

LAUREA MAGISTRALE IN FISICA

Fisica Nucleare Applicata

FISICA SANITARIA

Radiodiagnostica

Fabrizio LEVRERO

U.O. Fisica Sanitaria

IRCCS Ospedale Policlinico San Martino di Genova

Radiodiagnostica



Tubo radiogeno



Raggi X

- Scoperti nel 1895 da W. Röntgen mentre faceva esperimenti con i *tubi catodici*
- La luce emessa dal tubo provocava bagliori su uno schermo fluorescente
 - *solfuro di zinco, cianuro di platino-bario*
- Con grande sorpresa, Röntgen osservò lo stesso effetto collocando il tubo catodico in un cartone
- Il tubo catodico emetteva non soltanto luce, ma un nuovo tipo di radiazione sconosciuta, che Röntgen chiamò Raggi X



Tubo radiogeno

Raggi X –introduzione

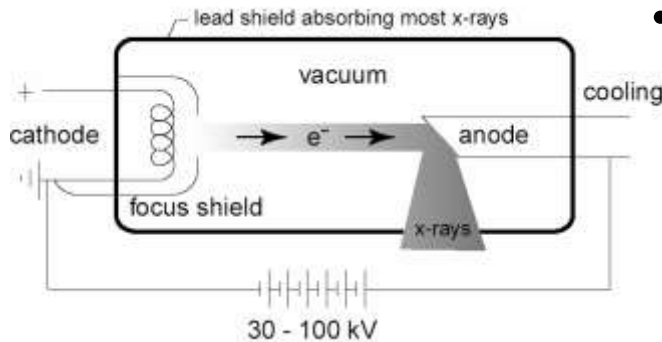
- Osservazioni di Röntgen sulla nuova radiazione:
 - *penetra schermi opachi, a differenza della luce*
 - *viene attenuata in modo diverso da varie specie di materiali*
 - *come la luce, può annerire una lastra fotografica*

possibile uso in medicina
immagine di una mano pochi mesi
dopo la scoperta dei raggi X



- *viaggia in linea retta dalla sorgente e non viene deflessa da campi elettrici o magnetici*
 - **radiazione non carica**
- *può provocare ionizzazione in un qualsiasi gas*
 - **misurazione dell'intensità della radiazione**

Tubo radiogeno



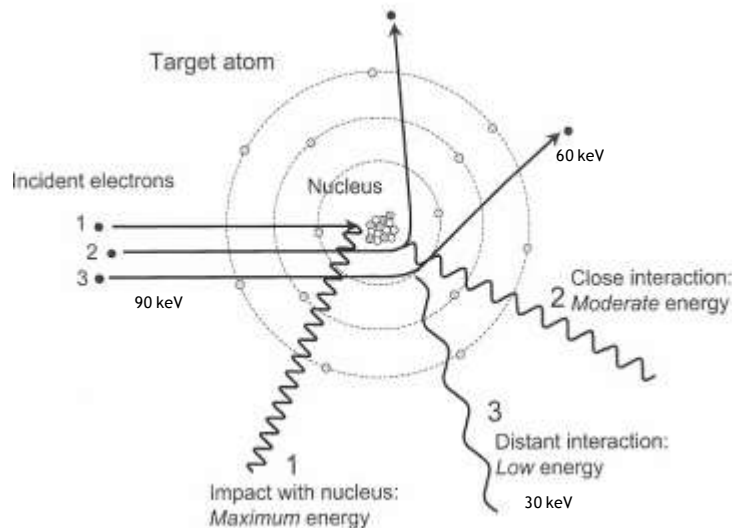
Produzione dei raggi X

- I raggi X sono generati in un tubo radiogeno a vuoto che contiene un filamento (*catodo*) e un bersaglio (*anodo*)
- Una corrente (*mA*) attraversa il filamento che per eccitazione termica rilascia elettroni (*emissione termoionica*), che vengono accelerati verso l'anodo (*tungsteno* o *molibdeno*) da una ddp (*kV*) tra anodo e catodo
- Gli elettroni colpiscono l'anodo e rilasciano la loro energia producendo calore e raggi X (circa l'1% dell'energia ceduta viene trasformata in RX)
- Due meccanismi di produzione dei raggi X:
 - **frenamento** radiazione di frenamento o *bremsstrahlung* - 80%
 - **transizione atomica** radiazione caratteristica - 20%

Tubo radiogeno

Produzione dei raggi X: bremsstrahlung

- Bremsstrahlung: radiazione prodotta all'anodo quando gli elettroni vengono deflessi dal nucleo
- L'energia dei raggi X può avere diversi valori al di sotto di una soglia E_{max} , legata alla ddp tra anodo e catodo



$$E \leq E_{max} = eV$$

$$\lambda \geq \lambda_{min} = (hc) / (eV)$$

e = carica dell'elettrone

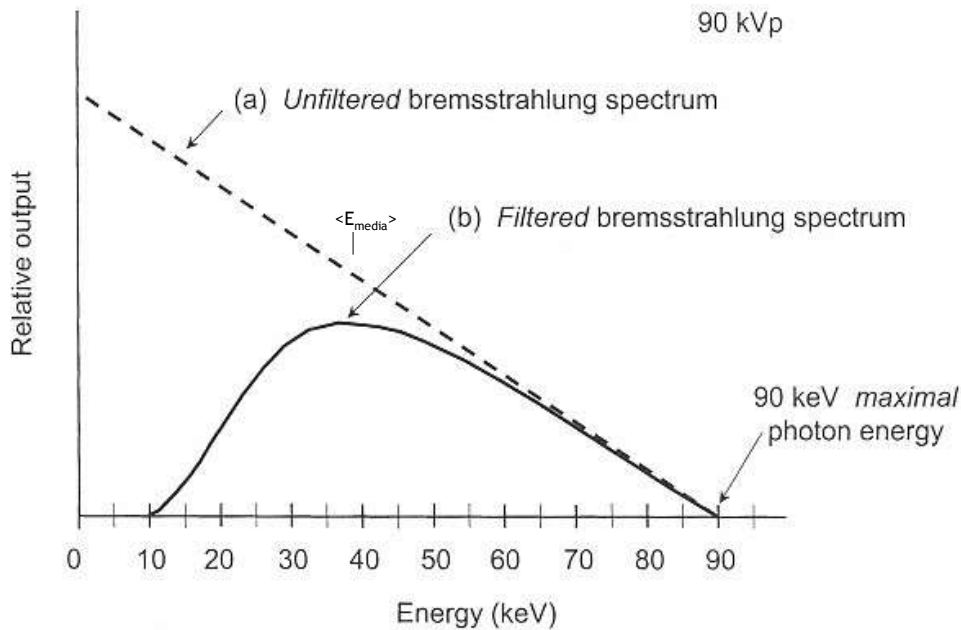
Es.: se $V = 100$ kV, $E_{max} = 100$ keV

- raggi X più energetici emessi da elettroni che passano più vicini al nucleo

Tubo radiogeno

Spettro della radiazione di frenamento

Componente a bassa energia, non utile per la formazione dell'immagine, filtrata per ridurre dose al paziente



Spettro continuo

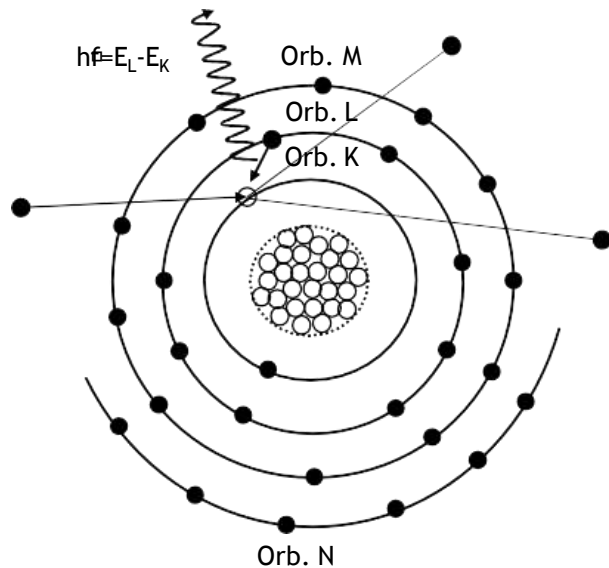
- valori piccoli dell'energia più probabili

$$\langle E \rangle \sim E_{\text{max}}/3$$

- raggi X più energetici emessi da elettroni che passano più vicini al nucleo

Tubo radiogeno

Produzione dei raggi X: radiazione caratteristica



- raggi X prodotti quando un elettrone rimosso dalla sua orbita per interazione con l'elettrone proiettile viene sostituito da un elettrone di un orbitale più esterno
- *buco elettronico* riempito da elettroni dell'orbitale immediatamente successivo
- meno probabile transizioni da un orbitale più lontano
- soltanto la rimozione di elettroni a livello dell'orbitale K di elementi dotati di elevato numero atomico è in grado di generare raggi X energetici, utili in radiologia diagnostica

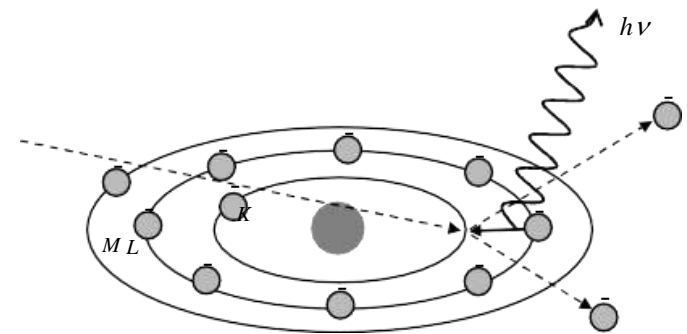
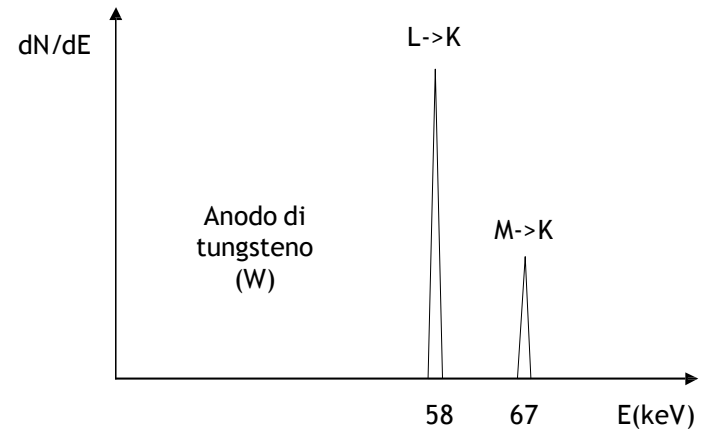
Tubo radiogeno

Spettro della radiazione caratteristica

- L'energia dei raggi X emessi è uguale alla differenza delle energie degli orbitali
- $$E = hf = E_n - E_m$$
- Spettro discontinuo, a righe
 - L'elettrone proiettile deve avere energia superiore a quella di legame dell'elettrone k
 - L'energia dei raggi X caratteristici non è modificabile

Nel W l'energia di legame del livello K è 69.53 keV; per produrre raggi X caratteristici sono necessari elettroni proiettile di almeno 70 keV, cioè ddp tra anodo e catodo di 70 kV

Con ddp di ~120kV, circa il 15% del fascio sono RX caratteristici

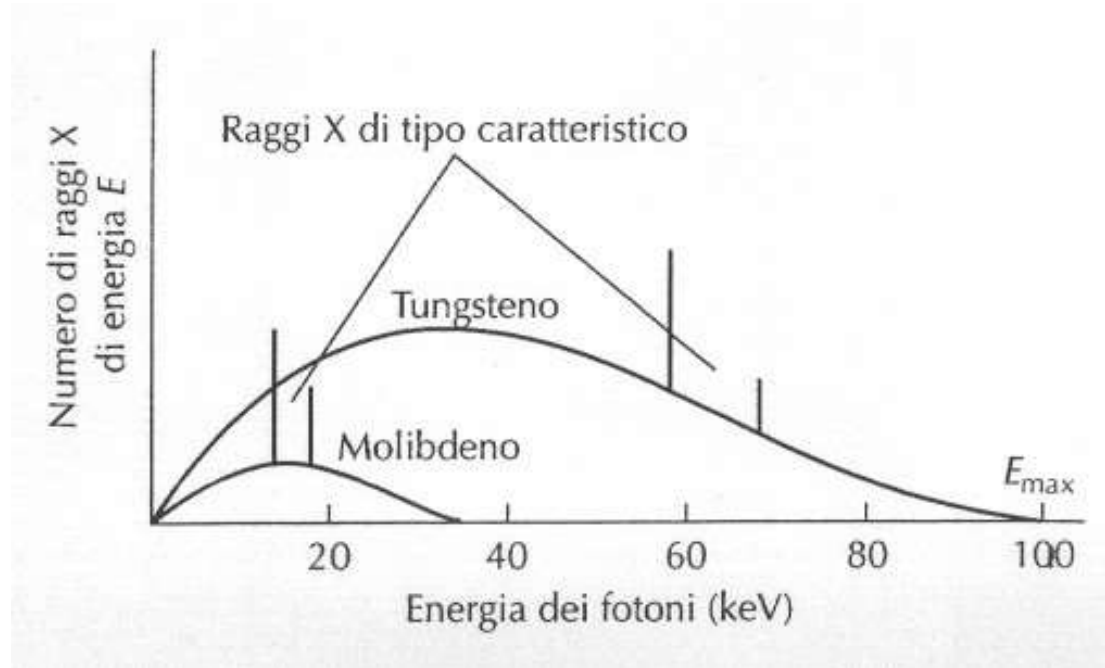


Tubo radiogeno

Spettro dei raggi X

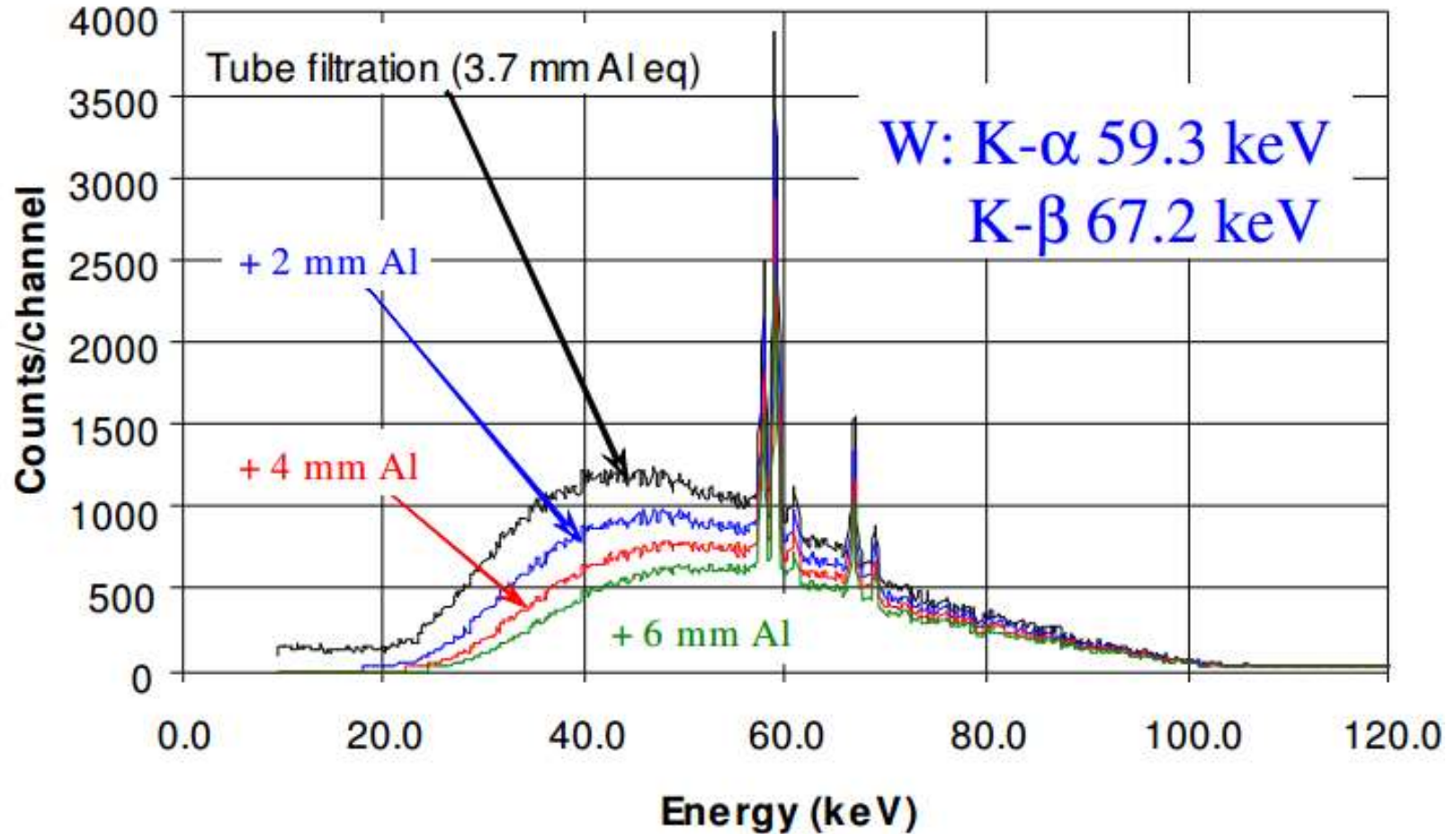
Materiali anodici diversi producono:

- righe caratteristiche diverse
- diversa quantità di X di bremsstrahlung
 - In diagnostica anodi di tungsteno (livelli energetici caratteristici: 58 e 67 keV)
 - In mammografia anodi di molibdeno (livelli energetici caratteristici: 17 e 19 keV).
 - Anche possibili anodi di rodio: 20 e 23 keV



Tubo radiogeno

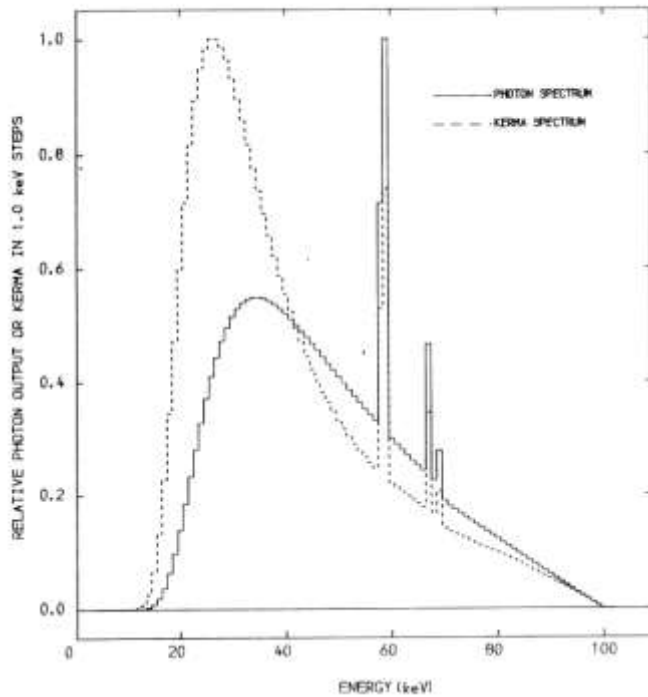
110kV RX Spectrum of W Anode



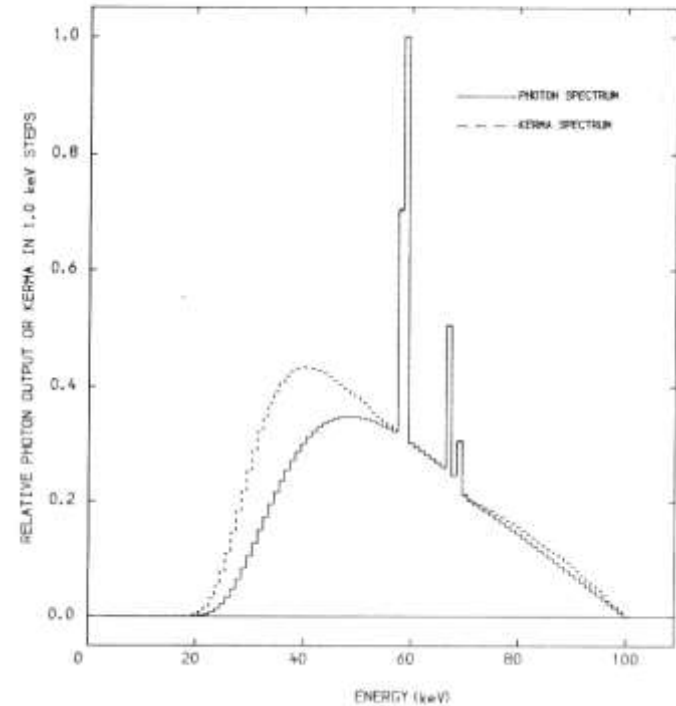
Tube radiogeno

Qualità del fascio

100 kV 2.0 mm AL
CONSTANT POTENTIAL 17° W TARGET



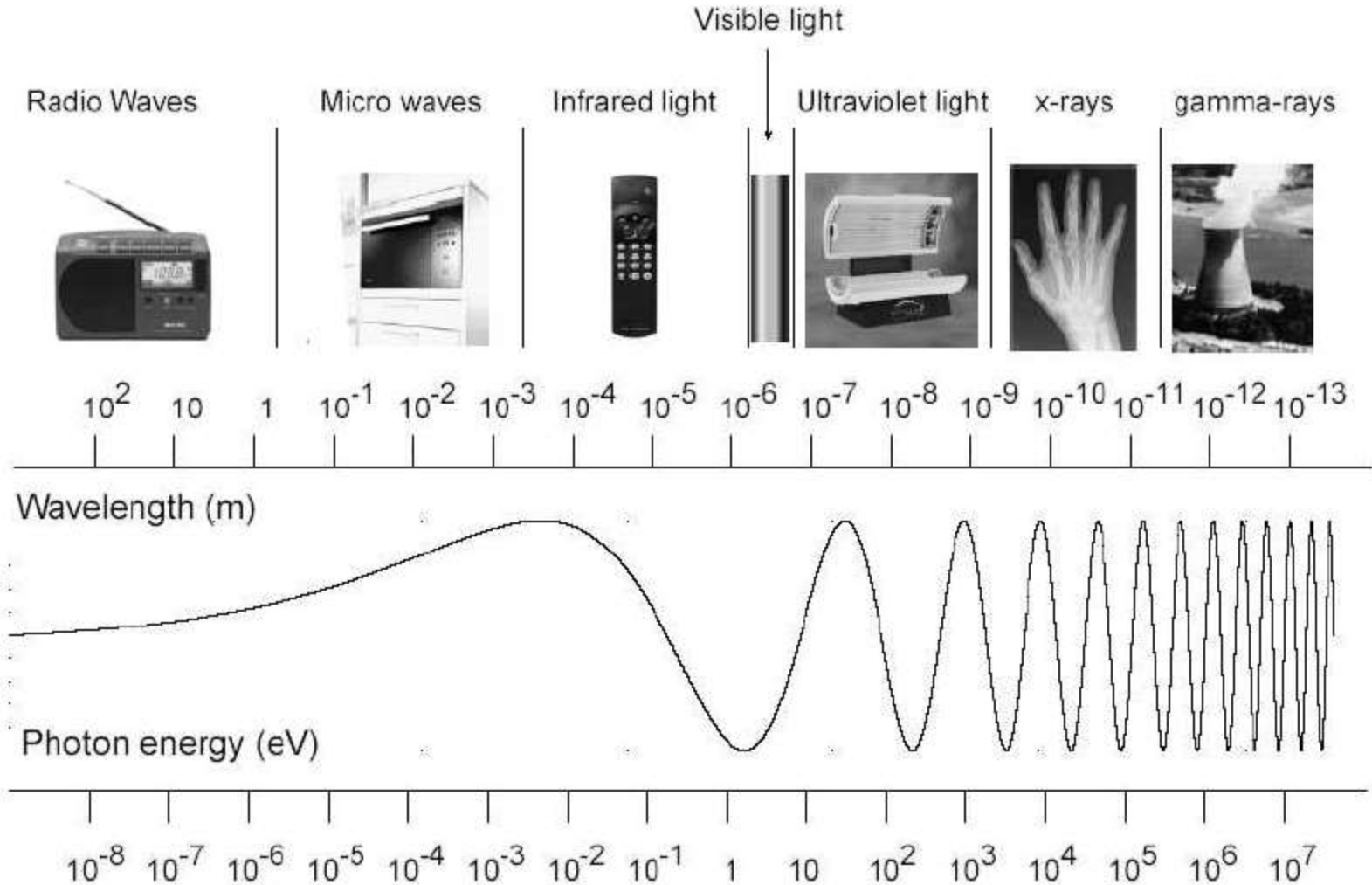
100 kV 0.25 mm Cu
CONSTANT POTENTIAL 17° W TARGET



– Energia efficace

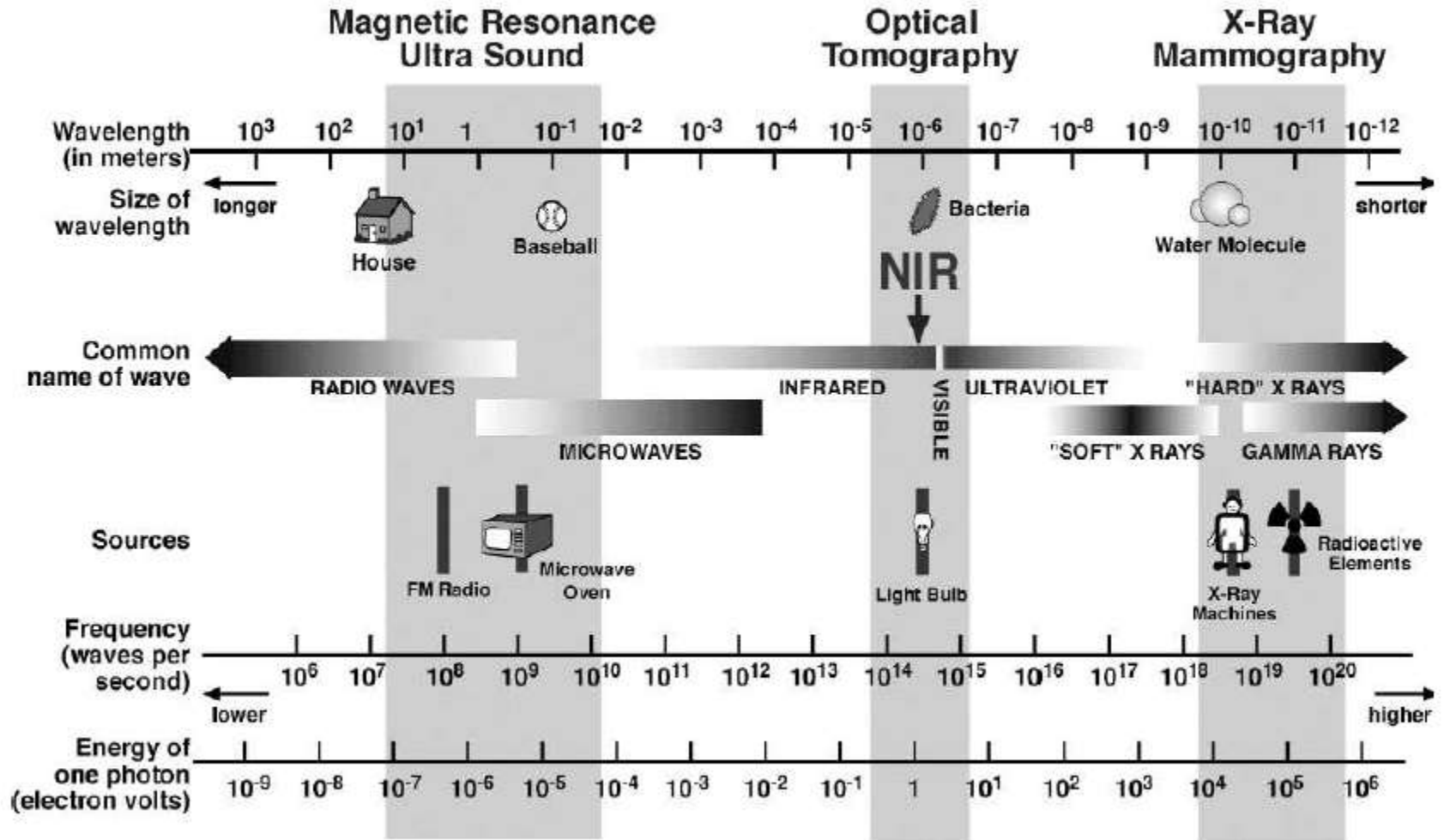
Tubo radiogeno

Spettro elettromagnetico



Tubo radiogeno

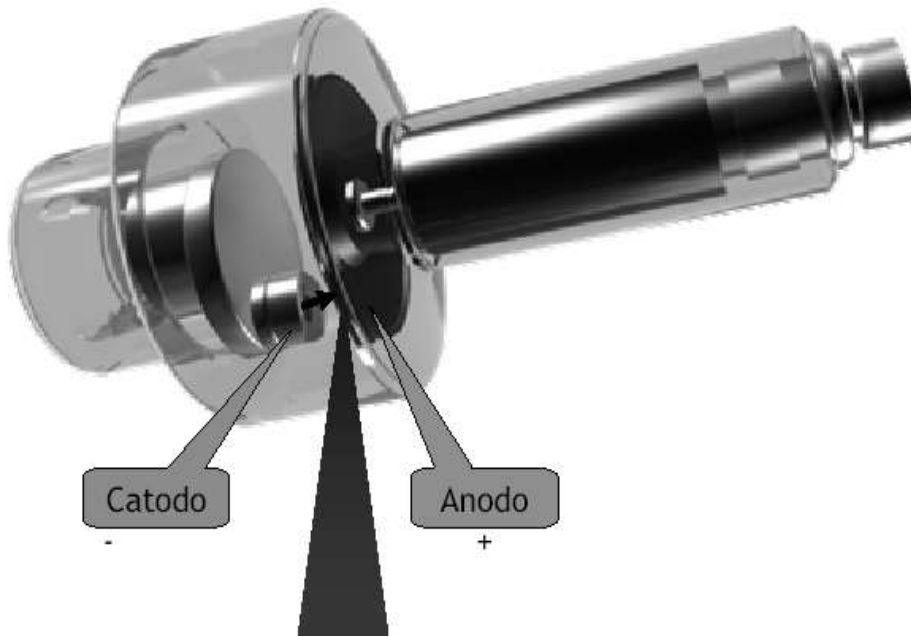
Spettro elettromagnetico e immagini mediche



Tubo radiogeno moderno

Due quantità importanti per il controllo dei raggi X emessi:

1. La corrente nel tubo (flusso di elettroni nel tubo, mA), proporzionale alla corrente nel catodo, che determina il numero di elettroni da esso emessi
2. La ddp o tensione (kV o kVp), che controlla l'energia acquistata dagli elettroni nel passaggio catodo all'anodo



Parametri di controllo del fascio X

$ddp_{\text{anodo-catodo}}$ (kVp):	$\langle E \rangle$, E_{max} , Intensità
I_{catodo} (mA):	Intensità

➤ Qualità

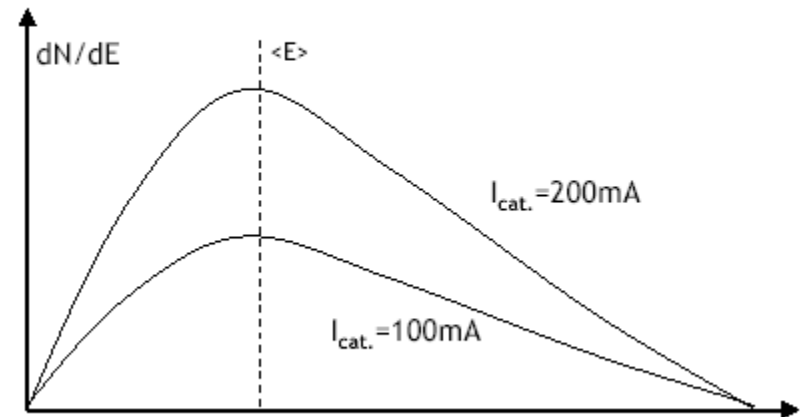
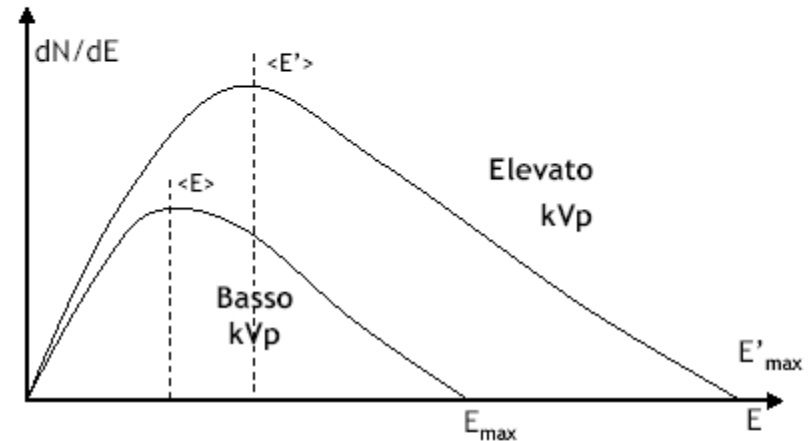
capacità di penetrazione del fascio, legata alla energia media del fascio (~energia massima nello spettro).

Parametro di controllo: *ddp tra anodo e catodo*, kVp. Tipici valori 80-150 kV (o kVp)

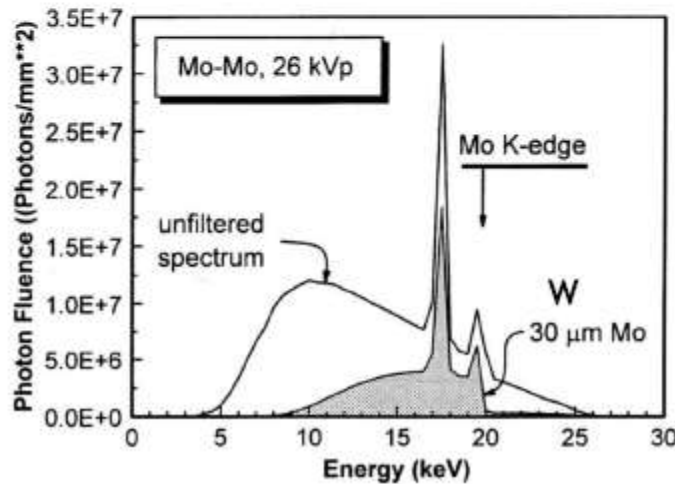
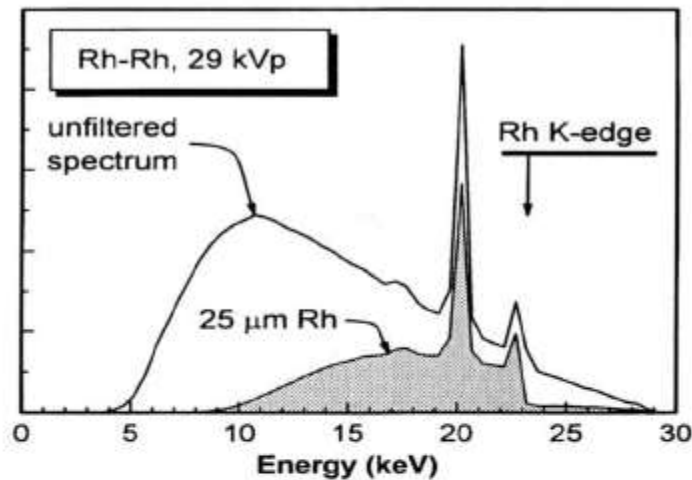
➤ Quantità o intensità

numero di fotoni X, quindi intensità del fascio. Indicata dall'area della curva dello spettro. Dipende dal numero di elettroni emessi dal catodo e dalla loro energia (la produzione di RX aumenta con l'energia degli elettroni proiettili).

Parametro di controllo: *corrente nel tubo radiogeno*, mA (tipici valori sono nel range 6-100 mA) e *ddp*.



Filtraggio del fascio X



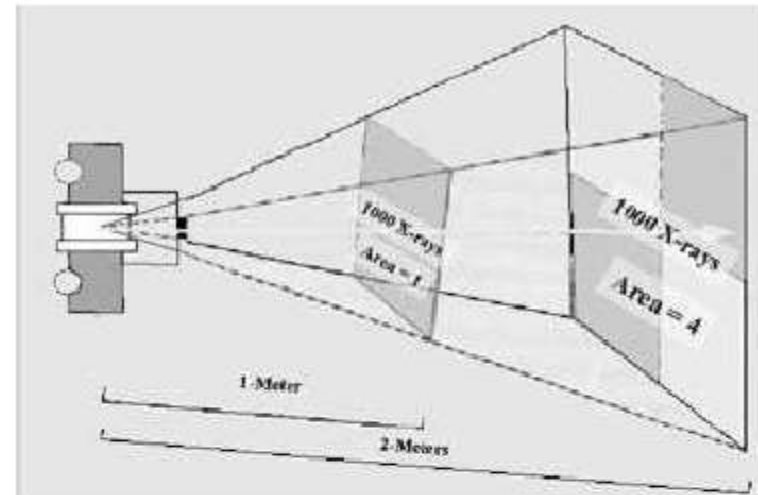
- Rimozione della componente a bassa energia tramite sottili lamelle di alluminio o di altri metalli posizionate al livello della finestra d'uscita del tubo radiogeno
- Rimuove in maniera selettiva una maggiore quantità di raggi X a basso livello energetico piuttosto che ad alto livello energetico
- Rx a bassa energia non utili per la formazione dell'immagine, ma dannosi per il paziente
- Non determina cambiamenti dell'energia massima del fascio né della posizione della radiazione caratteristica, cambia però l'energia media

Inverso del quadrato della distanza

- L'intensità del fascio di raggi X emesso da un tubo radiogeno segue la legge dell'inverso del quadrato della distanza:

$$I_B = I_A \left(\frac{d_A}{d_B} \right)^2$$

- Raddoppiano la distanza dal tubo, l'intensità del fascio diminuisce di un fattore 4
- Dimezzando la distanza il livello di radiazione aumenta di un fattore
- L'applicazione intelligente della legge dell'inverso del quadrato può produrre una riduzione significativa nell'esposizione alla radiazione sia del paziente che dell'operatore.



Distanza 1 metro: 1000 raggi X passano attraverso un'area unitaria. La quantità di raggi X per area unitaria è 1000.

Distanza 2 metri: con l'aumentare della distanza il fascio diverge su un'area 4 volte maggiore di quella di prima. Gli stessi 1000 raggi X sono uniformemente distribuiti sulla nuova area (4 volte quella di prima). Quindi la quantità di raggi X per area unitaria è ora 250 ovvero 1/4 della quantità originaria. L'esposizione risultante è 4 volte minore.

Interazione dei raggi X

I raggi X che attraversano un bersaglio (paziente o qualsiasi altro materiale) possono essere

assorbiti, diffusi o trasmessi

➤ *Assorbimento*

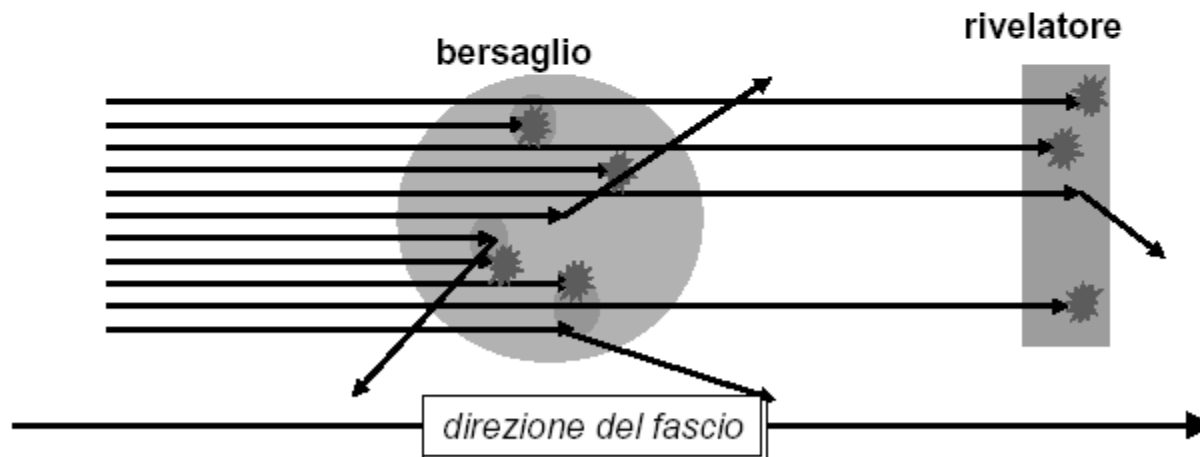
il fotone sparisce e tutta la sua energia è trasferita al paziente

➤ *Diffusione*

il fotone è deflesso e può trasferire o no parte della sua energia al bersaglio (*scattering* elastico o anelastico rispettivamente)

➤ *Trasmissione*

i raggi X attraversano il paziente senza interazioni



➤ *La radiazione in uscita è costituita da raggi X trasmessi e diffusi*

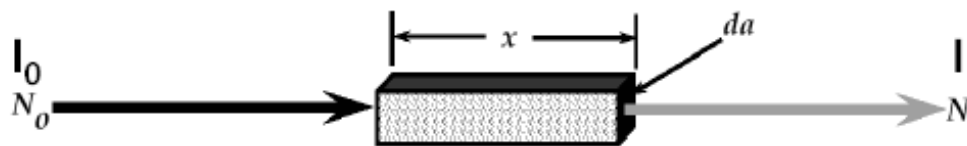
Attenuazione dei raggi X

➤ Attenuazione

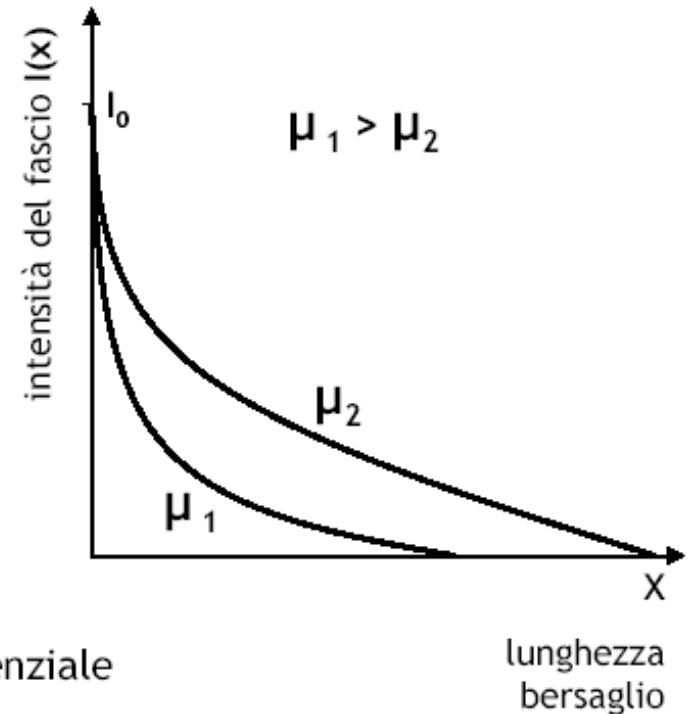
assorbimento e -eventualmente diffusione rimuovono fotoni dal fascio e quindi riducono l'intensità del fascio.

L'attenuazione si ha quando vi è rilascio totale o parziale di energia dei fotoni nel bersaglio

➤ Coefficiente di attenuazione lineare μ [cm^{-1}]



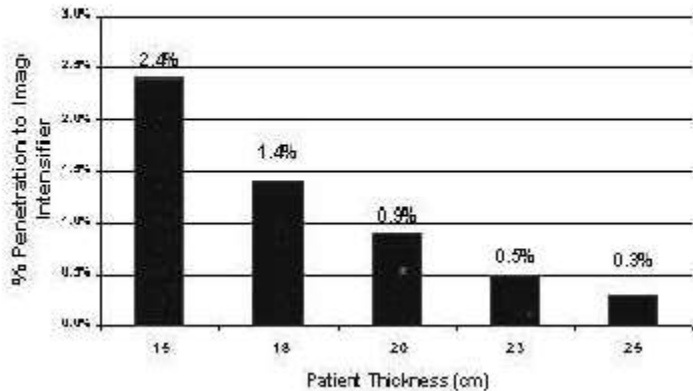
$$I(x) = I_0 e^{-\mu \cdot x} \quad \Leftrightarrow \quad N(x) = N_0 e^{-\mu \cdot x}$$



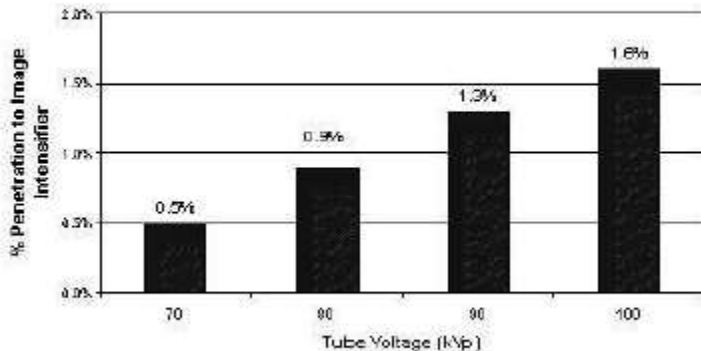
- più è grande μ più il fascio di raggi X è attenuato
- L'attenuazione dei raggi X segue una legge esponenziale
- Meno del 5% della radiazione incidente attraversa il paziente

Interazione/attenuazione: riassunto

X-Ray Penetration Vs Patient Thickness
80 kVp Tube Voltage



X-Ray Penetration Vs Tube Voltage
20-cm Thick Patient



L'entità dell'attenuazione di un fascio di raggi X nel paziente dipende da:

➤ *Energia dei raggi X*

I raggi X di energia più elevata (minore lunghezza d'onda) hanno maggiore capacità di penetrazione

➤ *Spessore di tessuto*

Maggiore spessore significa maggiore attenuazione per assorbimento e/o attenuazione. I fattori di esposizione tecnica (kVp e mA) possono essere impostati in modo da compensare diversi spessori di tessuto

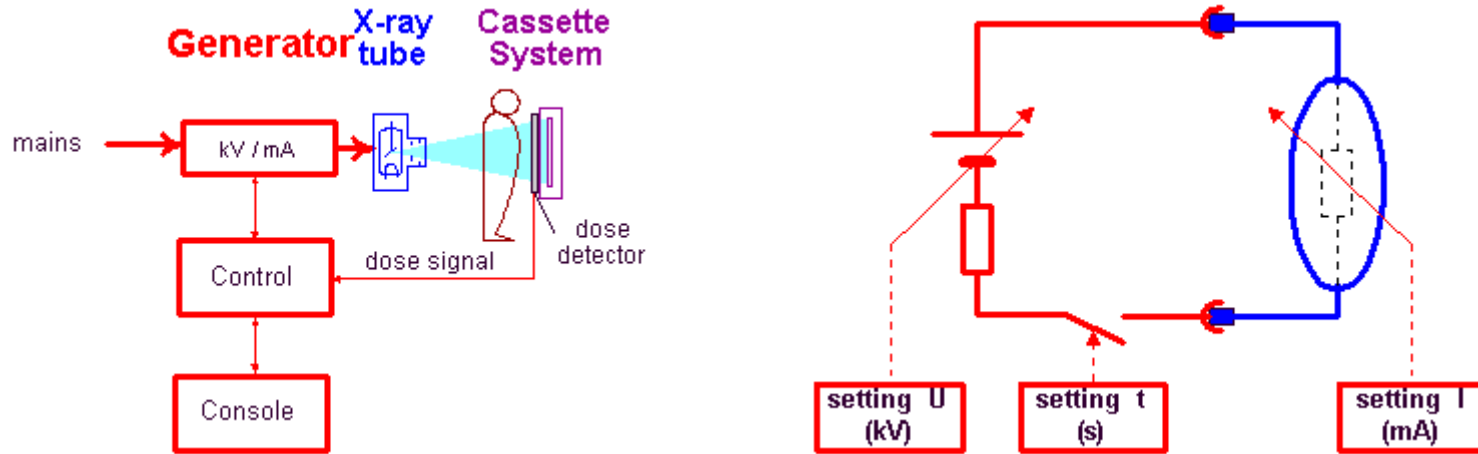
➤ *Densità del tessuto (g/cm^3)*

L'attenuazione è maggiore nei tessuti più densi. All'interno del corpo umano l'aria e gli altri gas hanno la minore densità. Le ossa sono più dense dei muscoli che sono più densi del tessuto adiposo.

➤ *Numero atomico Z*

Maggiore numero atomico → maggiore attenuazione

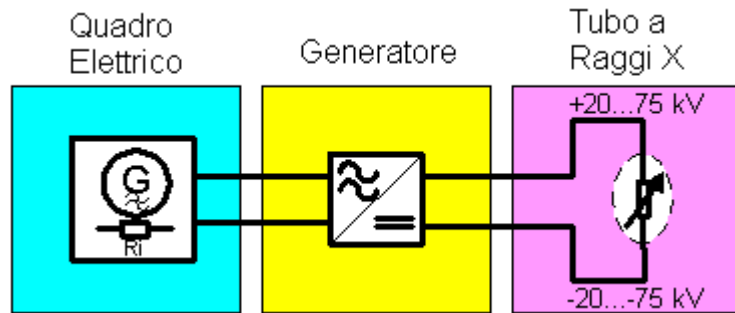
Generatore



Il generatore trasferisce potenza elettrica al tubo a raggi-x

- Dalla console di comando si impostano
 - V (kV) *tensione acceleratrice degli elettroni*
 - I (mA) *corrente, flusso di elettroni*
 - t (ms) *start e stop dell'esposizione*
 - *Il prodotto t (ms) e I (mA) costituisce la carica Q (mAs)*

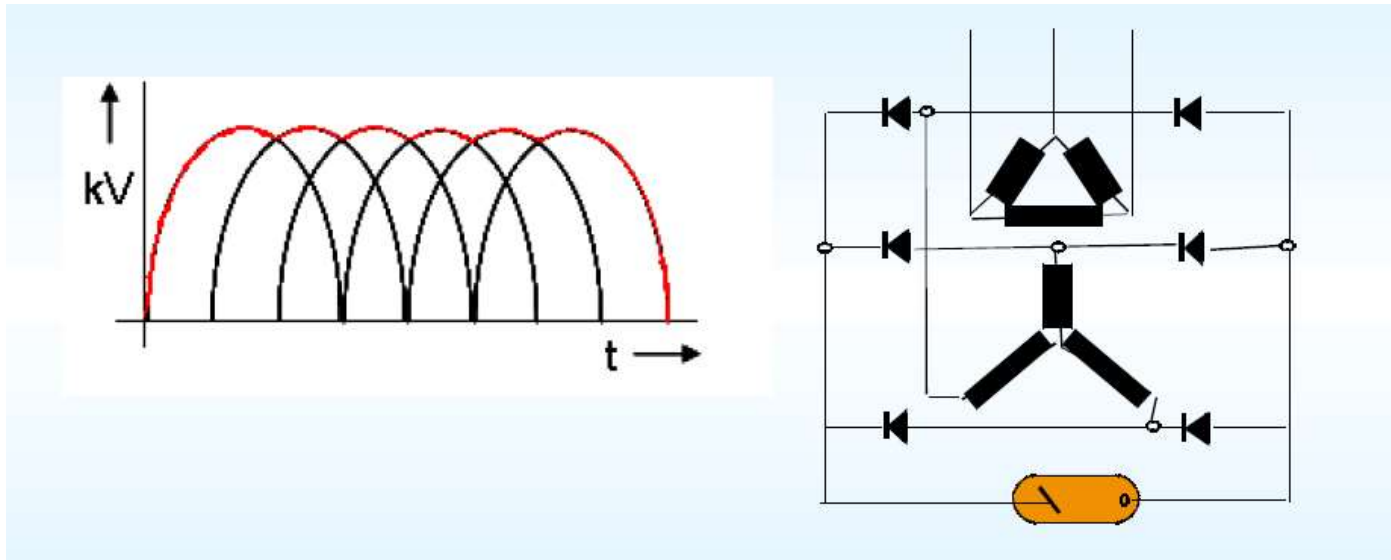
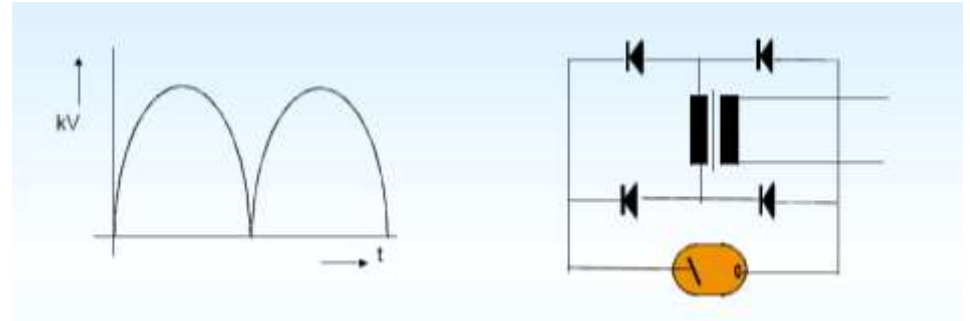
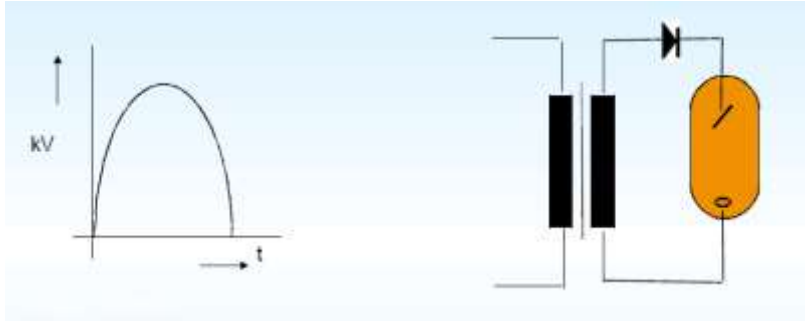
Generatore



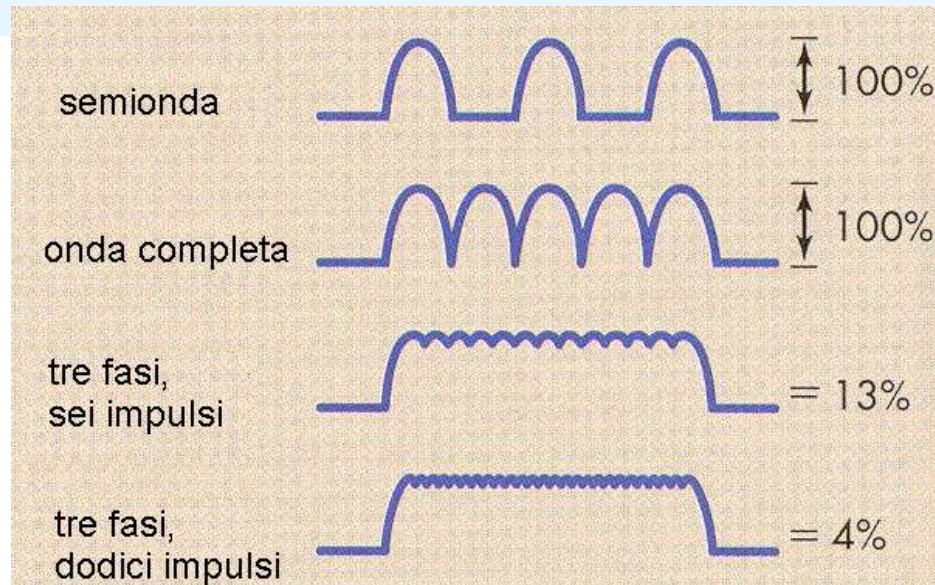
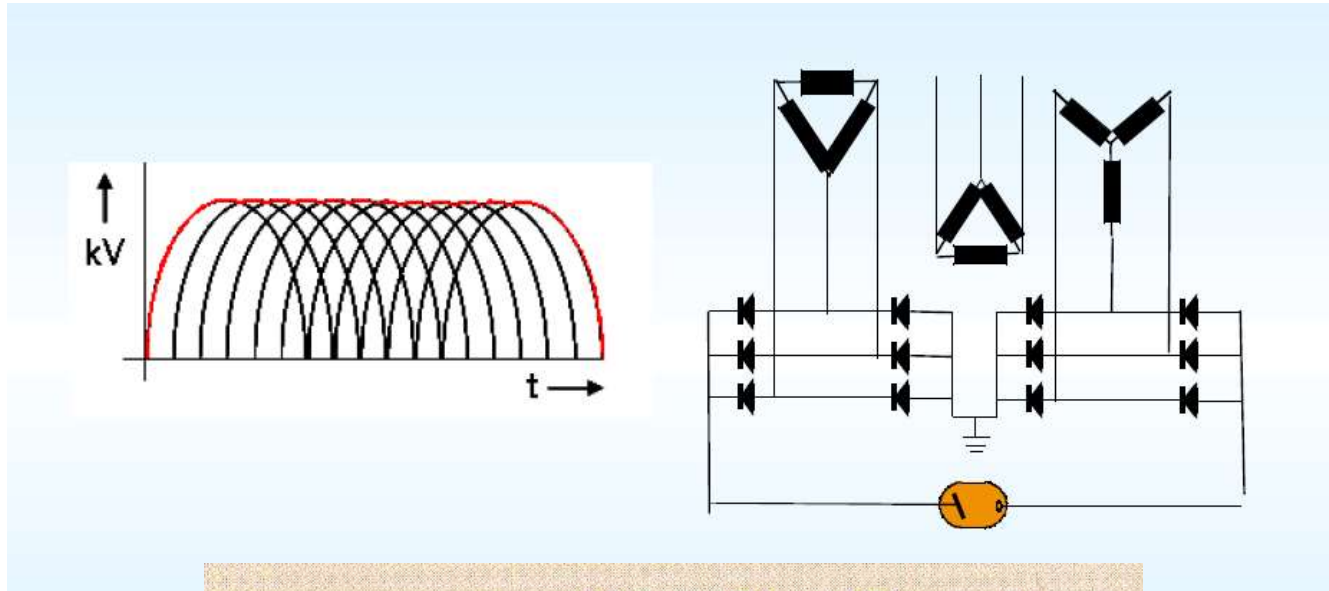
Il Generatore è un convertitore di tensione che:

- Trasforma la tensione di alimentazione in Alta Tensione
- Raddrizza l'Alta Tensione in Tensione Continua
- Controlla l'Alta Tensione impostata fra i valori di 40 KV e 150 KV
 - *continua*
 - *costante*
- Trasformatore di Alta Tensione
- Circuito raddrizzatore

Generatore - raddrizzatori



Generatore - raddrizzatori



Rivelatori CR

Piastre a fosfori *fotostimolabili*

- ESPOSIZIONE
 - *intrappolamento dell'energia incidente sul rivelatore*
- LETTURA
 - *scansione delle piastre mediante fascio laser*
 - *diseccitazione, emissione luminosa, PMT*
- DIGITALIZZAZIONE - A/D
 - *conversione immagine latente in matrice numerica (immagine digitale)*



Rivelatori CR

Microelettronica dei cristalli - PRINCIPI FISICI

- CONDUTTORI (A): sovrapposizione tra banda di valenza e banda di conduzione



- CONDUTTORI (B): banda parzialmente occupata



- ISOLANTI: separazione tra banda di valenza e banda di conduzione (5-10 eV)



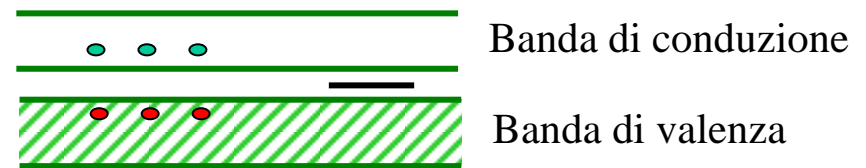
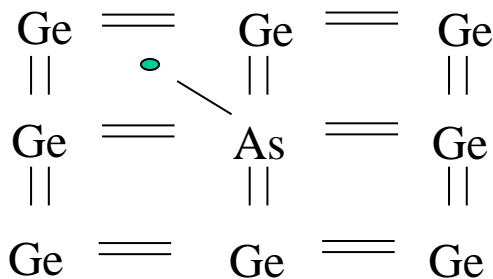
Rivelatori CR

Microelettronica dei cristalli - PRINCIPI FISICI

- SEMICONDUCTORI: limitata separazione tra banda di valenza e banda di conduzione (circa 1 eV)
 - possibilità di migrazione per effetti esterni di elettroni da banda di valenza a banda di conduzione
 - creazione di coppie elettrone-lacuna
 - Conduzione intrinseca



- DROGAGGIO: introduzione di impurezze nel cristallo

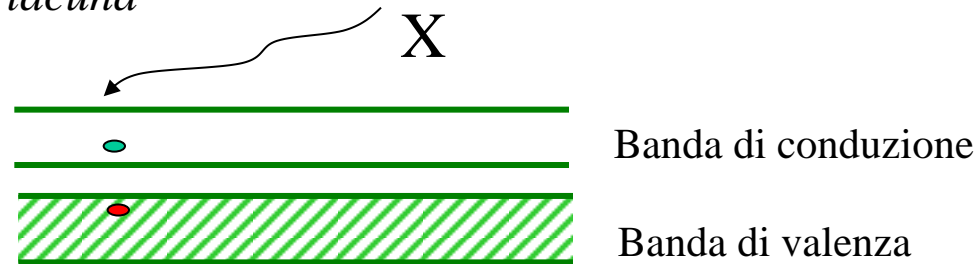


- Livelli relativi all'impurezza presenti in banda proibita

Rivelatori CR

Interazione RX – semiconduttore

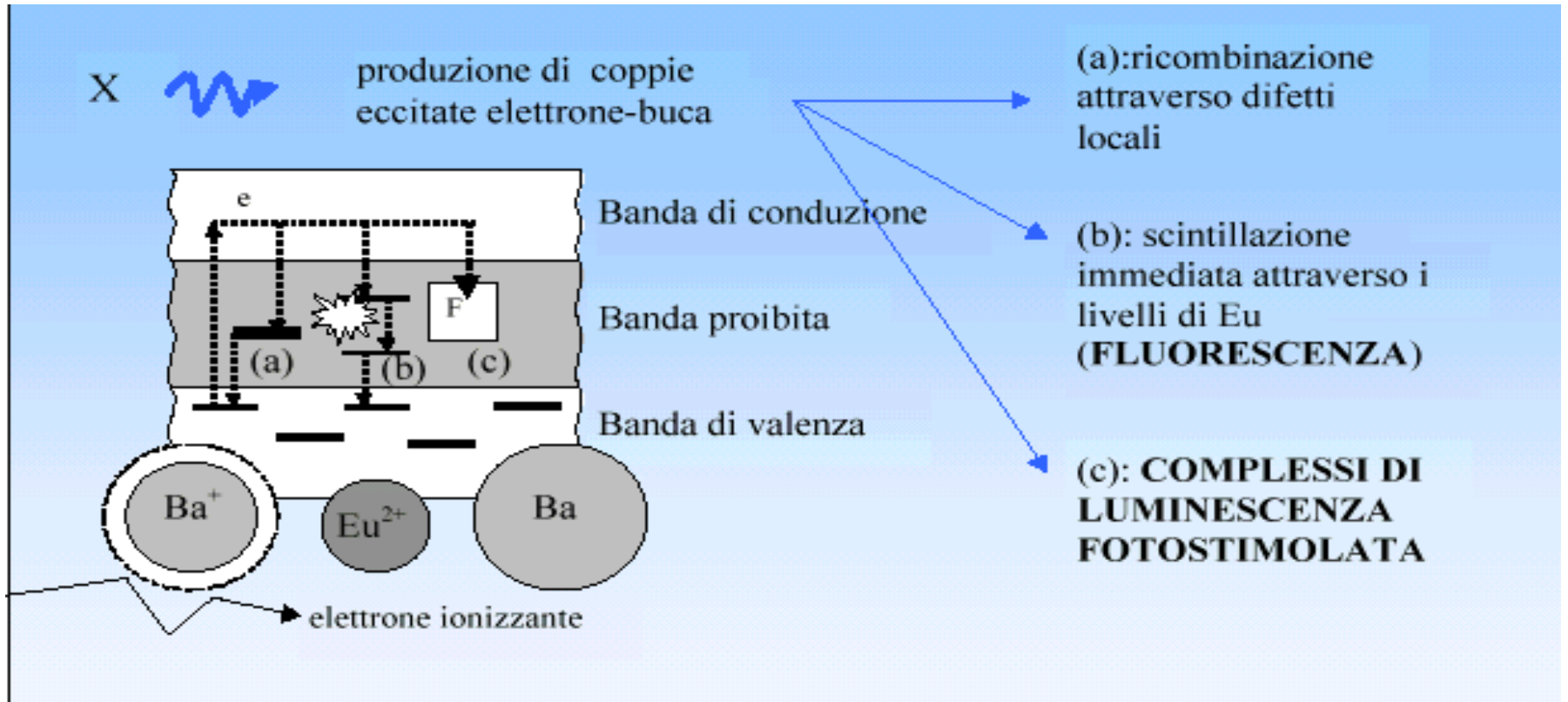
- RX rilasciano energia nel cristallo
 - Elettrone dalla banda di valenza passa alla banda di conduzione
 - Produzione di una lacuna in banda di valenza
 - *Coppia elettrone lacuna*



- Drogaggio, presenza di impurezze
 - Livelli in banda proibita
 - Effetti diversi sull'evoluzione della coppia elettrone lacuna

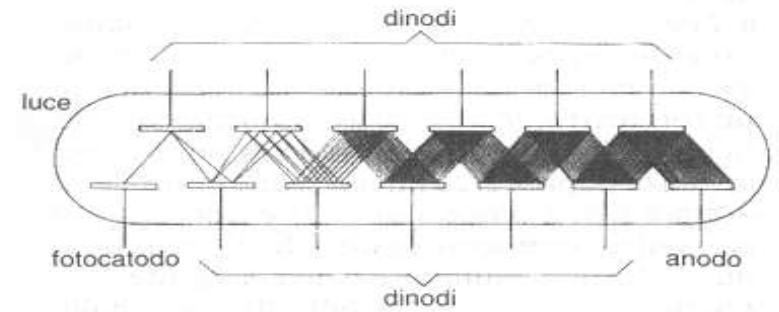
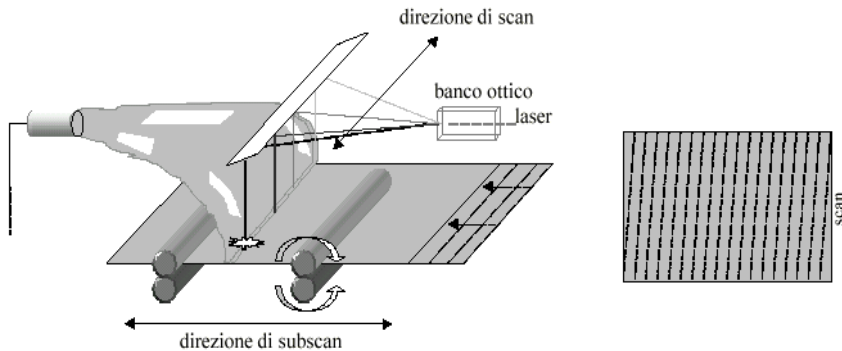
Rivelatori CR

Processi



Lettura dei rivelatori CR

- MECCANISMO DI SCANSIONE



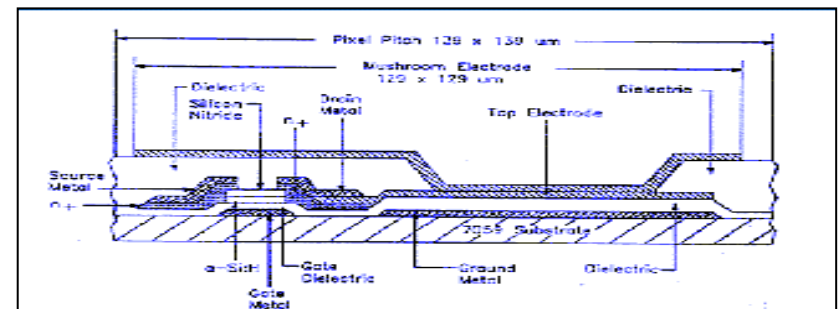
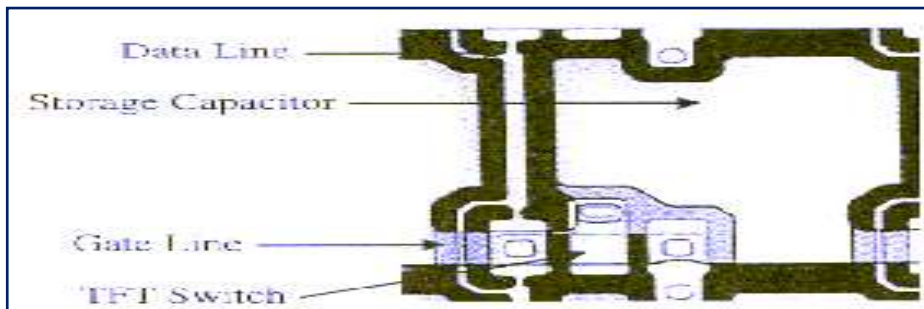
Schema di funzionamento di un fotomoltiplicatore.

- RIVELAZIONE E CONVERSIONE DEL SEGNALE

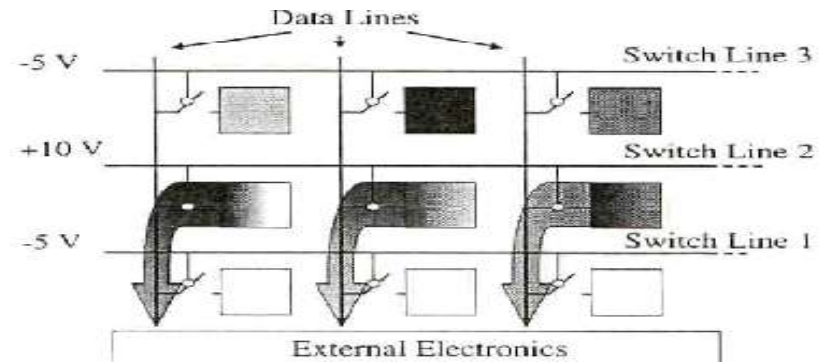
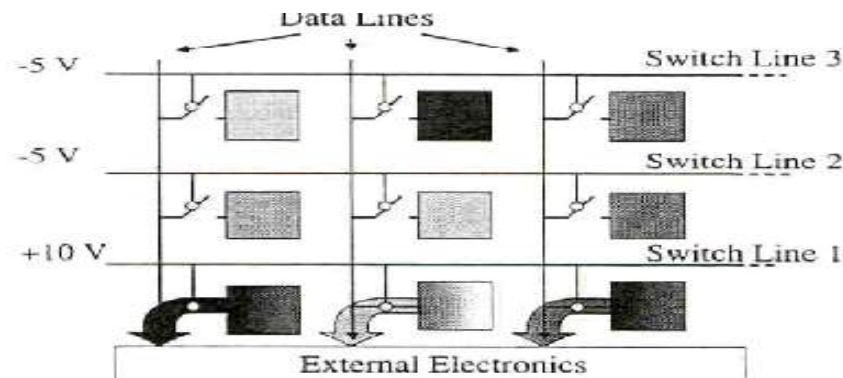
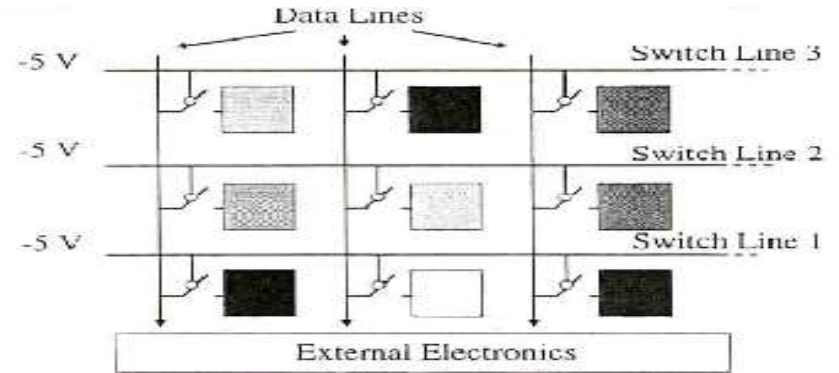
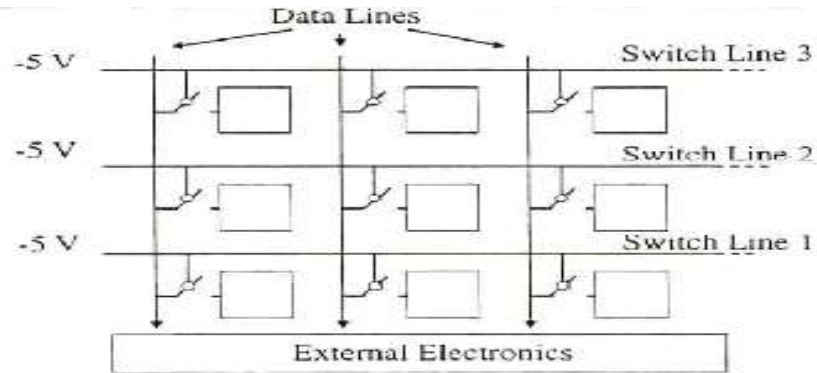
- Laser che diseccita lo stato metastabile dell'elettrone
- Salto elettronico, emissione di un fotone luminoso
- La luce emessa viene convogliata da un sistema ottico
- Photo Multiplier Tube (PMT) - regolazione del guadagno
- *Campionamento temporale del segnale in uscita*
- *Digitalizzazione*

Rivelatori DR

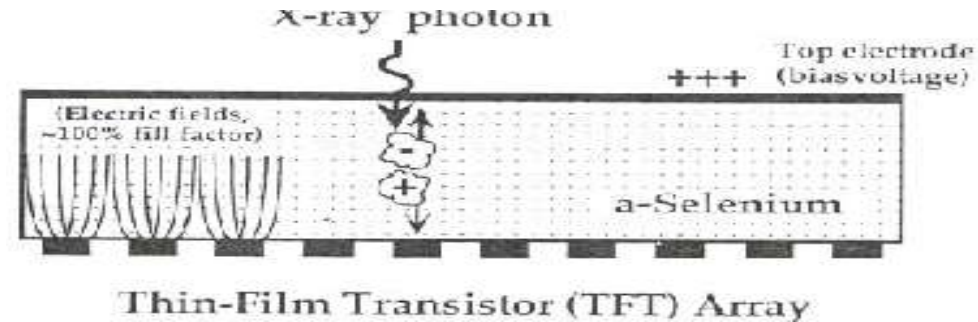
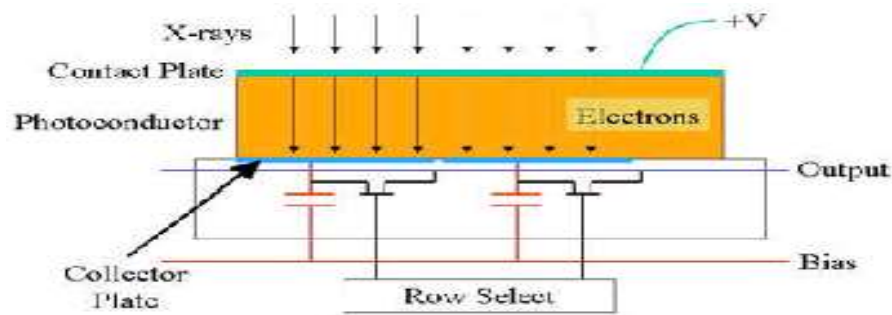
- aree estese di circuiti integrati
- matrici 2D di pixel
 - 100-200 mm di pitch
- pixel composto da
 - elemento sensing/storage
 - fotodiodi (luce)
 - capacitori (carica)
 - elemento switching
 - diodi o TFT
 - linee metalliche di controllo/connessione



Rivelatori DR



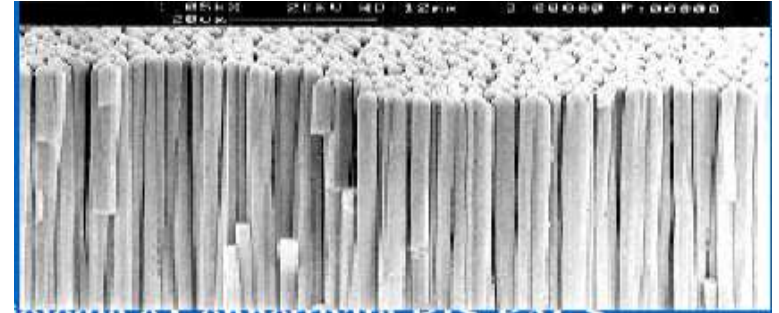
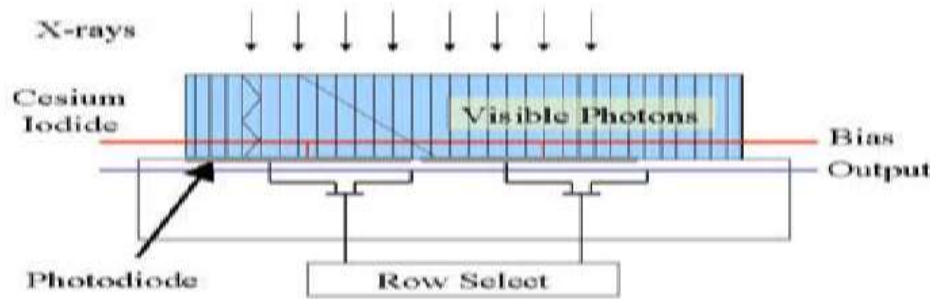
Rivelatori DR a conversione diretta *a-Se*



- ddp tra le superfici dello strato (5000 V)
- fotone X genera coppia elettrone-lacuna
- migrazione dei portatori di carica alle superfici
- cattura della carica da parte del collettore
- carica del condensatore

Rivelatori DR a conversione indiretta

Si



- Strato scintillante
 - CsI:Tl *Ioduro di Cesio attivato al Tallio*
- Giustapposizione di microcristalli aghiformi
 - diametro tipicamente di 6 μm , “guide di luce”
 - elevate efficienza di rivelazione e risoluzione spaziale
- Fotodiodi al Silicio nello strato inferiore

Radiologia Tradizionale

E' LA TECNICA DI INDAGINE RADIOLOGICA PIU' CONOSCIUTA E DI USO COMUNE PERMETTE DI EVIDENZIARE E DOCUMENTARE ORGANI ED APPARATI, FORNENDO INFORMAZIONI ESSENZIALI IN UN VASTO CAMPO DIAGNOSTICO E' INDISPENSABILE PER LA DETERMINAZIONE DI UN GRANDE NUMERO DI PATOLOGIE.



grafia



grafia



scopia

Apparecchio fisso

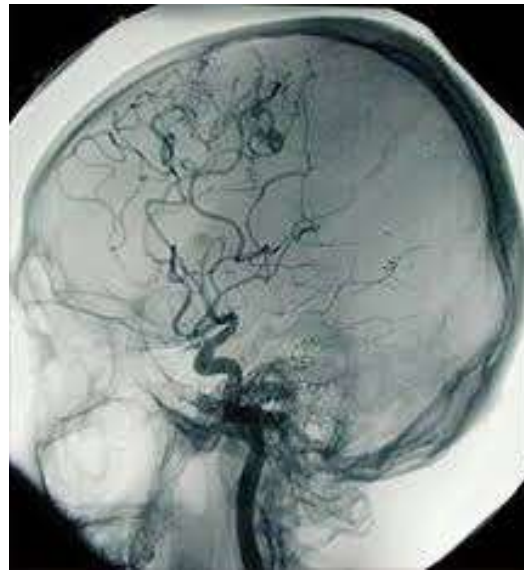
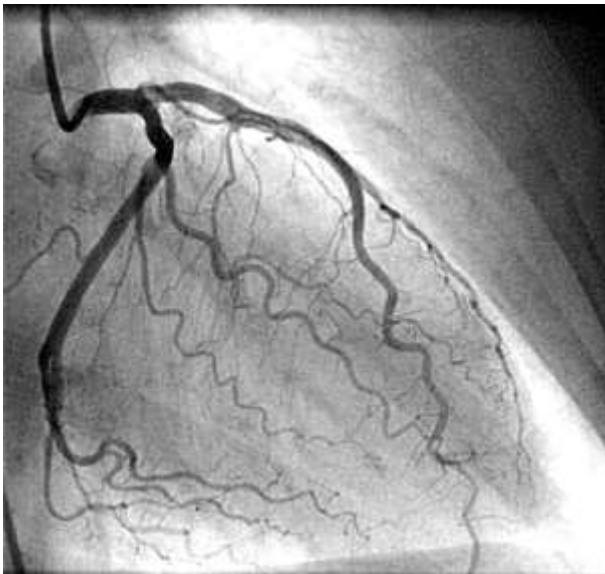


Apparecchi mobili



Angiografia

L'ANGIOGRAFIA E' UNA METODICA RADIOLOGICA INVASIVA, CHE CONSENTE DI STUDIARE L'APPARATO CARDIOVASCOLARE
PERMETTE TRA L'ALTRO DI RICONOSCERE RESTRINGIMENTI VASALI (STENOSI)
E CHIUDERE VASI APERTI

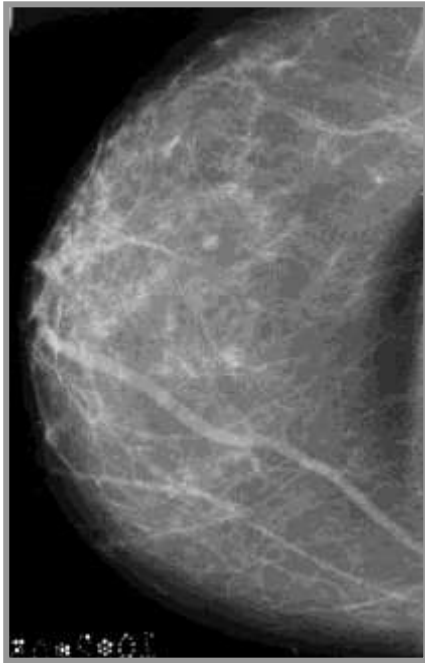


Angiografia



Mammografia

LA MAMMOGRAFIA E' UNA TECNICA DIAGNOSTICA CHE CONSENTE DI RILEVARE PRECOCEMENTE LA PRESENZA DI LESIONI MAMMARIE



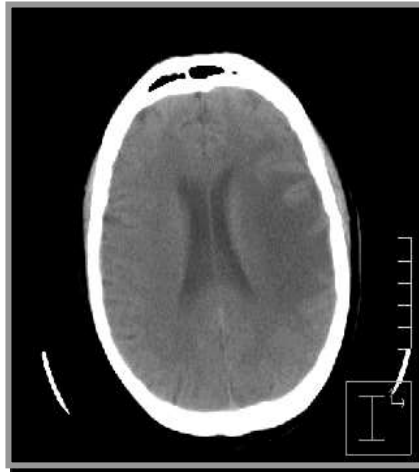
Radiologia dentale



Tomografia Assiale Computerizzata

PRIMA METODICA RADIOLOGICA A ESSERE DEFINITA DI “ALTA TECNOLOGIA”

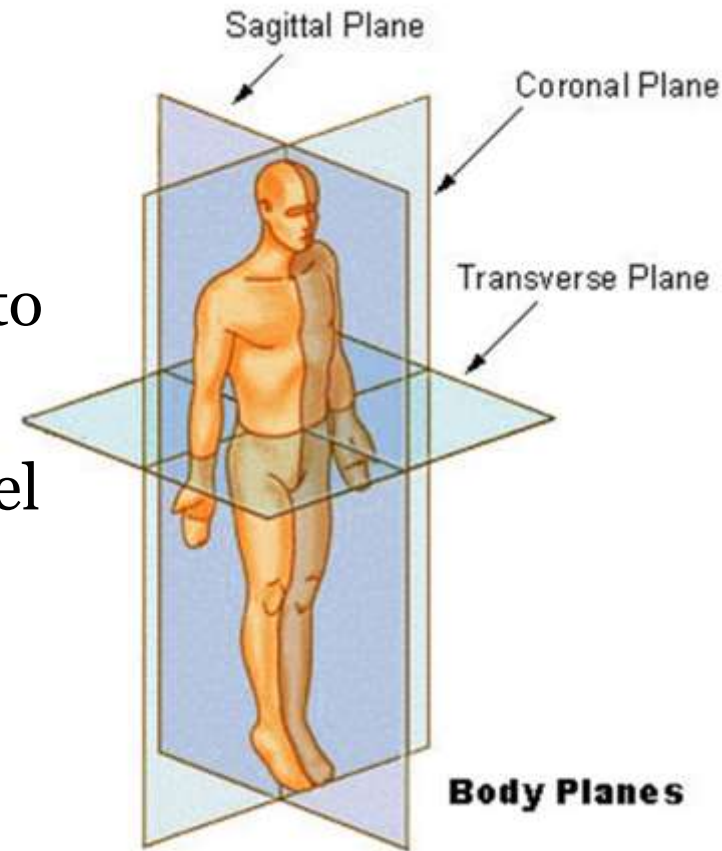
GRAZIE ALL’ EMISSIONE DI RAGGI X E ALLA RILEVAZIONE DI QUESTI PER MEZZO DI DETETTORI, E’ POSSIBILE ACQUISIRE IMMAGINI ASSIALI, ELEBORARLE CON SOFTWARE PARTICOLARI, E RICOSTRUIRLE SECONDO VARI PIANI



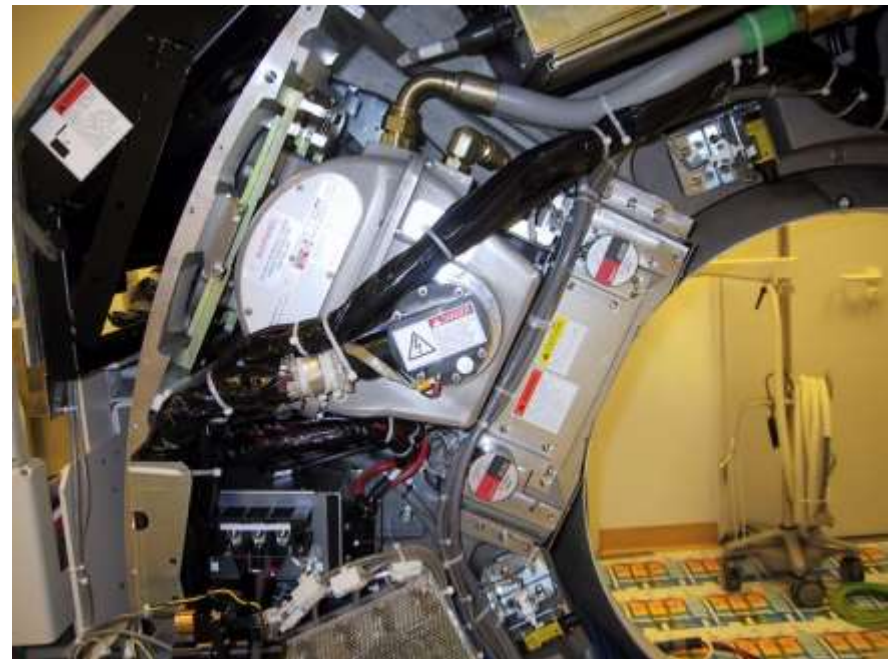
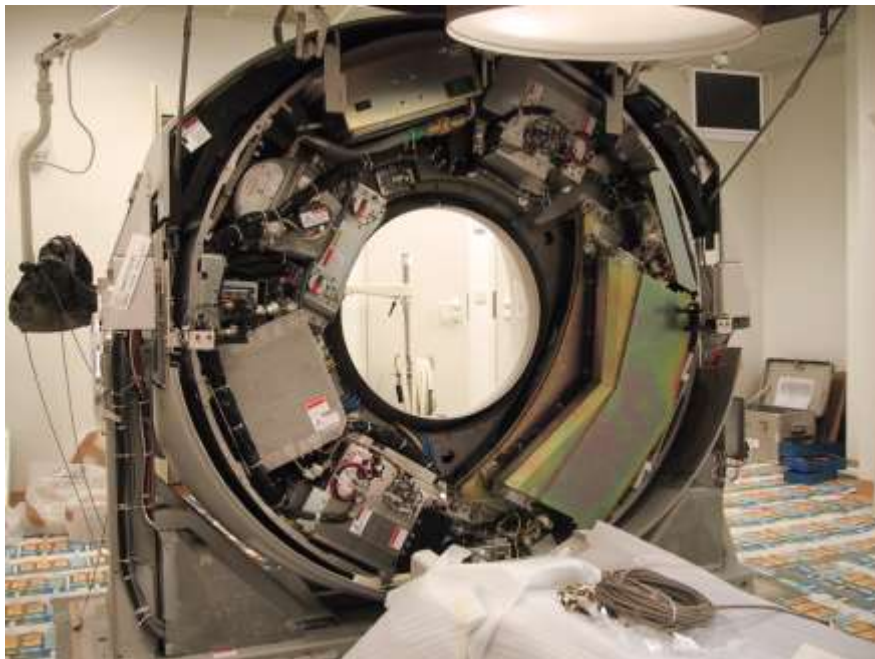
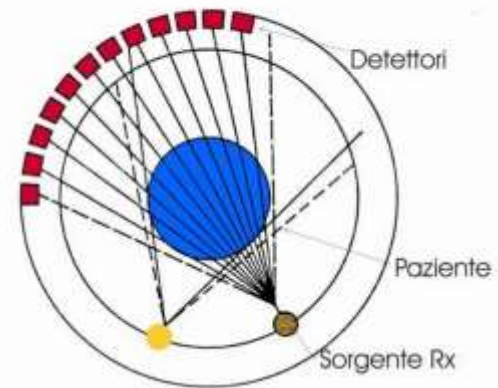
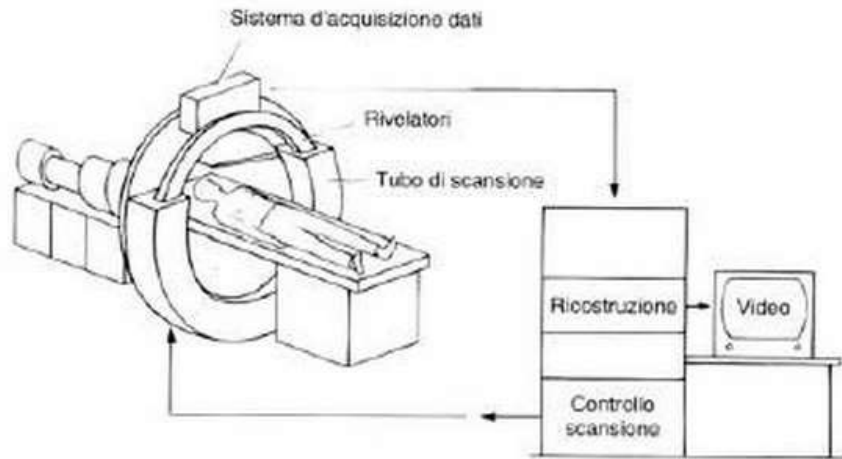
Tomografia Assiale Computerizzata

- Limiti della radiologia convenzionale
 - Sovrapposizione proiettiva delle strutture anatomiche
⇒ informazione sintetica
 - Scarsa risoluzione di contrasto

- La tomografia computerizzata è un procedimento radiografico digitalizzato che permette di rappresentare sezioni assiali o parassiali di spessore finito del corpo umano tramite immagini esenti da sovrapposizione di strutture, caratterizzate da elevatissima risoluzione contrastografica



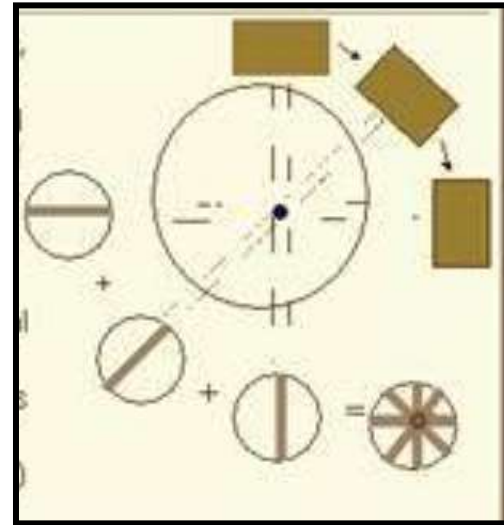
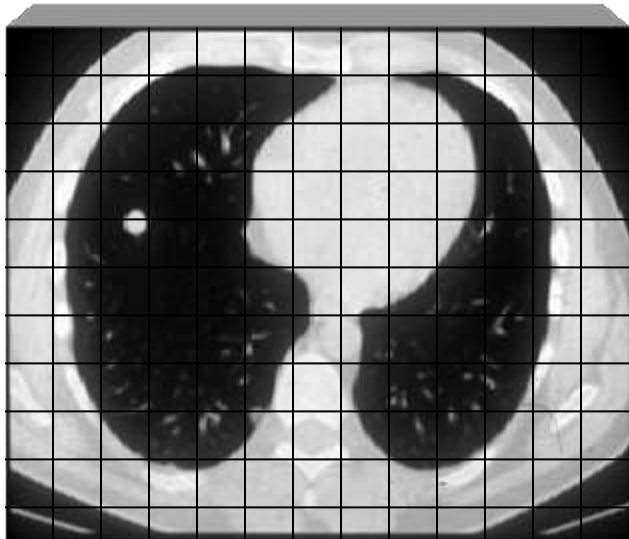
Tomografia Assiale Computerizzata



Tomografia Assiale Computerizzata

Procedimenti di calcolo per elaborare i dati

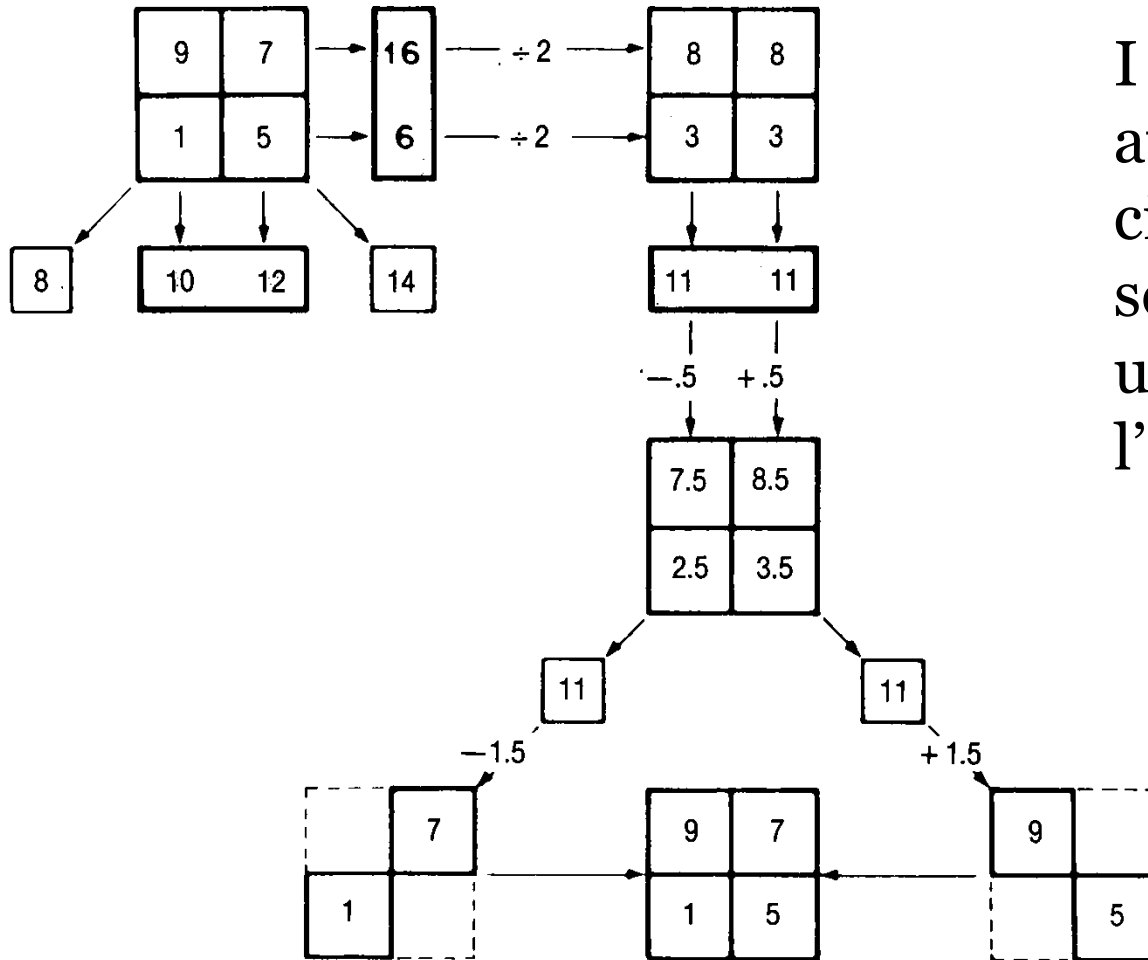
Nella ricostruzione dello strato, la sua superficie viene suddivisa in una **MATRICE** di elementi di dimensioni uniformi (**PIXEL**)



Per determinare i valori di attenuazione di ciascun pixel viene misurata l'attenuazione su differenti punti di vista lungo un arco di circonferenza

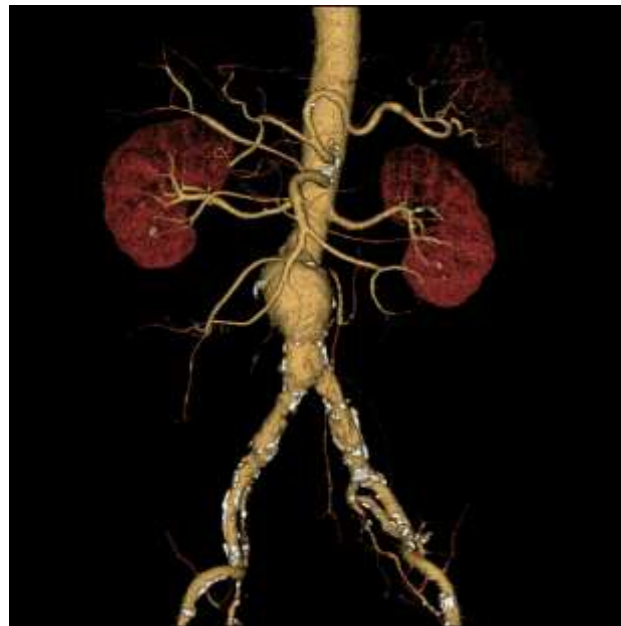
Tomografia Assiale Computerizzata

Ricostruzione delle immagini per iterazione

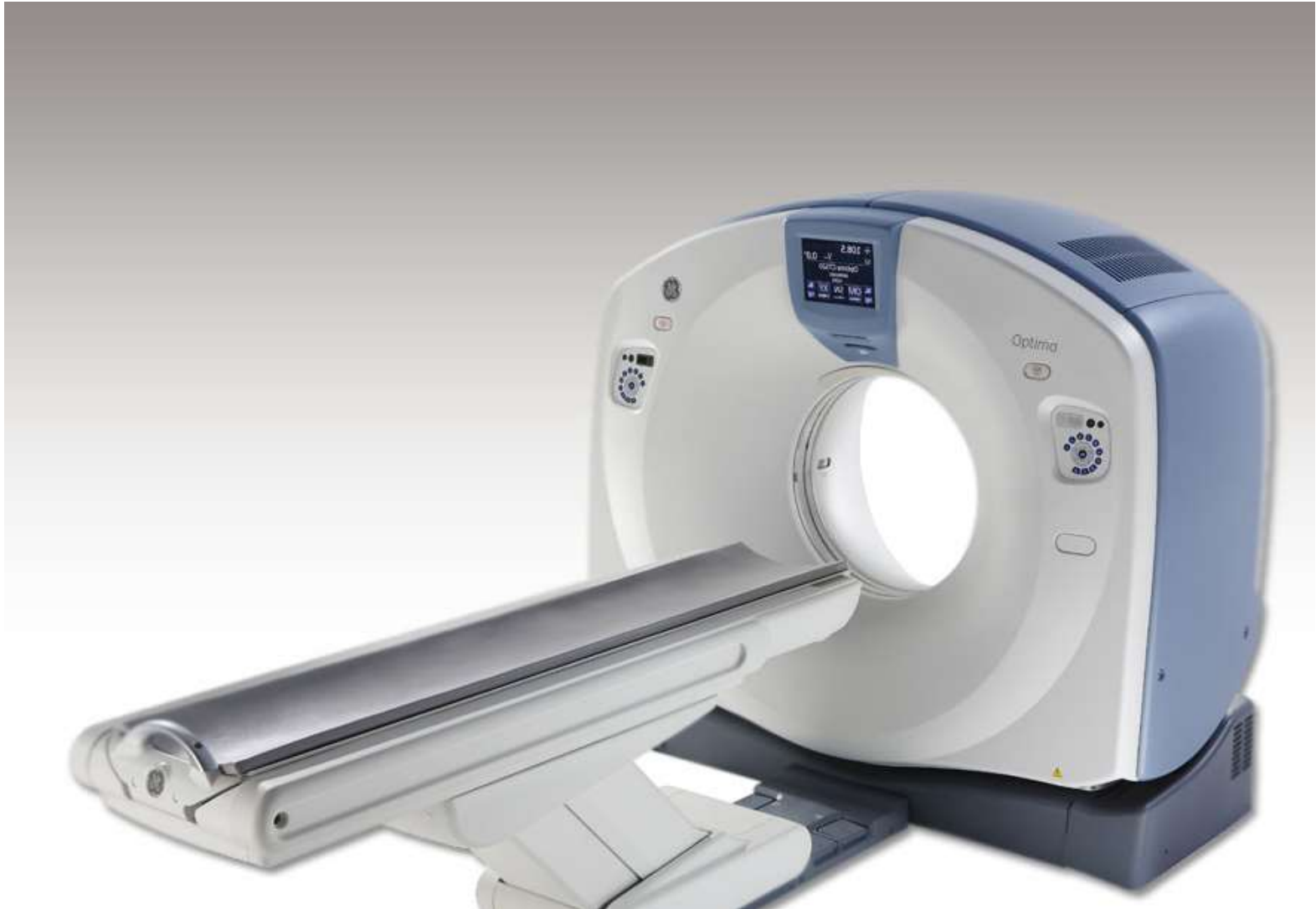


I valori di attenuazione di ciascun pixel sono trasferiti ad un computer per l'elaborazione

Tomografia Assiale Computerizzata



Tomografia Assiale Computerizzata



Risonanza Magnetica

- Il fenomeno fisico della risonanza si manifesta tutte le volte che un sistema atto a oscillare è sottoposto ad una serie d'impulsi di frequenza eguale ad una frequenza naturale d'oscillazione del sistema.

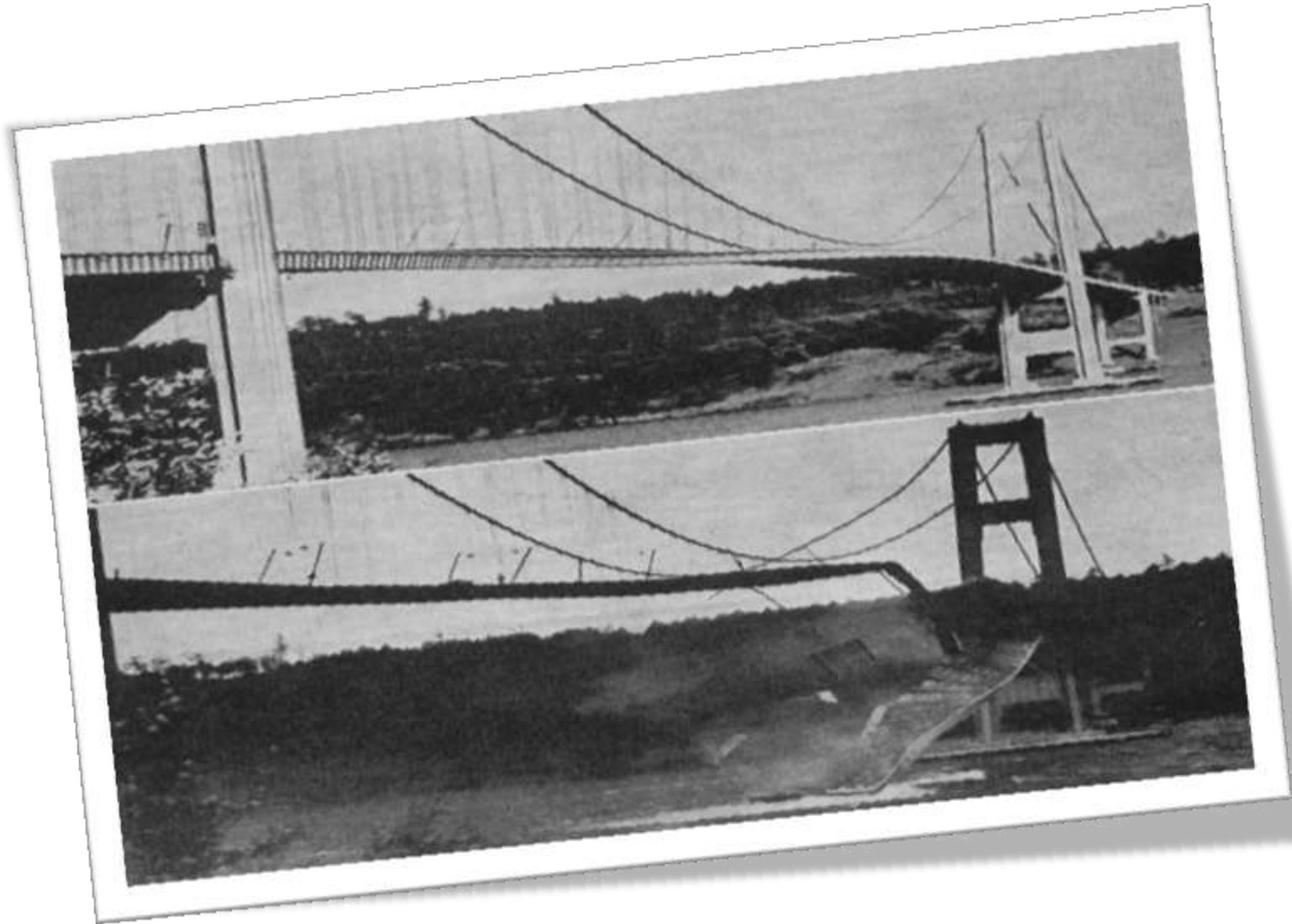


- In queste condizioni il sistema assorbe la massima energia dalla sorgente esterna e al termine degli impulsi torna alle condizioni di equilibrio iniziali

L'altalena



Ponte Tacoma (1940 - USA)



Risonanza Magnetica Nucleare

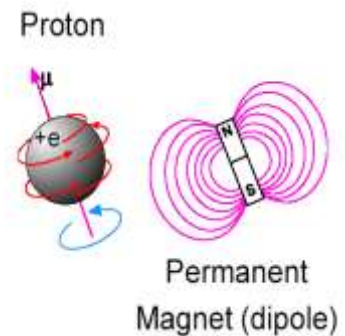
- Fenomeno in cui un'onda elettromagnetica a particolare frequenza è in grado di cedere energia in modo ottimale a un nucleo atomico
- L'energia assorbita viene rilasciata successivamente all'interruzione dell'onda elettromagnetica

Risonanza Magnetica Nucleare

- Un nucleo può essere descritto come un oggetto microscopico carico che ruota attorno al suo asse
 - *spin*, rotazione
- Cariche ruotanti generano un campo magnetico: il nucleo può essere pensato come un magnetino

$$\vec{\mu} = \gamma \cdot \vec{I}$$

I	=	momento angolare intrinseco (spin)
μ	=	momento magnetico intrinseco
γ	=	rapporto giromagnetico



- Ci interessa particolarmente il nucleo ^1H (protone)

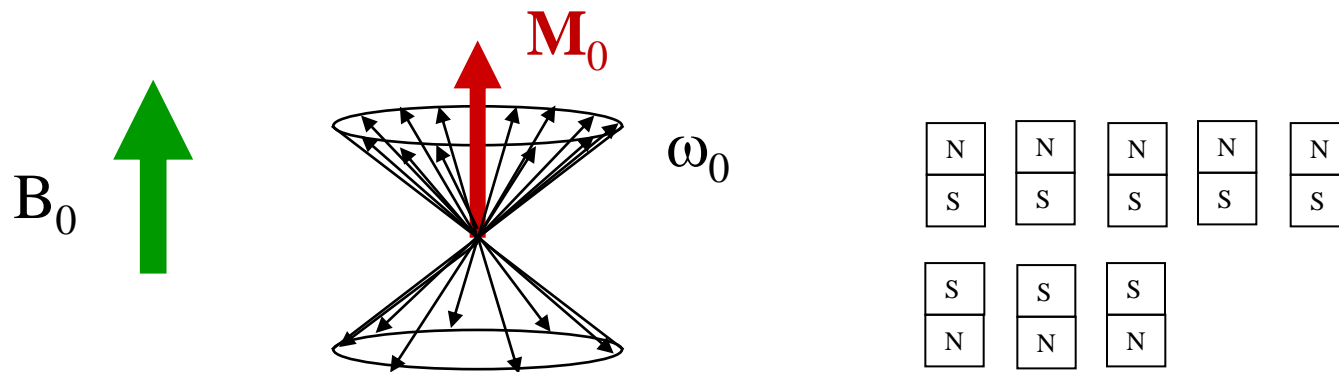
Risonanza Magnetica Nucleare

- In assenza di campo magnetico statico sufficientemente intenso i nuclei ^1H si orientano in maniera casuale
- In presenza di un campo magnetico statico B_0 il protone (nucleo ^1H) si allinea in direzione parallela o antiparallela al campo
 - precessa con velocità angolare $\vec{\omega}_0 = \gamma \cdot \vec{B}_0$
 - *frequenza di Larmor* $\nu_0 = \omega_0/2\pi = \gamma B_0/2\pi$
 $\nu_0 = 42.5756 \text{ MHz/T}$
 - *Radiofrequenze!*



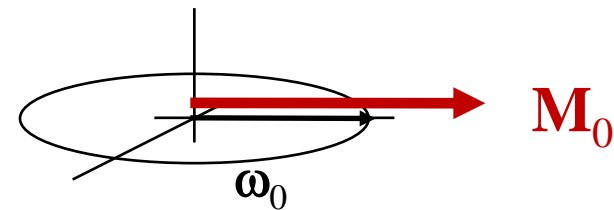
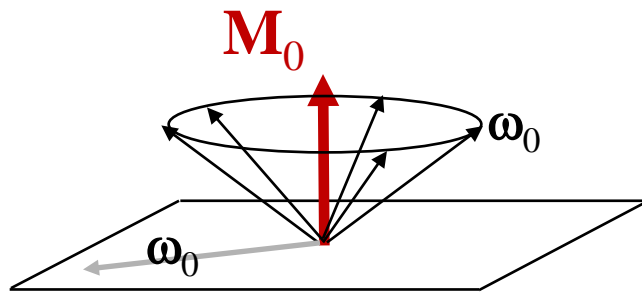
Risonanza Magnetica Nucleare

- I due stati di orientamento dello spin (parallelo e antiparallelo al campo statico) corrispondono a due popolazioni diverse con N_1 leggermente maggiore di N_2
 - presenza di una magnetizzazione macroscopica M dovuta allo sbilanciamento tra le popolazioni



Risonanza Magnetica Nucleare

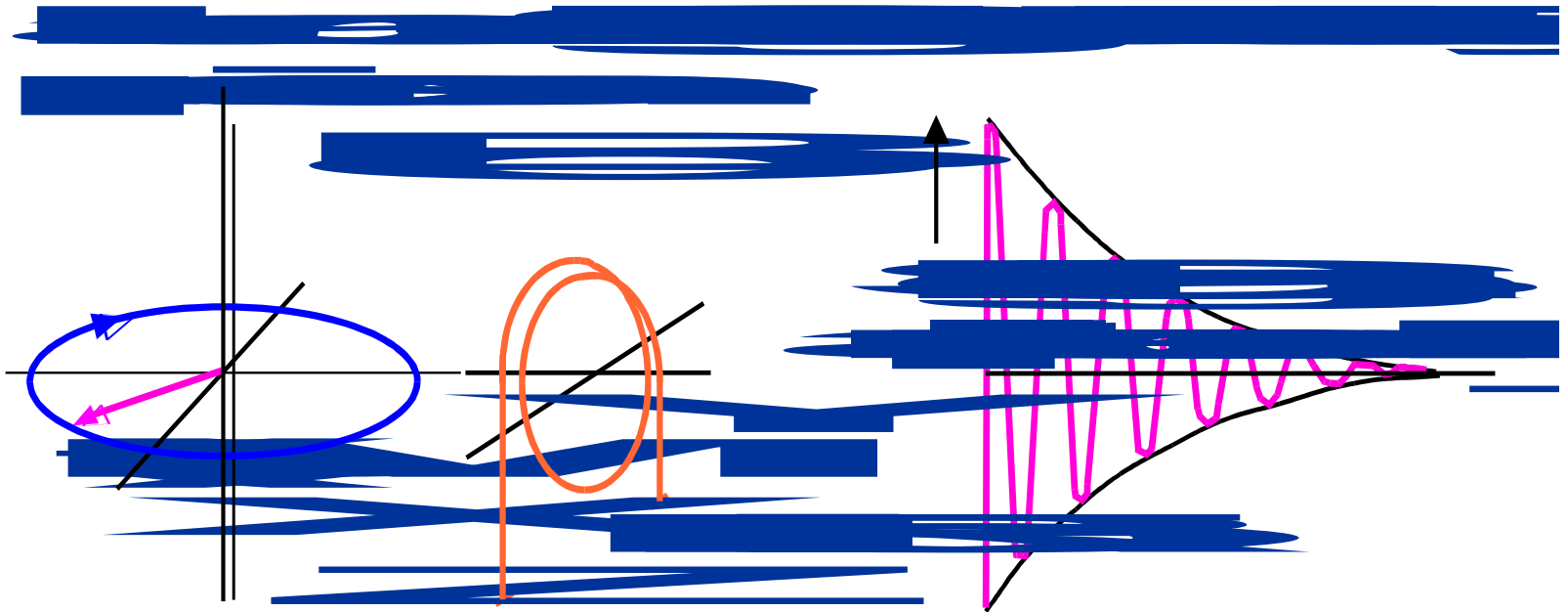
- Se un'onda elettromagnetica alla frequenza di risonanza di Larmor ω_0 (radiofrequenze) investe i nuclei, interferisce con la precessione dei singoli spin modificando l'orientamento della magnetizzazione macroscopica che si ribalta sul piano ortogonale al campo



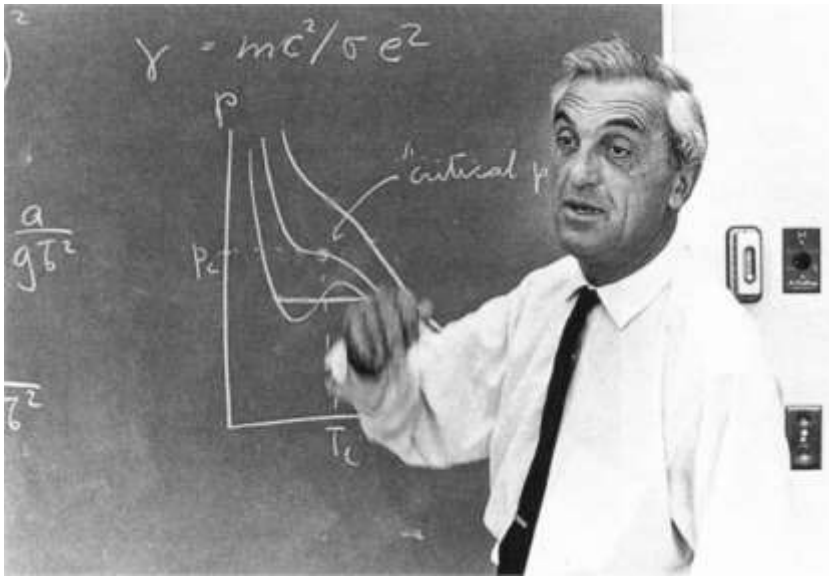
- A ribaltamento ottenuto posso spegnere l'onda e.m. e il sistema ritorna allo stato iniziale
- Il movimento della magnetizzazione M nello spazio provoca l'emissione di un'altra onda e.m. che costituisce il segnale RM

Il segnale RMN

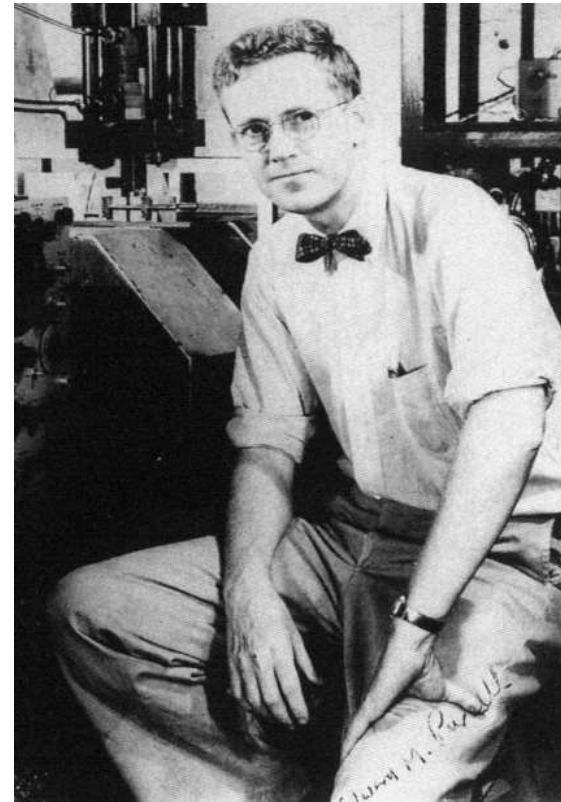
- **M** genera un campo variabile \Rightarrow con una bobina nel piano x-y, si riceve una FEM indotta (*legge di Faraday*)



Premio Nobel per la Fisica 1952



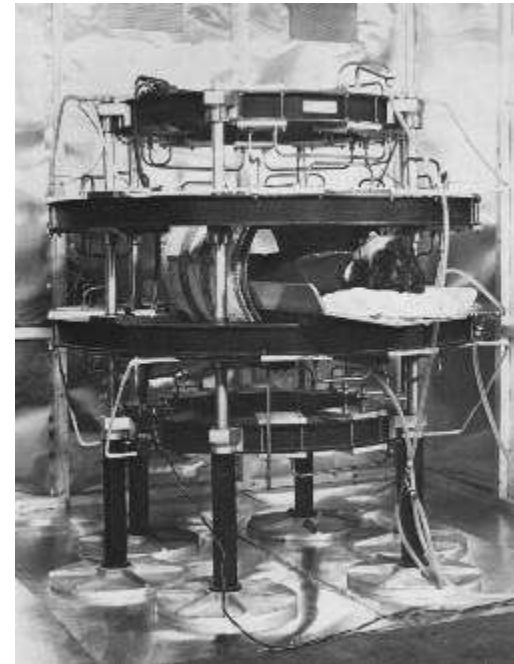
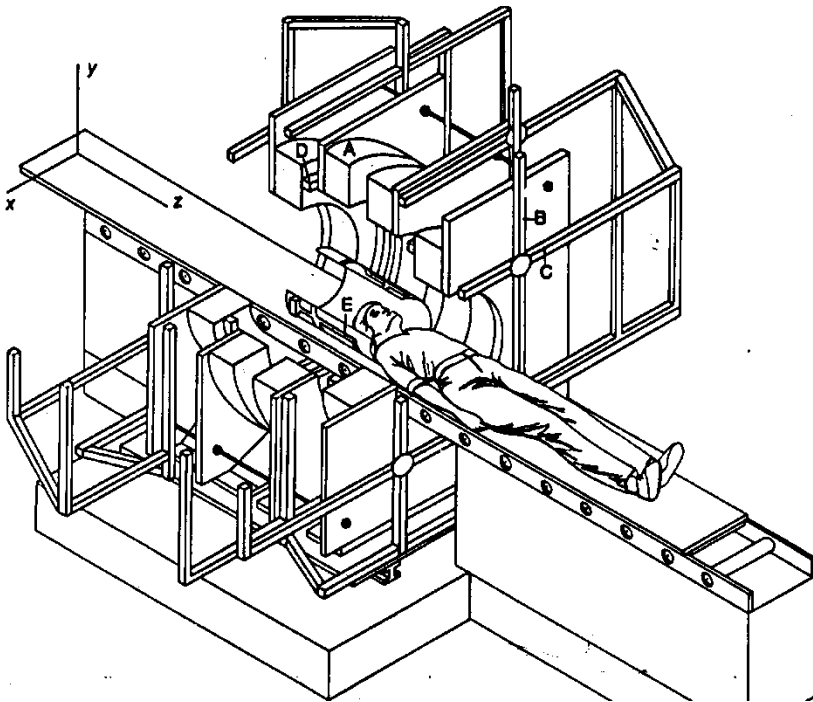
Bloch F., Hanson W.W., Packard M. :
Nuclear induction. Phys. Rev. 70 (1946)



Purcell E.M., Torrey H.C., Pound
R.V. : *Resonance absorption by
nuclear magnetic resonance in a
solid*. Phys. Rev. 69 (1946)

Prototipo di TRM (1979)

CM resistivo 0.15 T

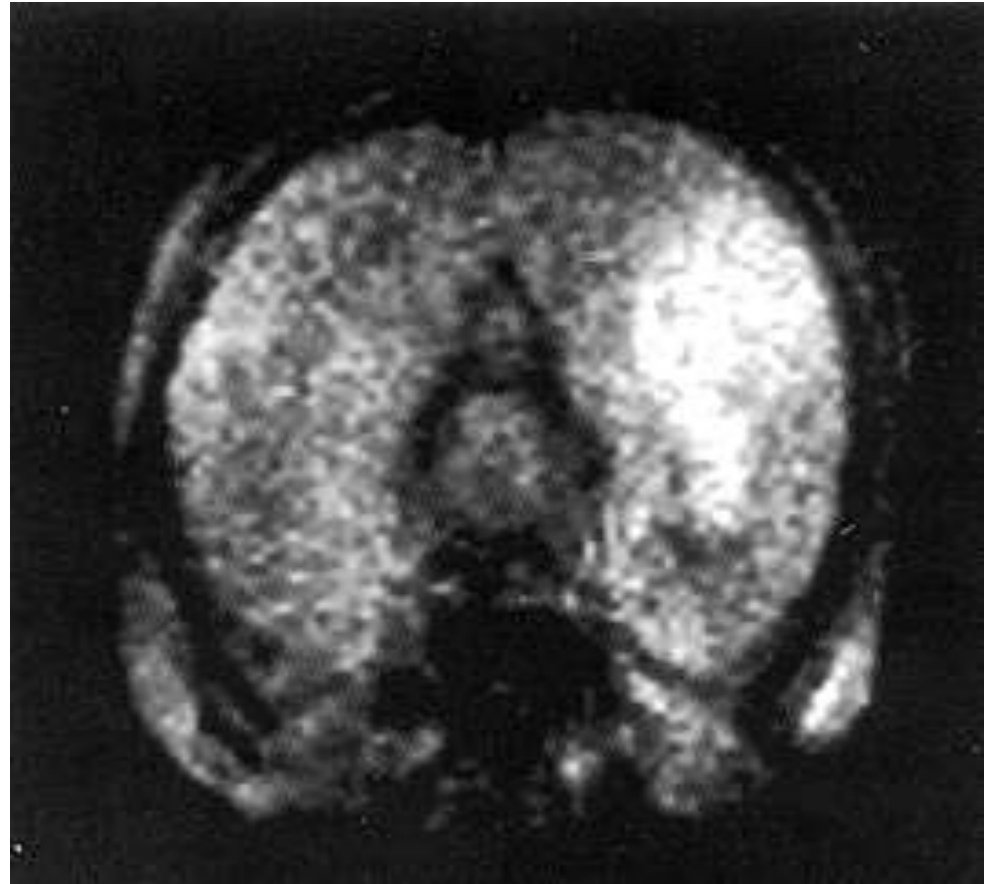


Prototipo di TRM (1979)



Prime immagine anatomiche (1980)

- TRM da 0.15 T
- Spin-Eco
- 128 x128



(meningioma)

Premio Nobel per la Medicina 2003



Lauterbur P.C.: *Image formation by induced local interactions; examples employing magnetic resonance*
Nature 242 (1973)

- gradienti

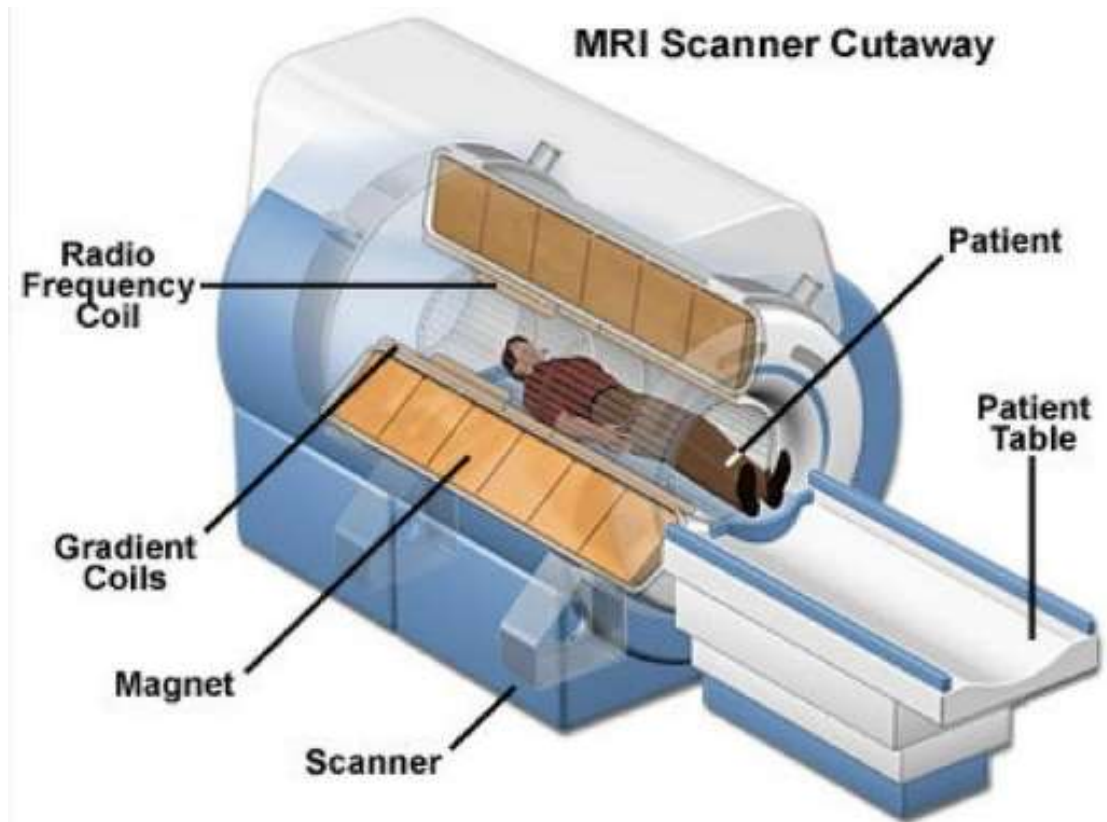


Mansfield P.

- analisi matematica del segnale

Componenti di un tomografo RM

- **Magnete**
 - Per generare il campo statico
- **Gradienti di campo**
 - Per variare il campo nello spazio
- **Bobine RF**
 - Per produrre l'onda e.m. che realizza il fenomeno fisico



Ecografia

METODICA CHE PERMETTE DI ACQUISIRE IMMAGINI SENZA
UTILIZZARE RADIAZIONI IONIZZANTI

GRAZIE ALLA SUA RAPIDITA' VIENE UTILIZZATA PER COMPLEMENTO
DIAGNOSTICO IN TUTTI I SETTORI DELLA MEDICINA

