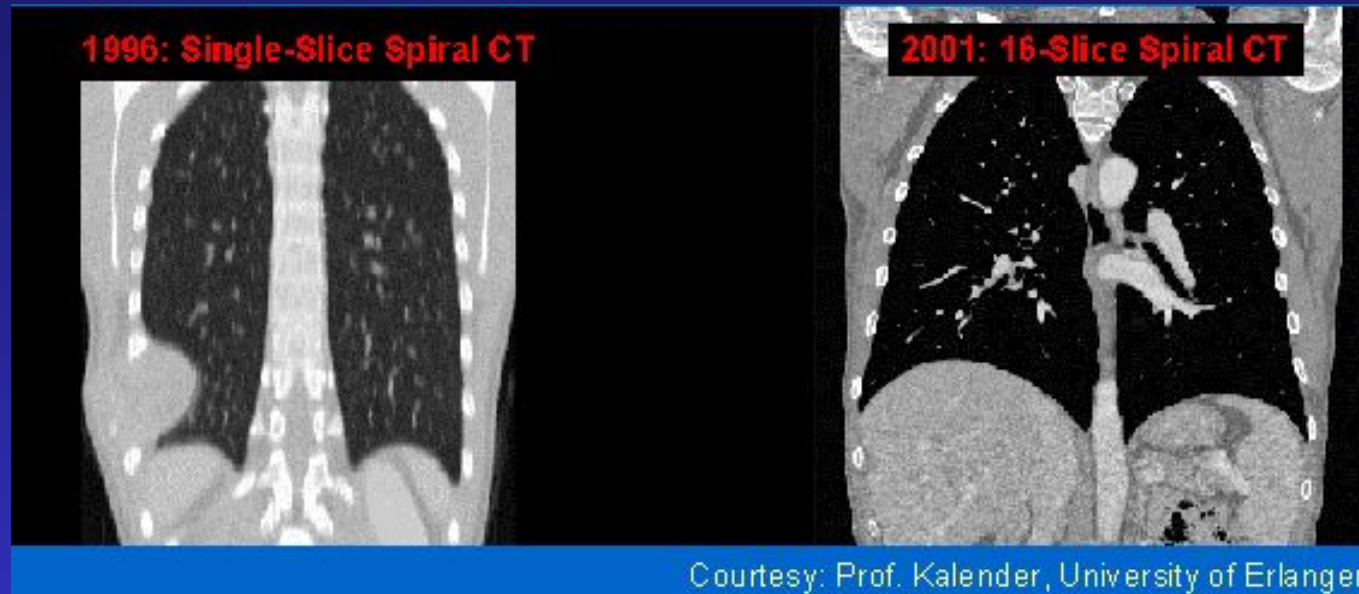
Courtesy: Siemens

MultiSlice TC

- Riduco lo spessore fino a 0.5 mm
- Voxel isotropico



MultiSlice TC

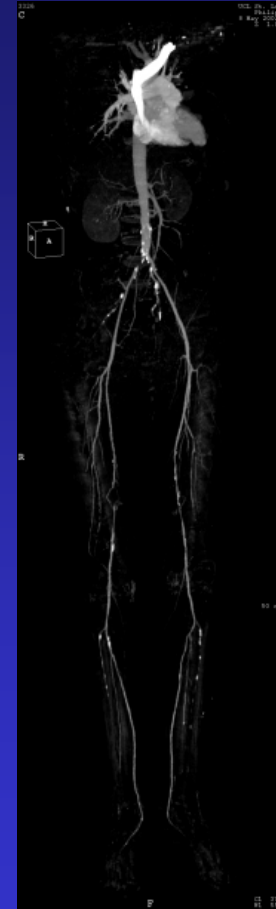


STRATI PIU' SOTTILI = MIGLIORE RISOLUZIONE ASSE Z
DETTAGLI MIGLIORI NELLE RICOSTRUZIONI MULTIPLANARI E 3D
IMAGING QUASI ISOTROPICO (0,5 mm)

MultiSlice TC

SE AUMENTO IL NUMERO DI SLICE PER
ROTAZIONE, NELLO STESSO TEMPO:

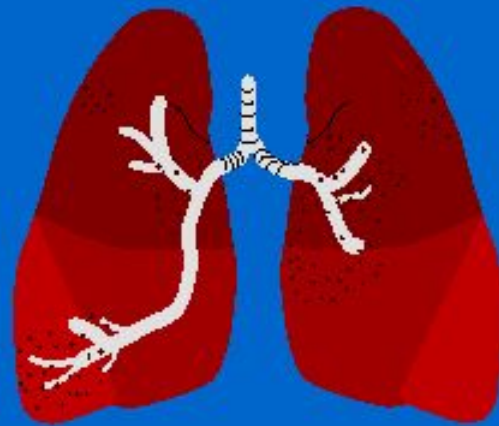
1. POSSO ACQUISIRE UN VOLUME
MAGGIORE
2. POSSO ACQUISIRE CON UNO STRATO
PIU' SOTTILE



Courtesy: PHILIPS

MultiSlice TC

How many 1 mm slices
in 30 sec scan time?



30

A single axial CT scan slice of the chest, showing the lungs and mediastinum. A vertical double-headed arrow to the left of the slice indicates its height.

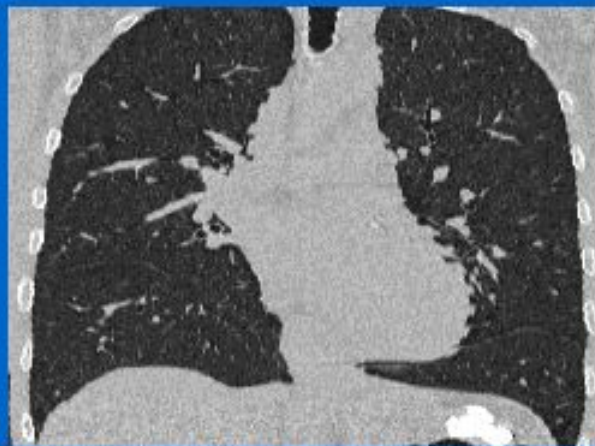
1 sec rotation, single-slice

60

A single axial CT scan slice of the chest, showing the lungs and mediastinum. A vertical double-headed arrow to the left of the slice indicates its height.

0.5 sec rotation, single-slice

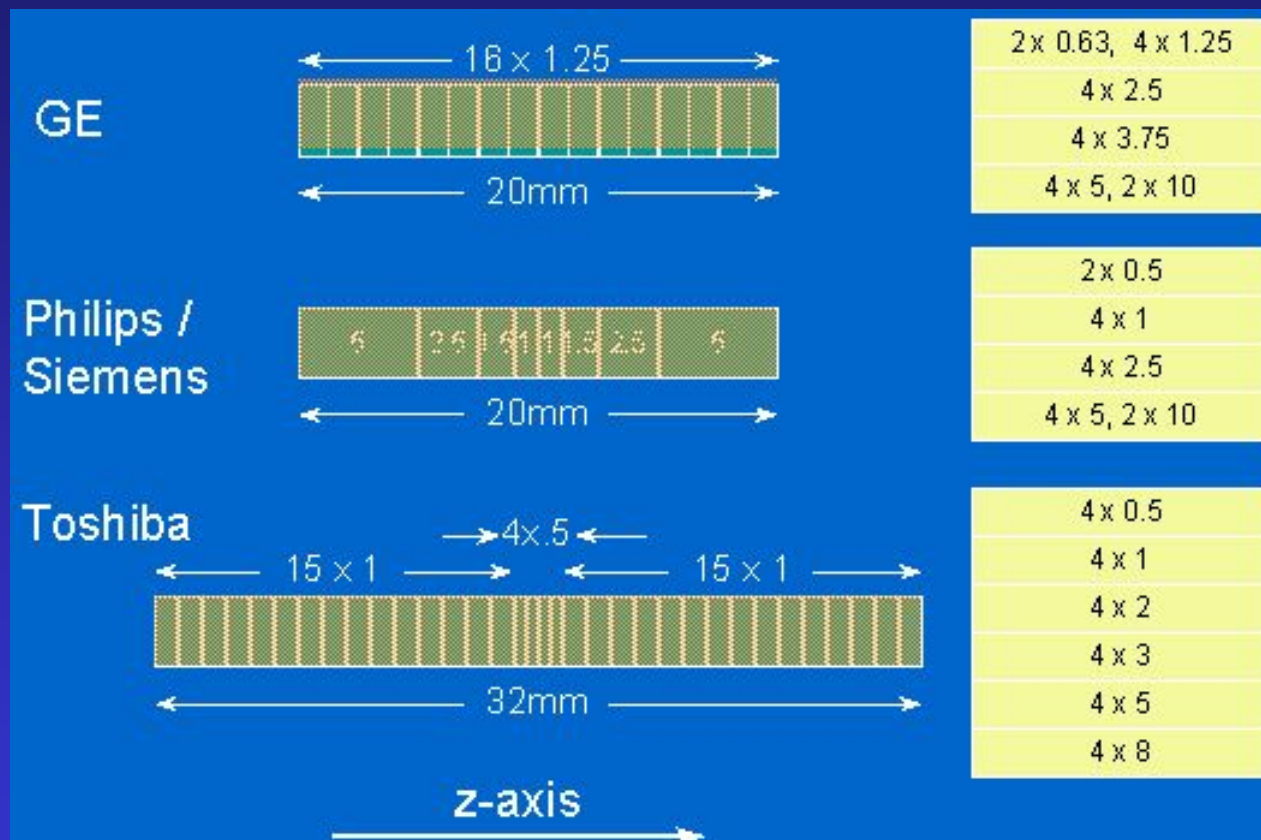
240

A multi-slice CT scan of the chest, showing a series of axial slices. A vertical double-headed arrow to the left of the slices indicates the total height of the scanned area.

0.5 sec rotation, four-slice

Courtesy: Siemens

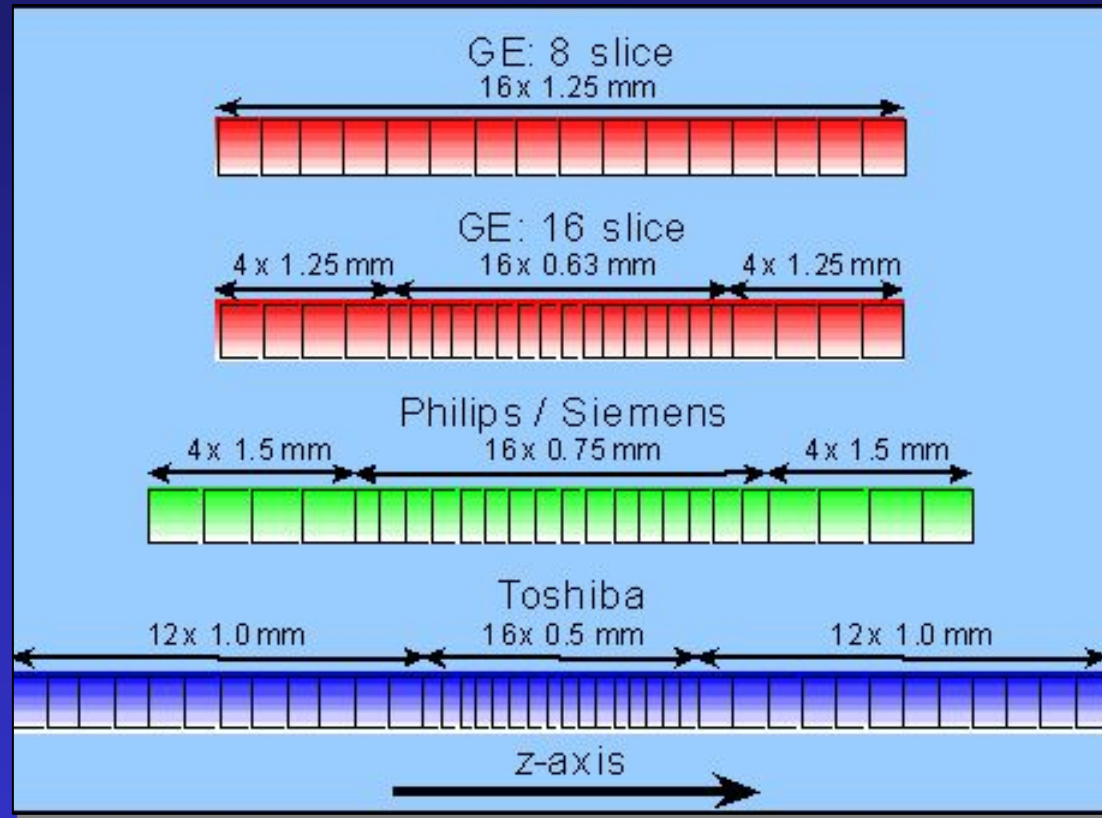
MSTC - Strati possibili



MSTC - 4 slice

ImpaCT	GE LightSpeed Plus	Philips Mx8000	Siemens Sensation 4	Toshiba Aquilion Multi
Lunghezza del rivelatore (mm)	20	20	20	32
Spessore Minimo (mm)	2 x 0,63	2 x 0,5	2 x 0,5	4 x 0,5
Spessore Massimo (mm)	4 x 5	4 x 5	4 x 5	4 x 8
Tempo di rotazione min (s)	0,5	0,5	0,5	0,5
Output del generatore (kW)	53,2	60	60	60
Capacità del tubo (MHU)	6,3	6,5	5,3	7,5

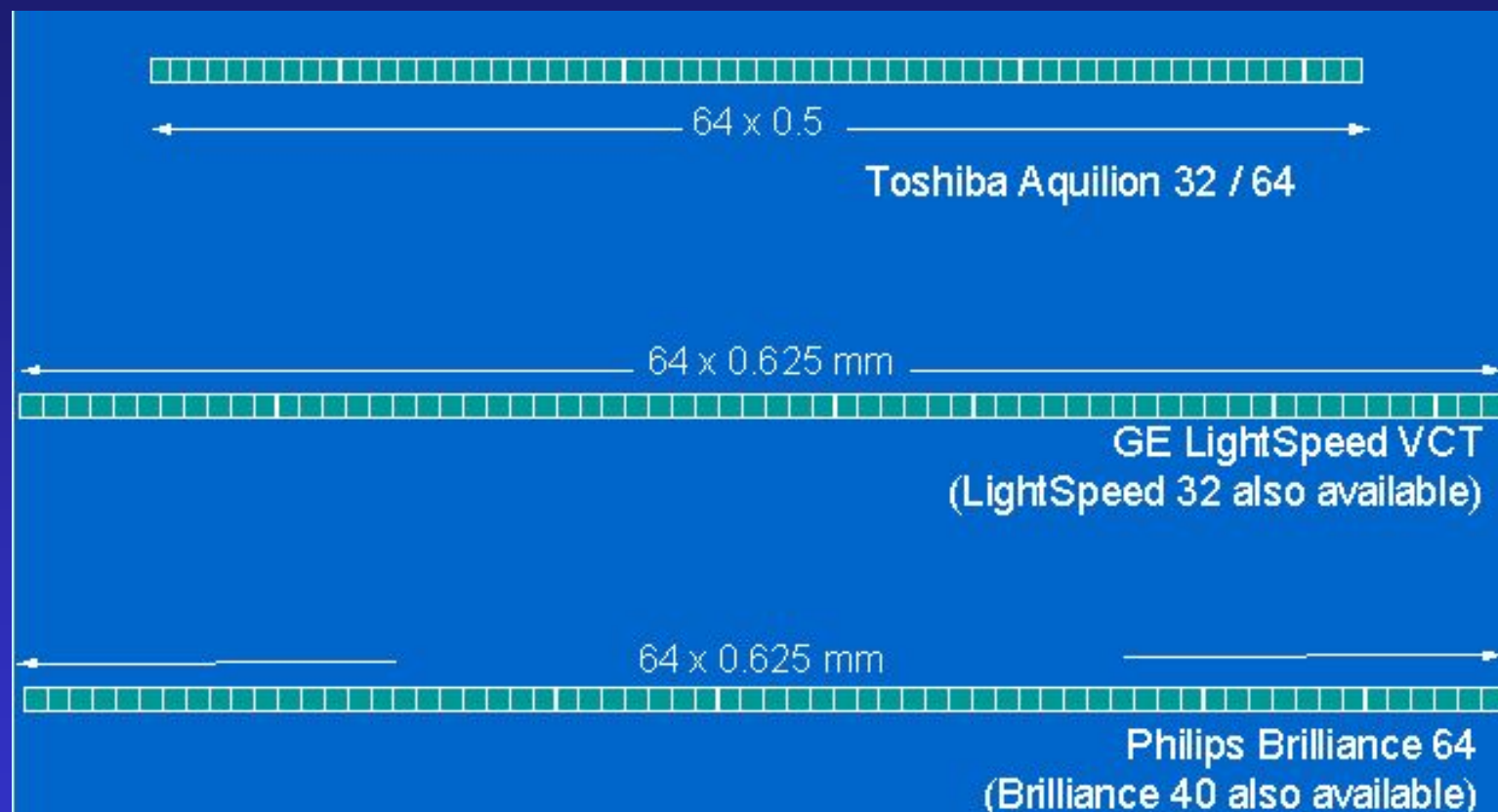
MSTC - Evoluzione dei rivelatori



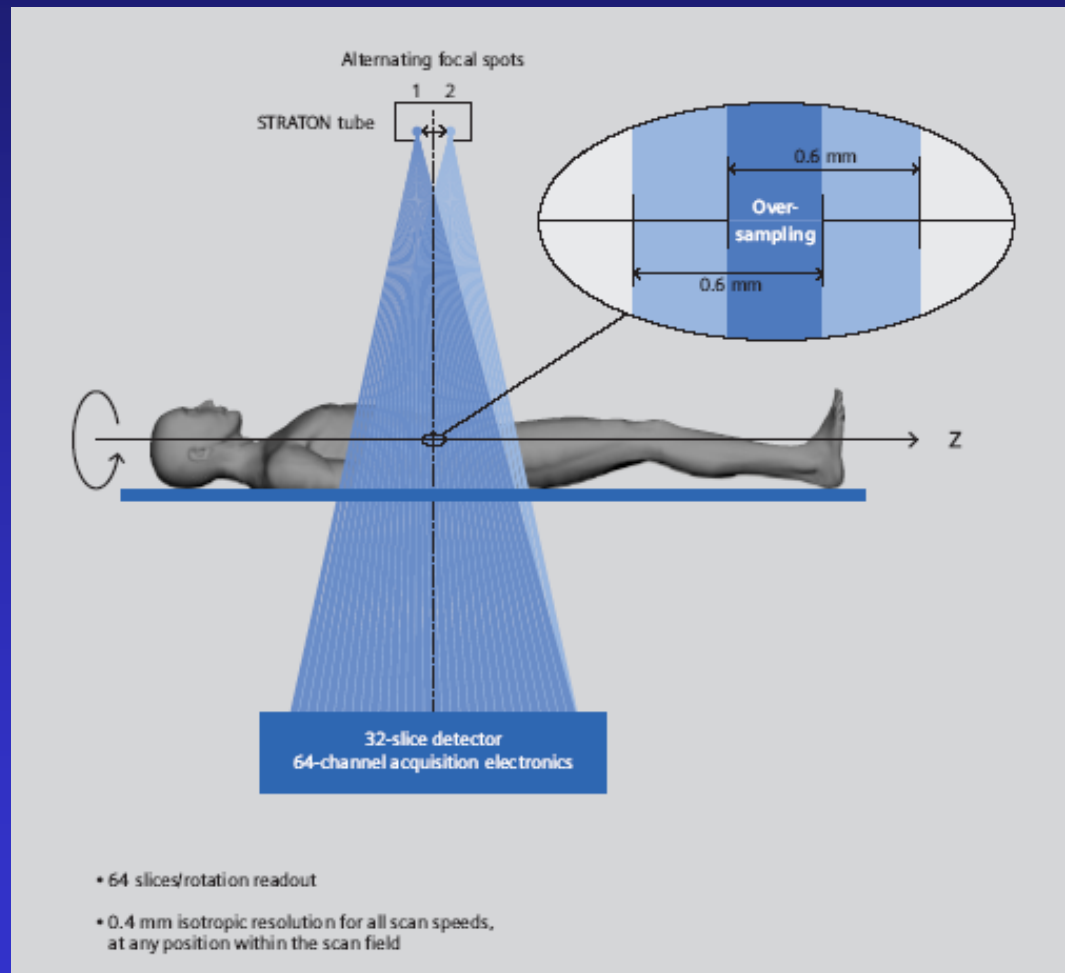
MSTC - 16 slice

ImpaC T	GE LightSpeed 16	Philips Mx8000 IDT	Siemens Sensation 16	Toshiba Aquilion 16
N. Slice	16	16	16	16
Lunghezza del rivelatore (mm)	20	24	24	32
Principali strati (mm)	16 x 0,63 16 x 1,25	16 x 0,75 16 x 1,5	16 x 0,75 16 x 1,5	16 x 0,5 16 x 1 16 x 2
Min tempo di rotazione (s)	0,5	0,4	0,4	0,4

MSTC - Matrici di rivelatori



MSTC - Siemens



MSTC – 64 slice

ImpaCT	GE LightSpeed VCT	Philips Brilliance 64	Siemens Sensation 64	Toshiba Aquilion 64
N. Slice	64x 0,625	64x 0,625	32x0,6 8x1,2	64x0,5
Lunghezza del rivelatore (mm)	40	40	28.8	32
Principali strati (mm)	64x0,6	64x0,6 32x1,2 16x2,5	64x0,6 24x1,2	64x0,5 32x0,5 32x1 16x2
Min tempo di rotazione (s)	0,35	0,4	0,37 (0,33)	0,4

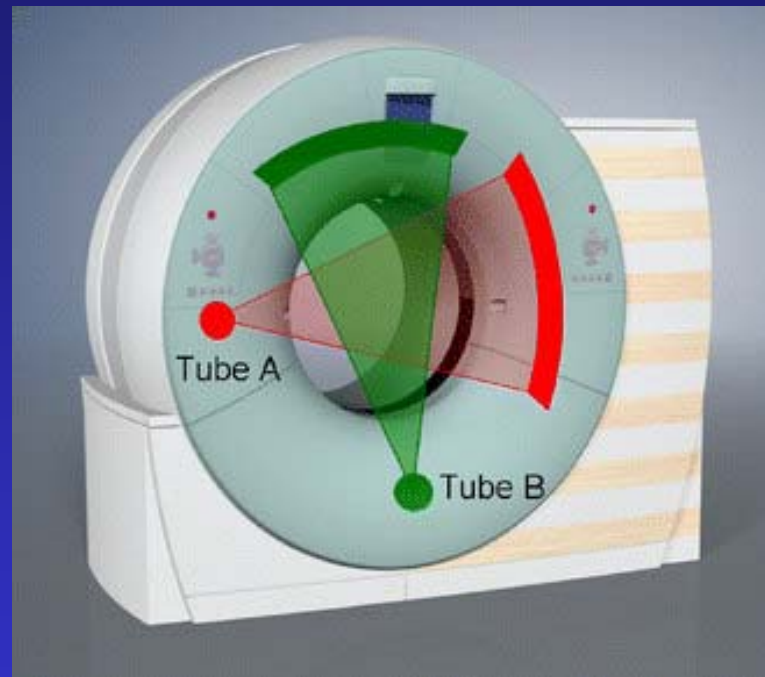
MSCT Stato dell'arte

tempo rotazione @ 360°	0.33-0.4 s
slice	0.5-0.6 mm
canali di acquisizione (n. slice)	64
copertura per rotazione	20-40 mm
tempo scansione (whole body)	10-30 s
dimensione del volume	>100 cm
risoluzione in-plane	0.4-0.6 mm
risoluzione z-axis	0.5-1 mm

MSTC

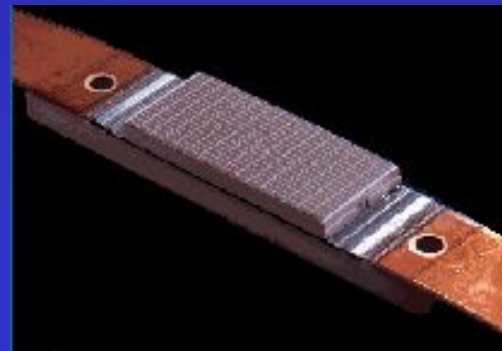
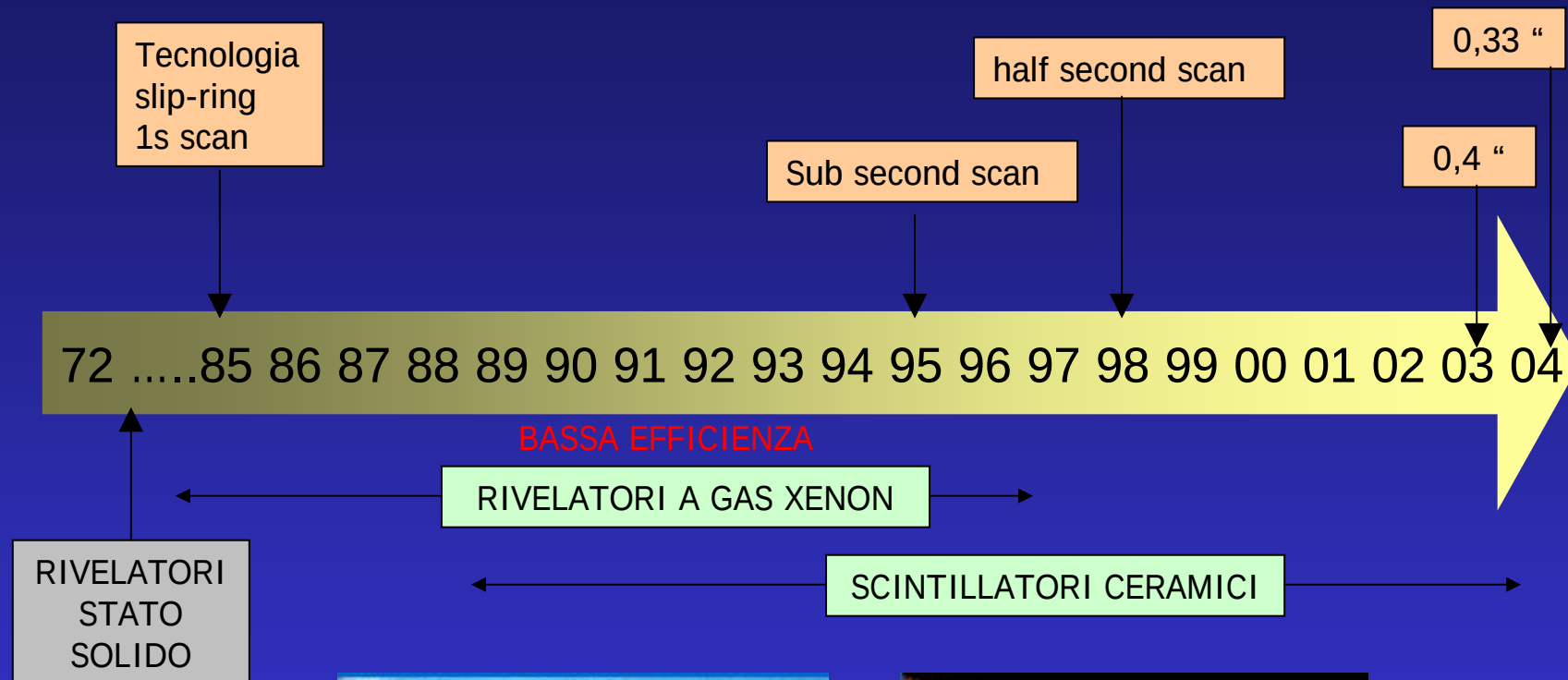
GE	Philips	Siemens	Toshiba
Light Speed VCT	Brilliance 64	Sensation Cardiac	Aquilion 64 CFX
Light Speed VCT	Brilliance 64	Sensation 64	Aquilion 64
Light Speed 32	Brilliance 40	Sensation 40	Aquilion 32
Light Speed 16	Brilliance 16	Sensation- Emotion 16	Aquilion 16
Light Speed Volara VFx	Brilliance 10	Emotion 10	Aquilion 8
HI Speed NXi	Brilliance 6	Emotion 6	Aquilion 4

Dual Source CT



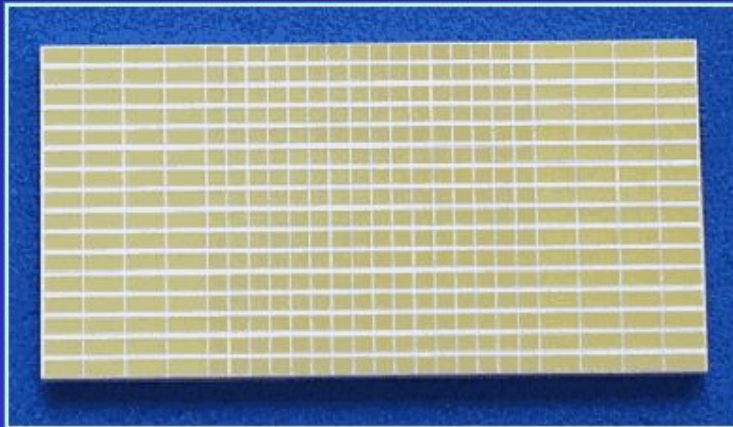
Siemens Somatom Definition

Velocità e rivelatori

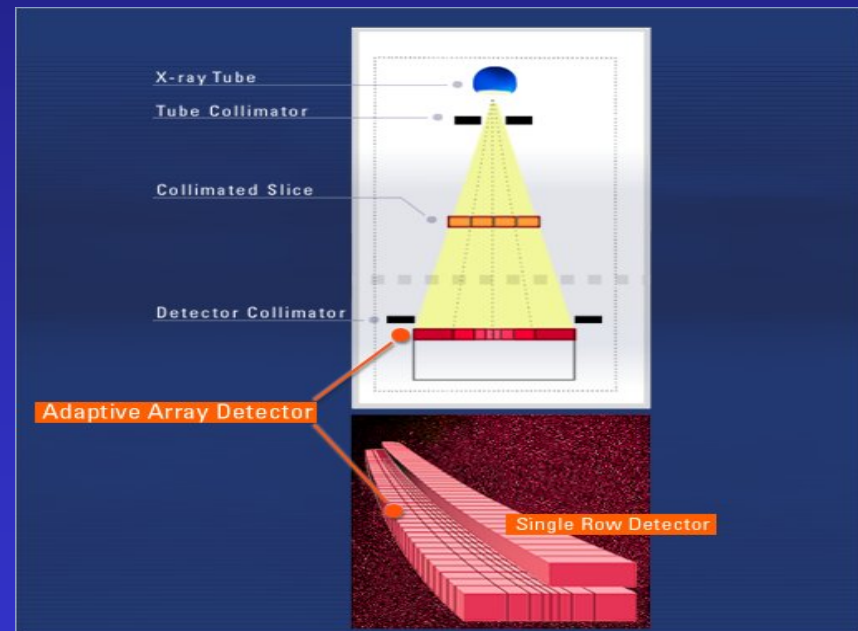


MultiSlice TC

- Il banco dei rivelatori è sostituito da una matrice di rivelatori



Courtesy: Siemens



MSTC - G.E.

❑ Single Slice TC

✓ Larghezza del fascio X = spessore dello strato

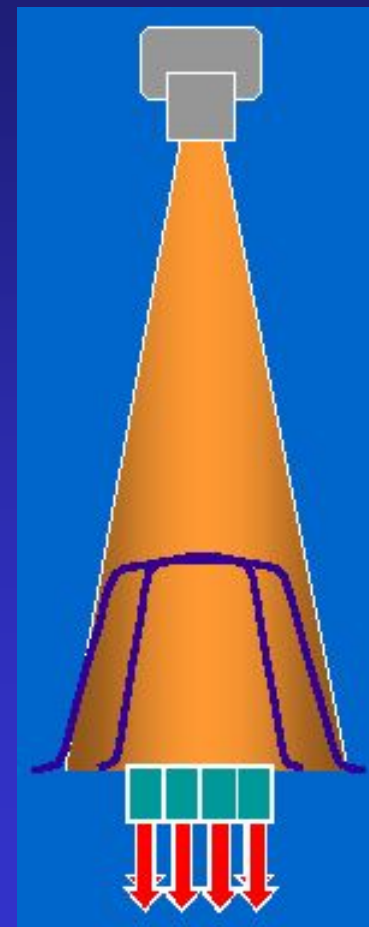
❑ MSTC

✓ Il fascio X deborda di 1-2mm rispetto alla larghezza dei rivelatori

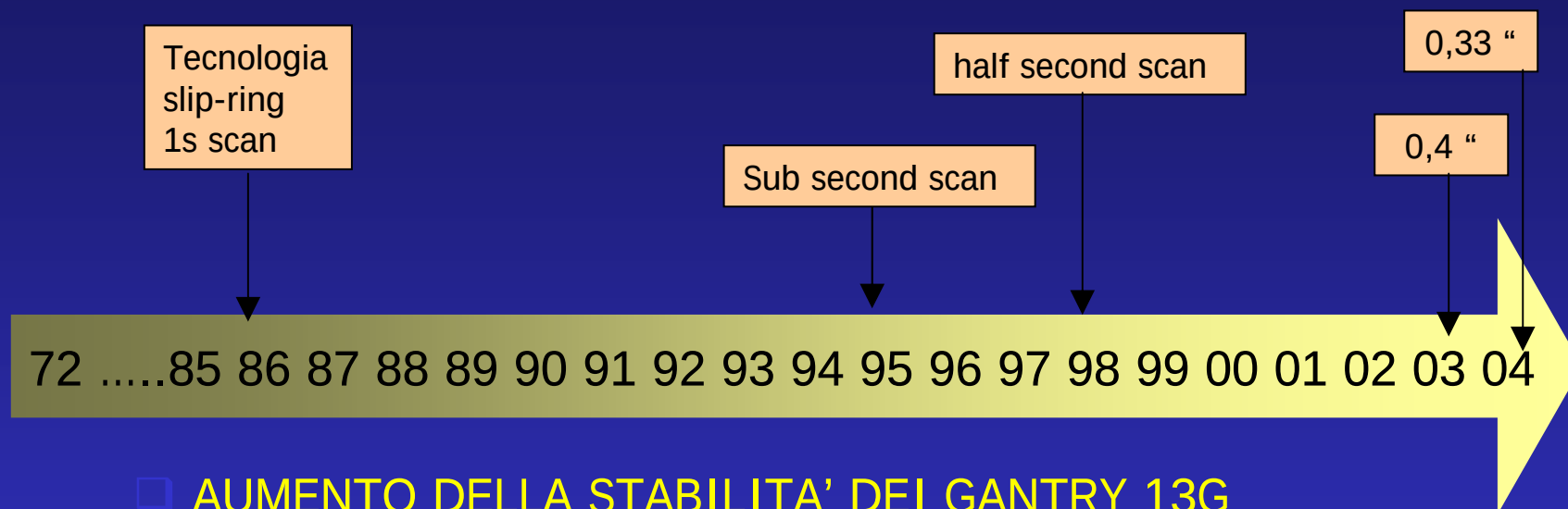
✓ Uniformità di distribuzione di dose

✓ Uguale intensità richiesta da ogni rivelatore nella matrice

✓ Dose maggiore per minime collimazioni



Hardware



- ❑ AUMENTO DELLA STABILITA' DEI GANTRY 13G
- ❑ POTENZIAMENTO DEGLI ELABORATORI
- ❑ GENERATORI (G.E.)
 - ❑ POTENZA FINO A 100kW
 - ❑ CORRENTI FINO A 800 mA

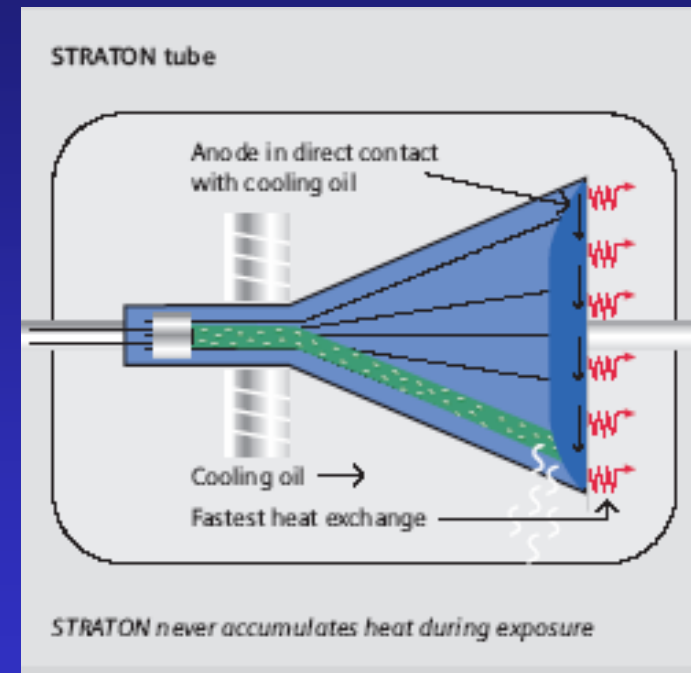
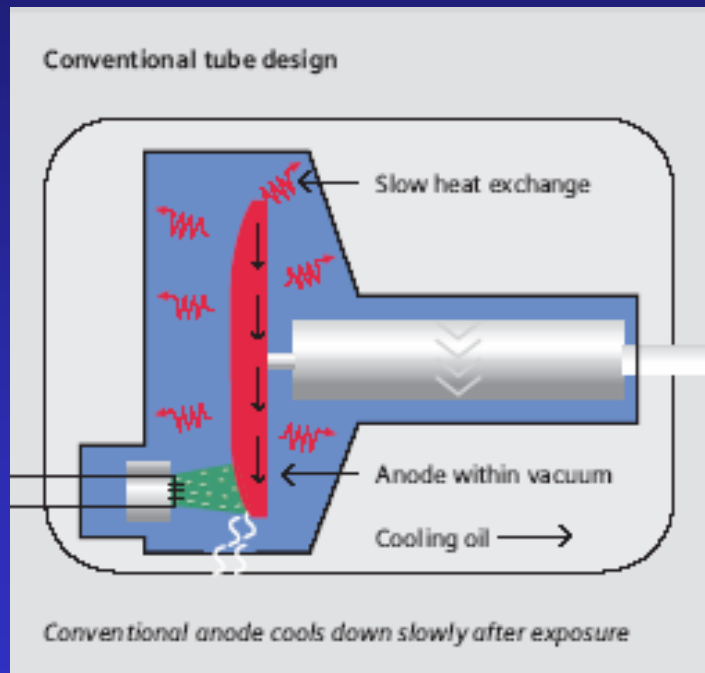
Hardware

✓CAPACITA' TERMICA DEI TUBI 1MHU -> 9 MHU

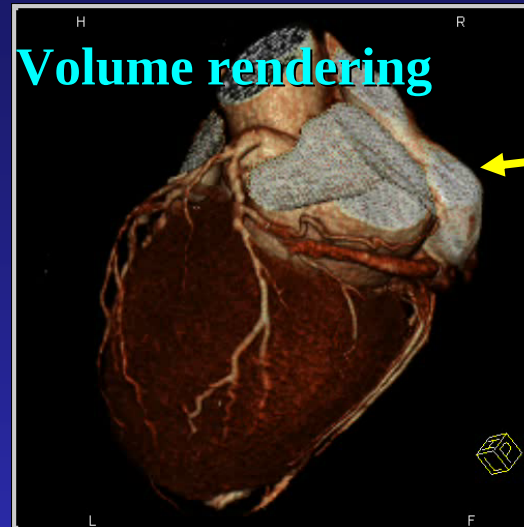
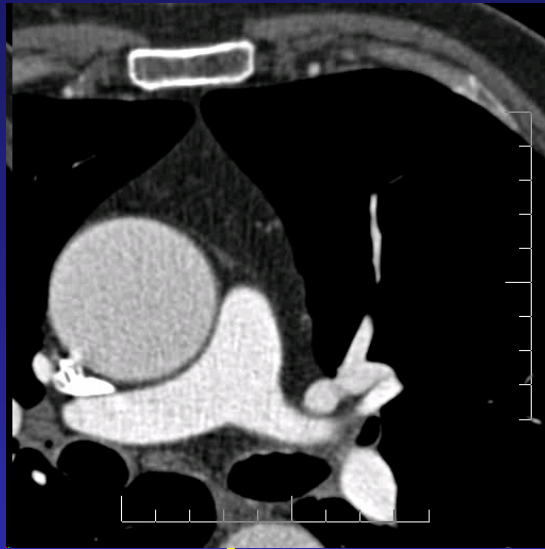


- **Anodo rapidamente rotante > 150Hz (>9000rpm)**
- **Catodo: da filamento a emettitore piatto**
- **Elettro-ottica: deflessione da elettrostatica a magnetica**
- **Spot focale da statico a oscillante**
- **Tolleranza ad alti g e a forze giroscopiche**
- **Nuove modalità di dissipazione termica**

Capacità Termica dei tubi

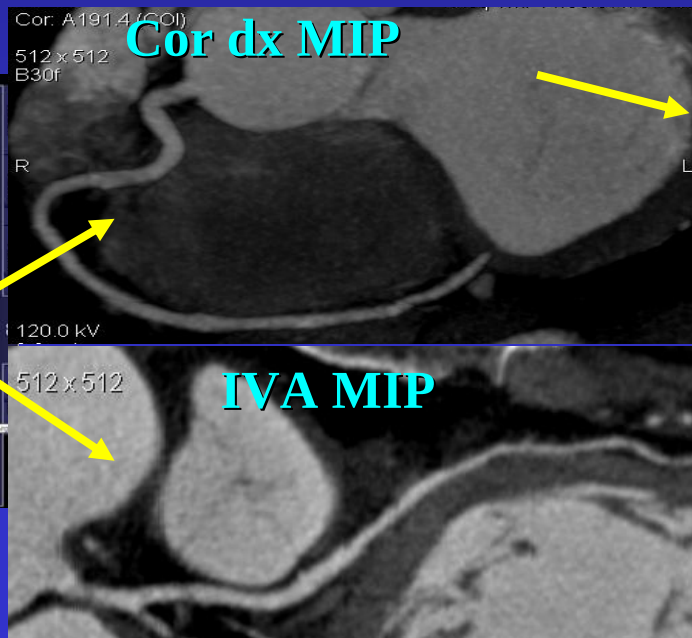
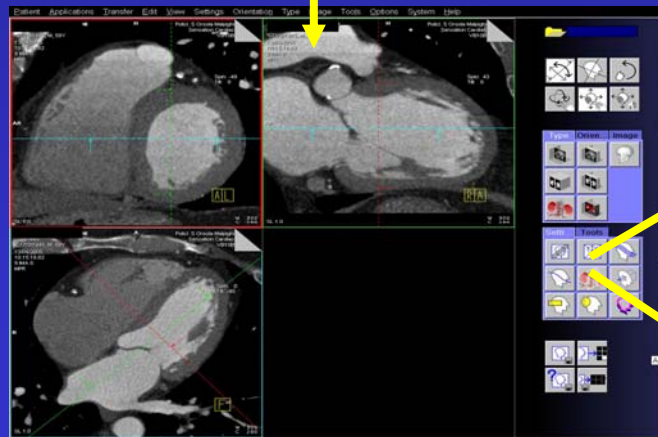
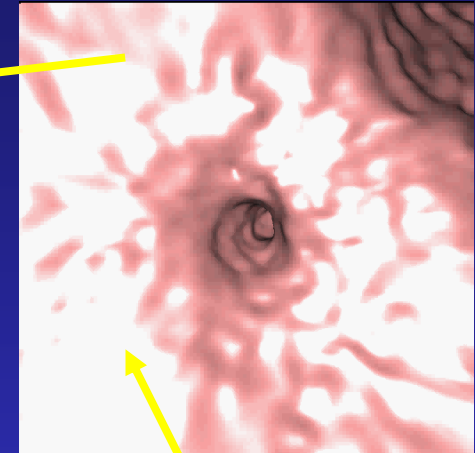


Imaging 3D



Volume rendering

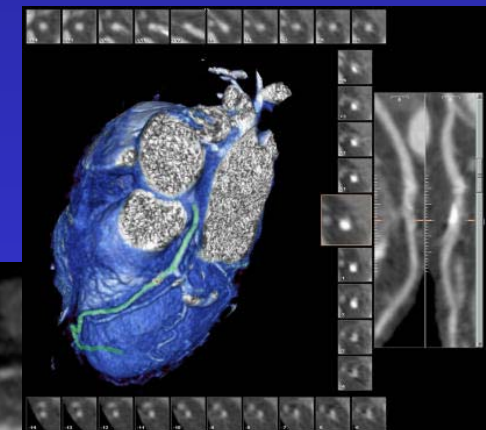
Cor ds virtual endoscopy



Cor dx MIP

IVA MIP

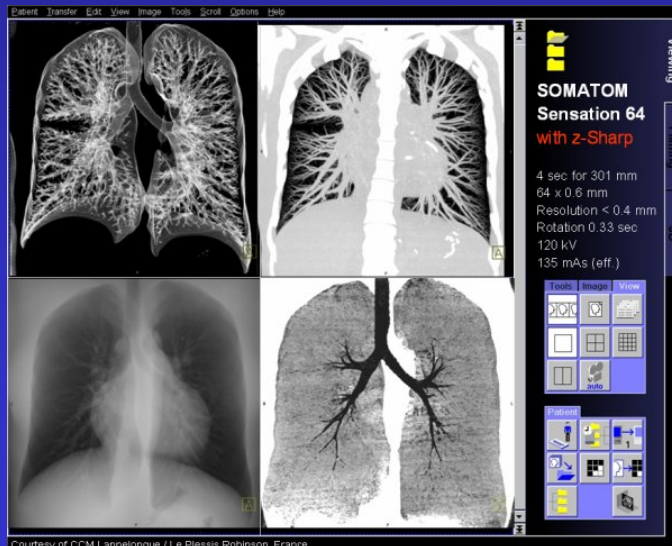
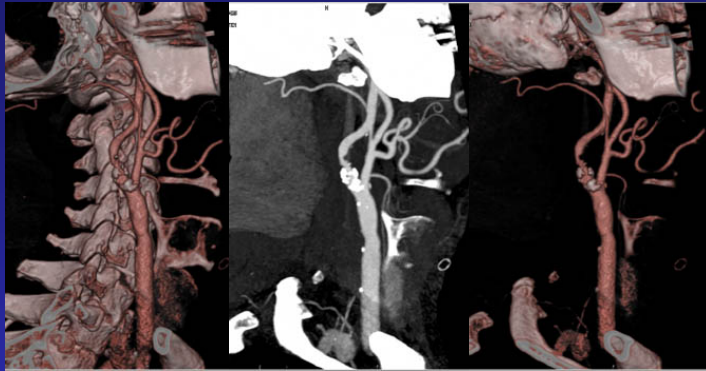
Vessel view



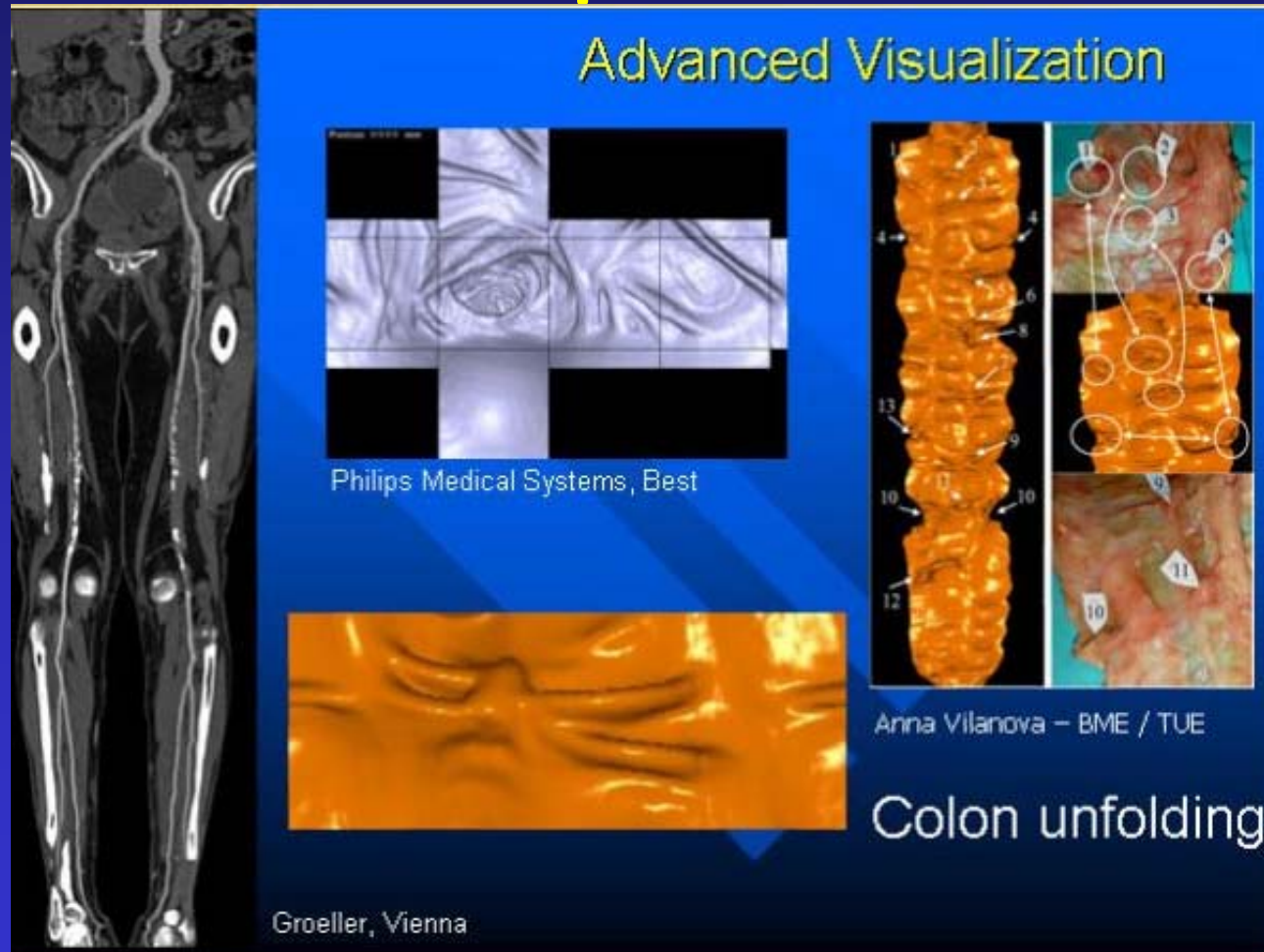
MSCT - Applicazioni cliniche

- Trauma
- Colonscopia
- Angiografia
- 3D
- Immagini perfusionali
- Cardio

MSCT - Applicazioni cliniche



Colonscopia virtuale

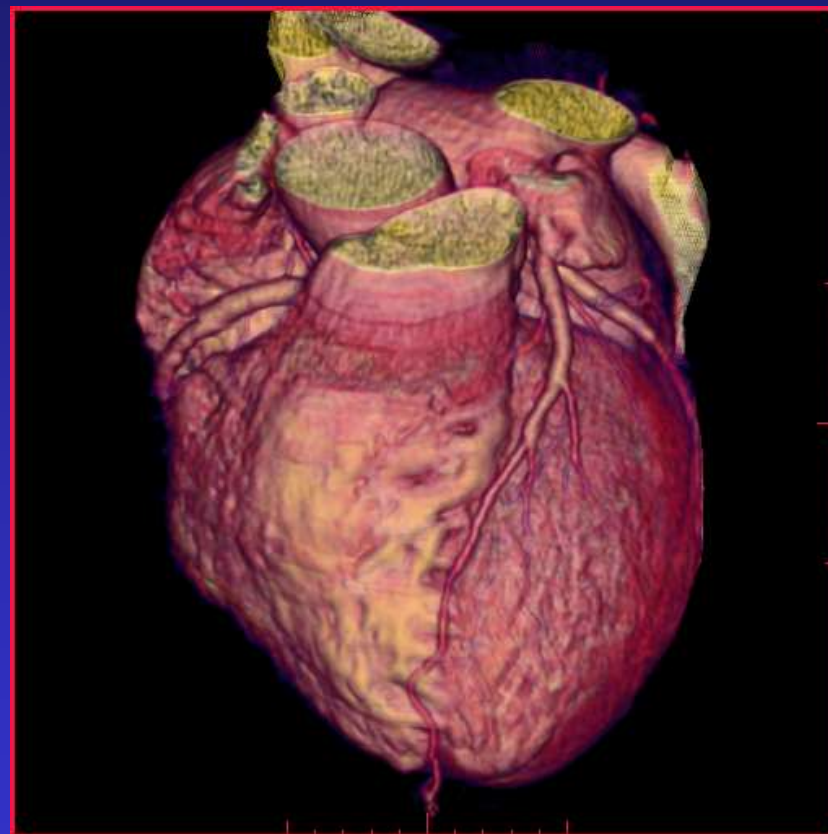


CARDIO

- MPR e VR del cuore

Protocolli per studiare:

- Arterie Coronari
- Placche di calcio
- Camere cardiache
- Bypass
- Stent

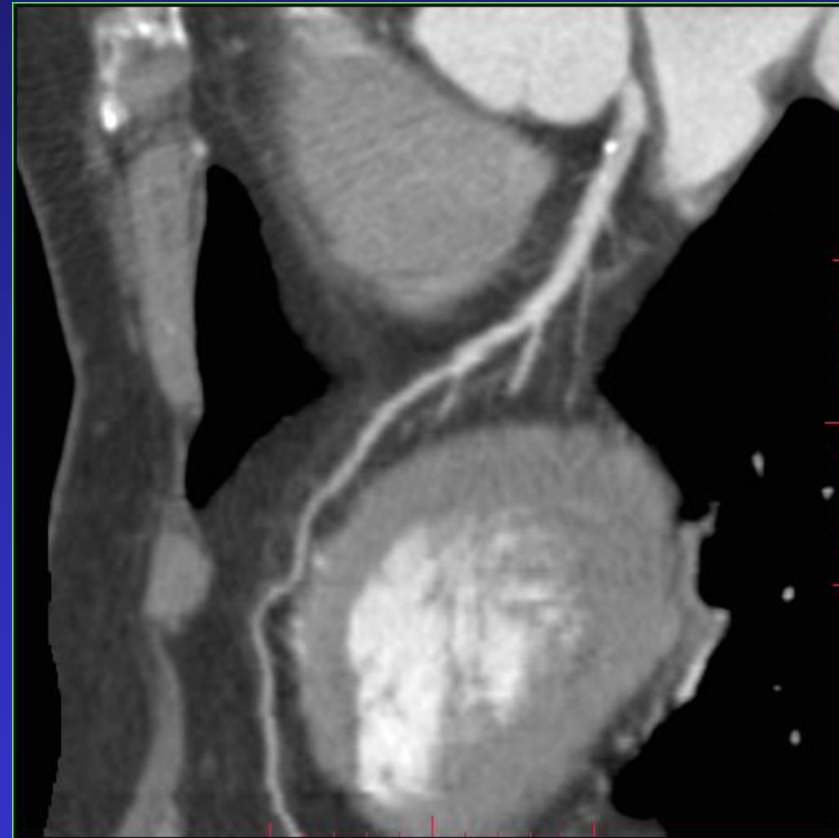


Studio dei Vasi

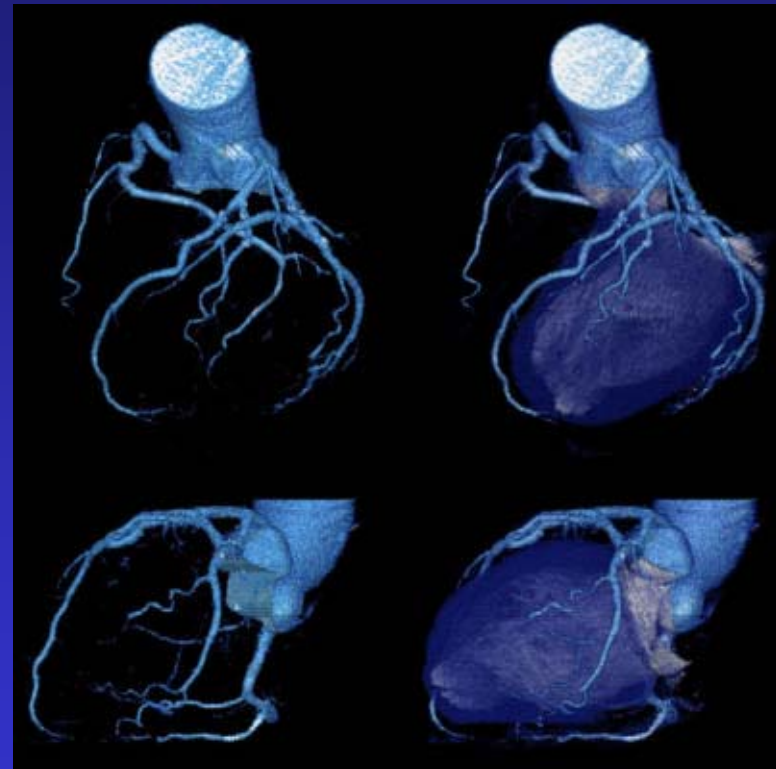
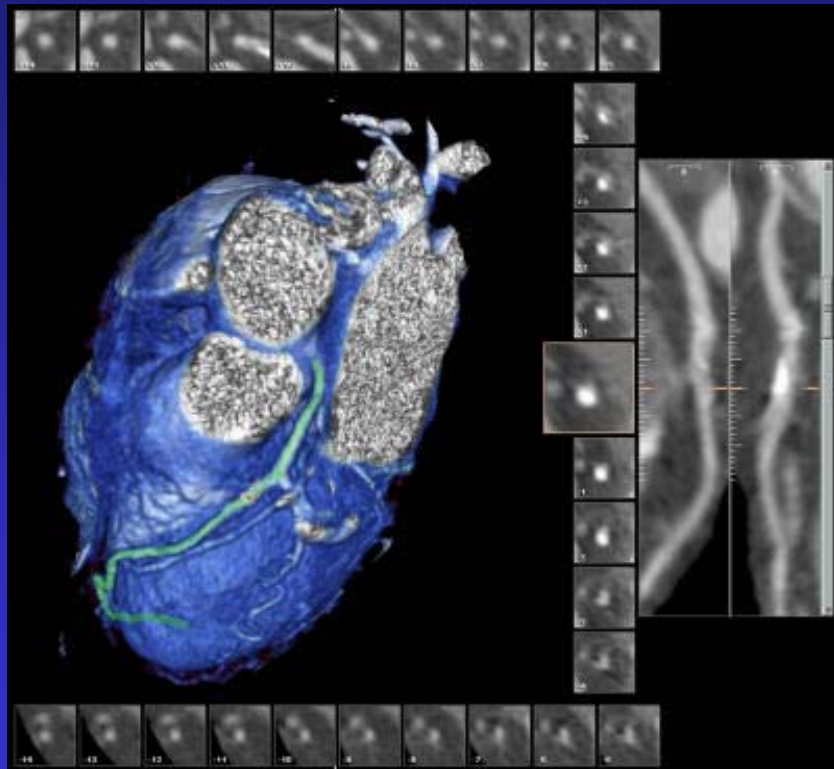
- Calcolo automatico dei vasi

Protocolli per studiare:

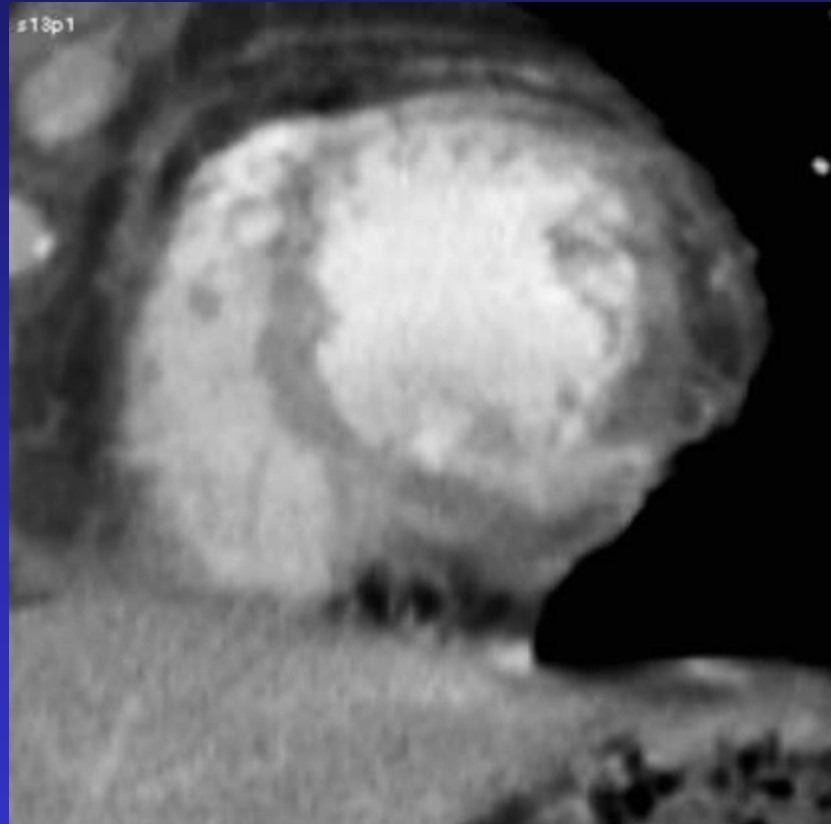
- Stenosi
- MPR curvo



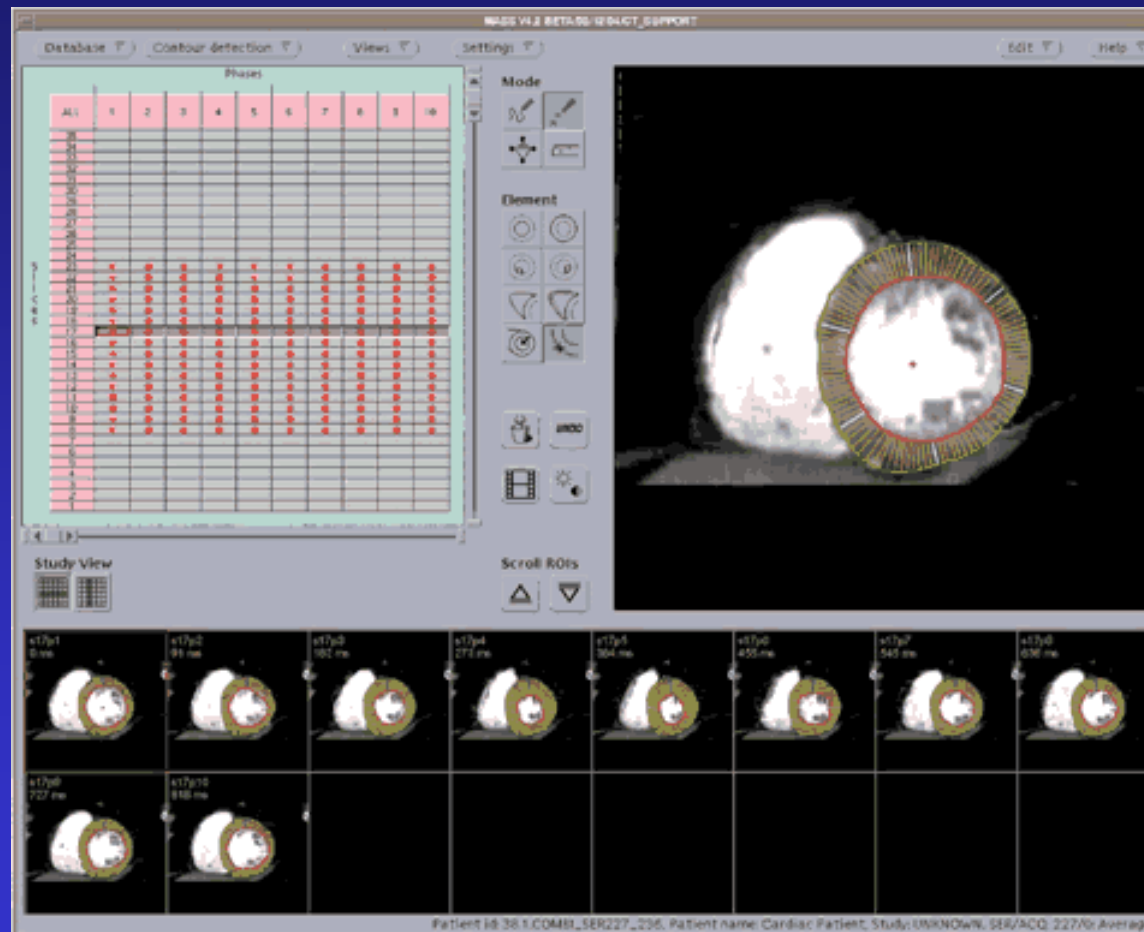
Cardio



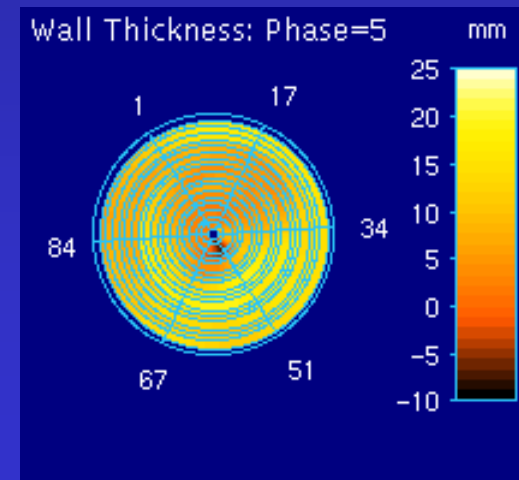
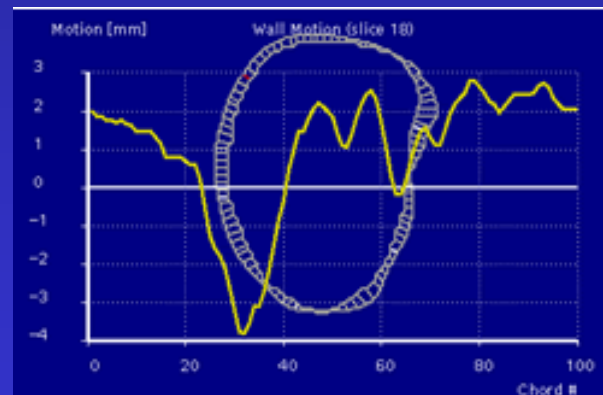
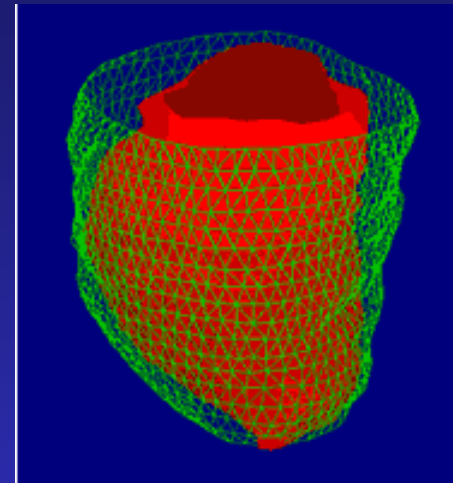
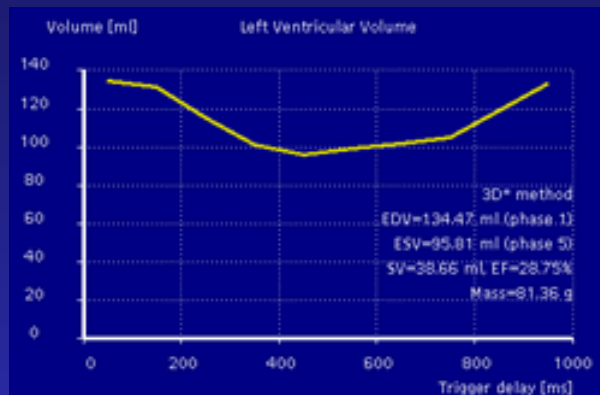
MSCT - Applicazioni cliniche



MSCT - Applicazioni cliniche



MSCT - Applicazioni cliniche



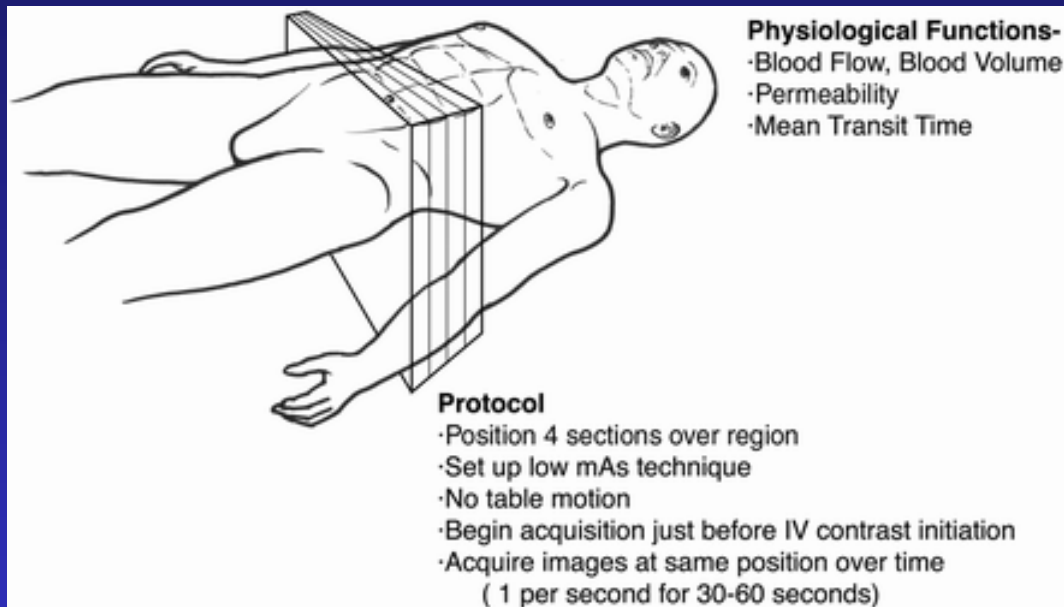
Immagini Fisiologiche

Tissue enhancement = mdc nello spazio vascolare, extravascolare, extracellulare

Modelli matematici per descrivere:
attenuazione delle arterie, attenuazione del tessuto

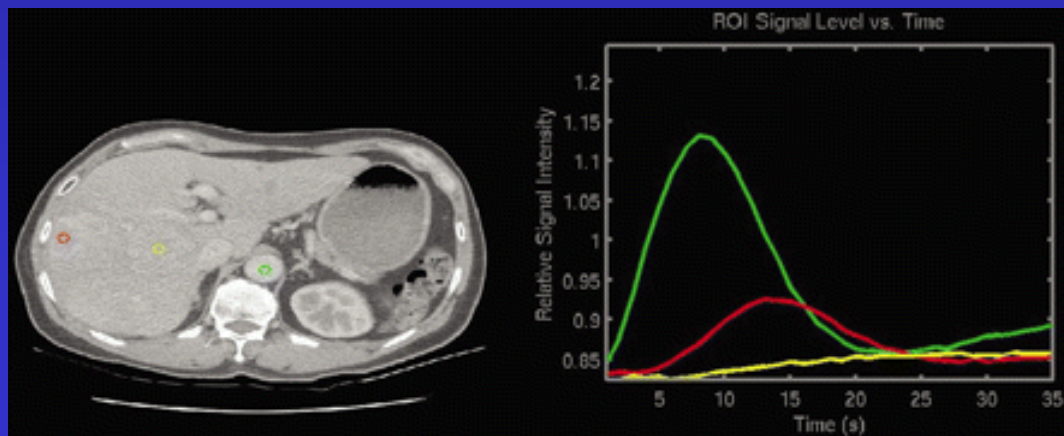
Descrivo parametri fisiologici: volume sanguigno, flusso sanguigno, tempo di transito

Perfusion

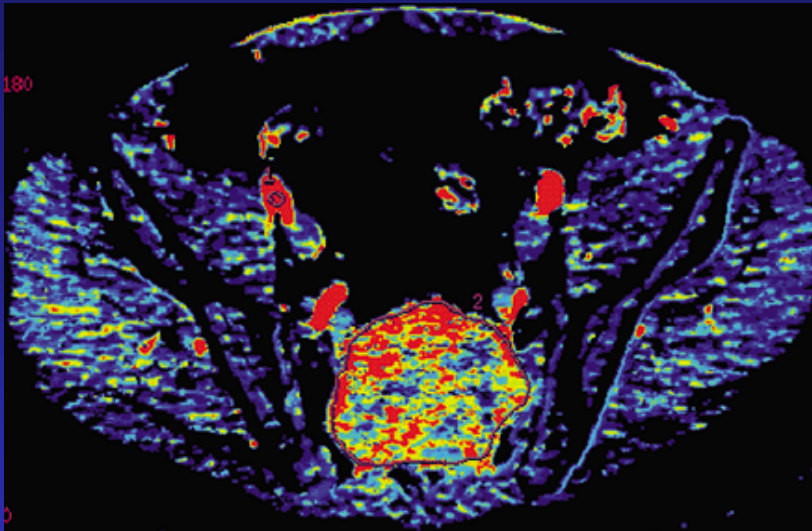


- ✓ Acquisizione nella medesima posizione
- ✓ Inietto mdc in modo costante
- ✓ Dose inferiore alla diagnostica

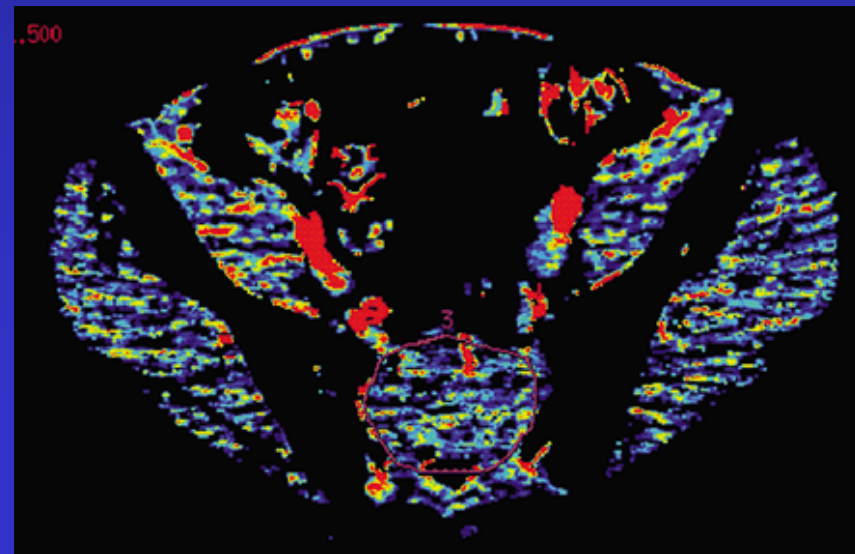
- ✓ Misuro i numeri CT in ROI selezionate nel tempo



Perfusion

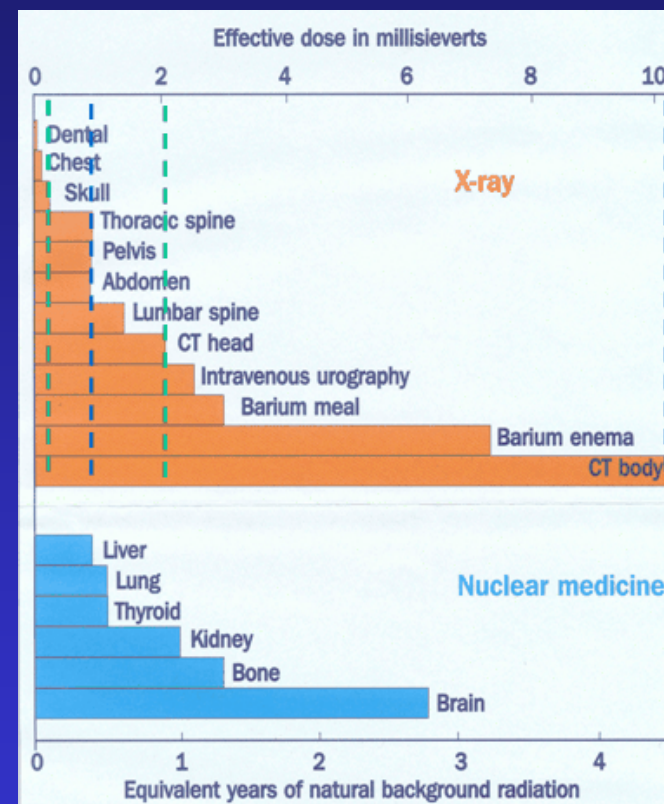


✓ Utilizzo mappe di colore per evidenziare le aree



RISCHIO DI PROCEDURE DIAGNOSTICHE

- CRX (1 PA): $E = 0,02 - 0,05 \text{ mSv}$
 - 7 giorni di NBR
- Calcium Scoring: $E = 1 - 2 \text{ mSv}$
- Coronaro MSCT: $E = 10 - 24 \text{ mSv}$
 - 9 anni di NBR
- TC MSCT: $E = 7 - 8 \text{ mSv}$
 - 3,2 anni di NBR
- Coronarografia: $E = 3 - 7 \text{ mSv}$
 - 2,8 anni di NBR
- SPECT: $E = 15 - 20 \text{ mSv}$
 - 8 anni di NBR

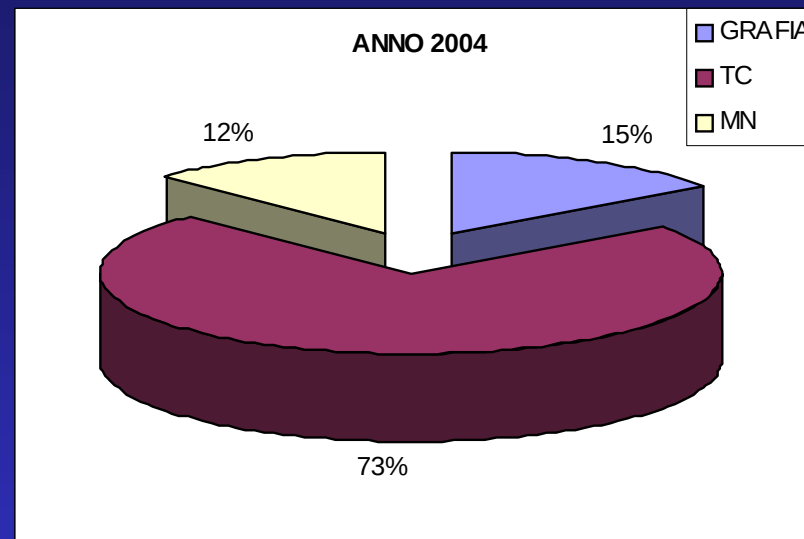


Mayo, Radiology 2003

NBR: $E = 2,5 \text{ mSv}$

LA DOSE ALLA POPOLAZIONE DA PROCEDURE MEDICHE

	Sv persona
RX Grafia	572
TC	2.770
Med Nuc	473
Totale	3.815



La dose efficace individuale calcolata sulla popolazione residente al 31.12.2004 è pari a

0,92 mSv

Bibliografia

- "DirectRay - New Technology and Products" di L. Jenim, Physica Medica Vol.Xv n. 4 October-December 1999 305-307
- "New detector for radiology", R. Orawa, Physica Medica Vol. Xv n. 4 October-December 1999 295-300
- "Performance Characteristics of a Kodak computed Radiography system, C. Bradford et al.. Med Phys. 26(1), Jan. 1999 p 27-37
- Appunti dalla presentazione "Fundamentals of Flat-Panel X-Ray Detector Physics" di John A. Rowlands and John Yorkston RSNA 1999 (refresh course ripetuto e ampliato all'RSNA 2000)
- Handbook of Medical Imaging - Volume 1. Physics and Psychophysics, J Beutel. H L KundelR L Van Metter Editors SPIE Press 2000.
- "A simple method for determining the Modulation Transfer Function in Digital Radiography", H. Fujita et al., IEEE Transaction on medical imaging, vol. 11, No. 1, march 1992

Bibliografia

- "Amorphous Semiconductors usher in digital X-ray imaging", John Rowlands, Safa Kasap; Physics Today ; November 1997 ; 24-30.
- "Full Field Digital Projection Radiography System: Principles and Image Evaluation"; Gary S. Sharer, Andrew D.A. Maidment, Jeffry Bell, Lothar S. Jeromin, Denny Lee and Gregory F. Powell, Computed Assisted Radiology by H.U. Lemke et al., editors Elsevier Science B.V. 1996
- Digital Radiology using active matrix readout amorphous selenium: theoretical analysis of detective quantum efficiency Wei Zhao and J. A. Rowlands; Med. Phys. 24 (12), Dicembre 1997
- "Digital radiology using active matrix readout of amorphous selenium: Theoretical analysis of detective quantum efficiency", W. Zhao and J.A. Rowlands Medical Physics 24 pp. 1819- 1833 (1997)
- "A method for measuring the presampled MTF of digital radiographic systems using an edge test device", Ehsan Samei, Michael J. Flynn and David A. Reimann, Med Phys. 25 (1), January 1998

Bibliografia

- "A New Digital Detector for Projection Radiography", D.L.Lee, Cheung L. K., Jeromin L.S., Medical Imaging 1995 - SPIE Vol. 2432 237-249
- "Benefits of a new direct digital X-ray imaging system", L. Jeronim et al., Computed Assisted Radiology by H.U. Lemke et al., editors Elsevier Science B.V. 1996
- "Imaging performance of a direct digital radiographic detector using selenium and a thin film transistor array", D. L. Lee et al., , Computed Assisted Radiology by H.U. Lemke et al., editors Elsevier Science B.V. 1996
- "Principle of Digital radiography with large area, electronically readable detectors: a review of the basics", H. G. Chotas et al., Radiology 1999, 210:595-599
- "DQE(f) of four generations of computed radiography acquisition devices", J. T. Dobbins III et al., Med. Phys. 22 (10), october 1995.

Bibliografia

Immagini da pagine internet:

- <http://www.sterlingdi.com/>
- <http://www.varian.com/prd/>
- <http://www.appschintech.com>
- <http://medical.agfa.com>
- <http://www.dpiX.com>
- <http://www.sunnybrook.utironto.ca>
- <http://www.directradiography.com/>
- <http://radiographics.rsnaajnl.org/>
- <http://radiology.rsnaajnl.org/>
- <http://www.bicron.com/CSI.htm>