

X-ray planar radiography and computed tomography

Strumentazione biomedica e bioimmagini

Laurea in

Ingegneria Informatica, Biomedica e delle Telecomunicazioni

Fabio Baselice

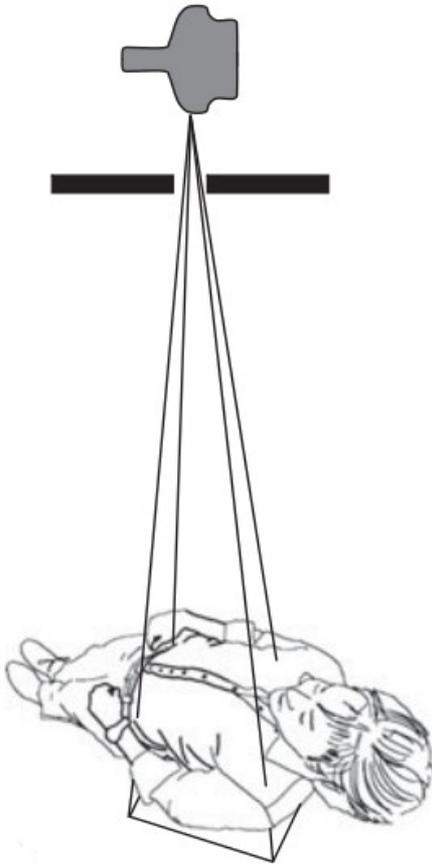


Sommario

- RX e CT
- Tubo a raggi X (tubo radiogeno)
- Spettro di energia
- Interazioni con il corpo
- Strumentazione

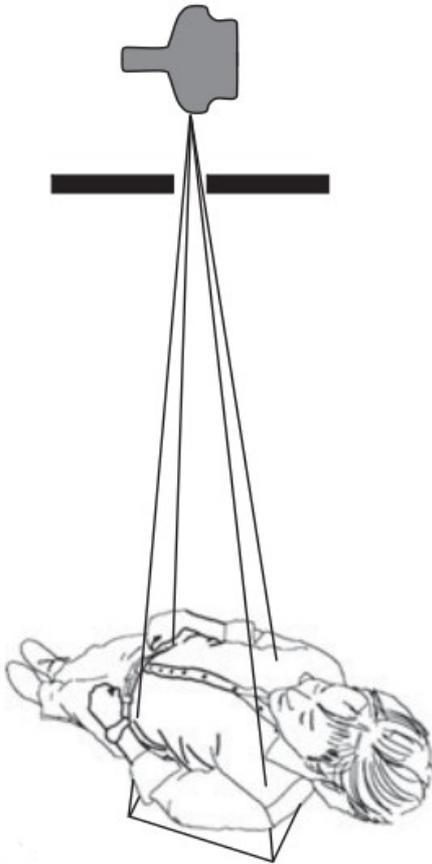


Introduzione

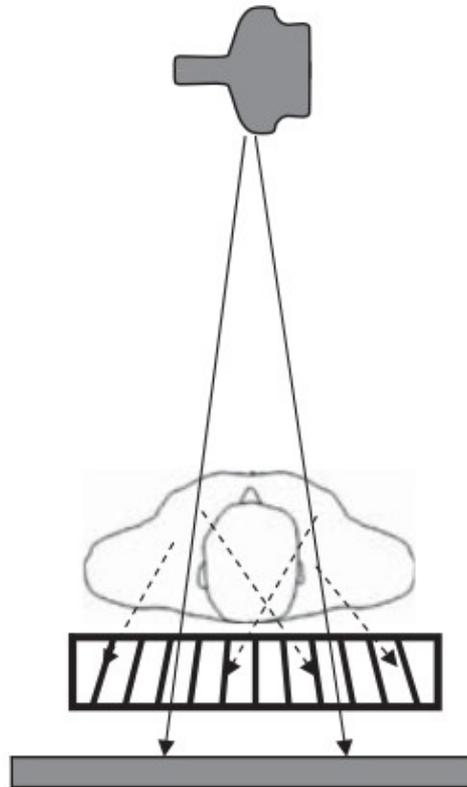


Set-up tipico

Introduzione

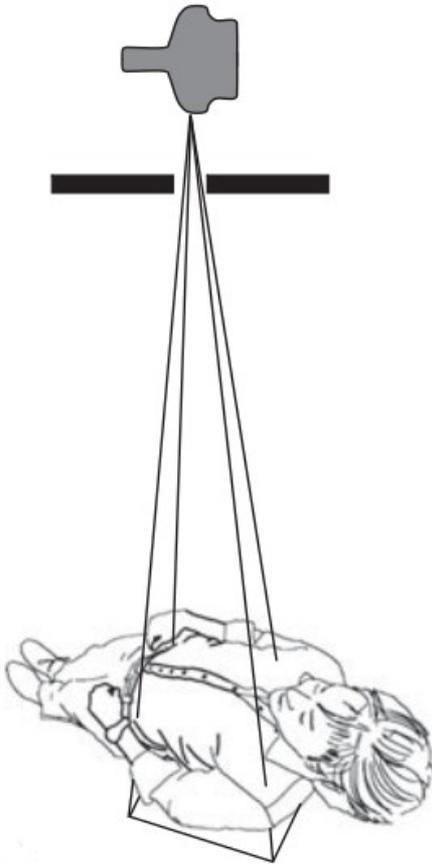


Set-up tipico

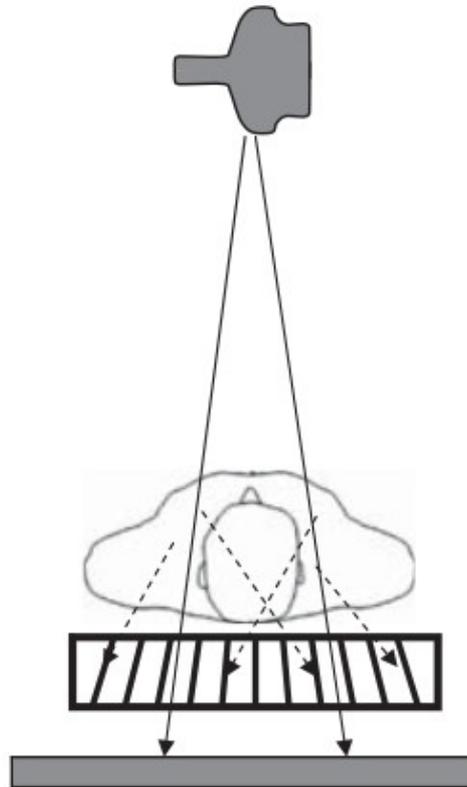


Griglia anti-scatter

Introduzione



Set-up tipico

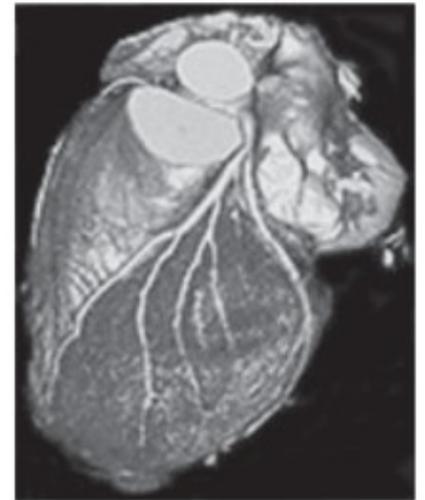
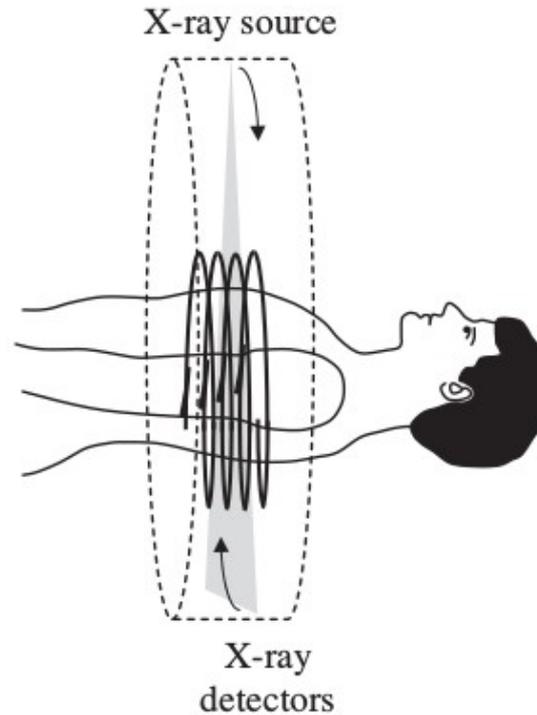


Griglia anti-scatter



Risultato

Introduzione



Computed Tomography (CT)

Principi di base

Nel caso di mezzo non omogeneo dovremo considerare l'attenuazione lungo tutta la traiettoria. Ad esempio, considerando un fascio parallelo all'asse y :

$$I(x) = I_0(x) \exp \left[- \int \mu(x, y) dy \right]$$



Principi di base

Nel caso di mezzo non omogeneo dovremo considerare l'attenuazione lungo tutta la traiettoria. Ad esempio, considerando un fascio parallelo all'asse y :

$$I(x) = I_0(x) \exp \left[- \int \mu(x, y) dy \right]$$

Calcolando il logaritmo del rapporto fra l'intensità dell'onda uscente e quella entrante otteniamo la proiezione:

$$p(x) = - \ln \left[\frac{I(x)}{I_0(x)} \right] = \int \mu(x, y) dy$$

Principi di base

Nel caso di mezzo non omogeneo dovremo considerare l'attenuazione lungo tutta la traiettoria. Ad esempio, considerando un fascio parallelo all'asse y :

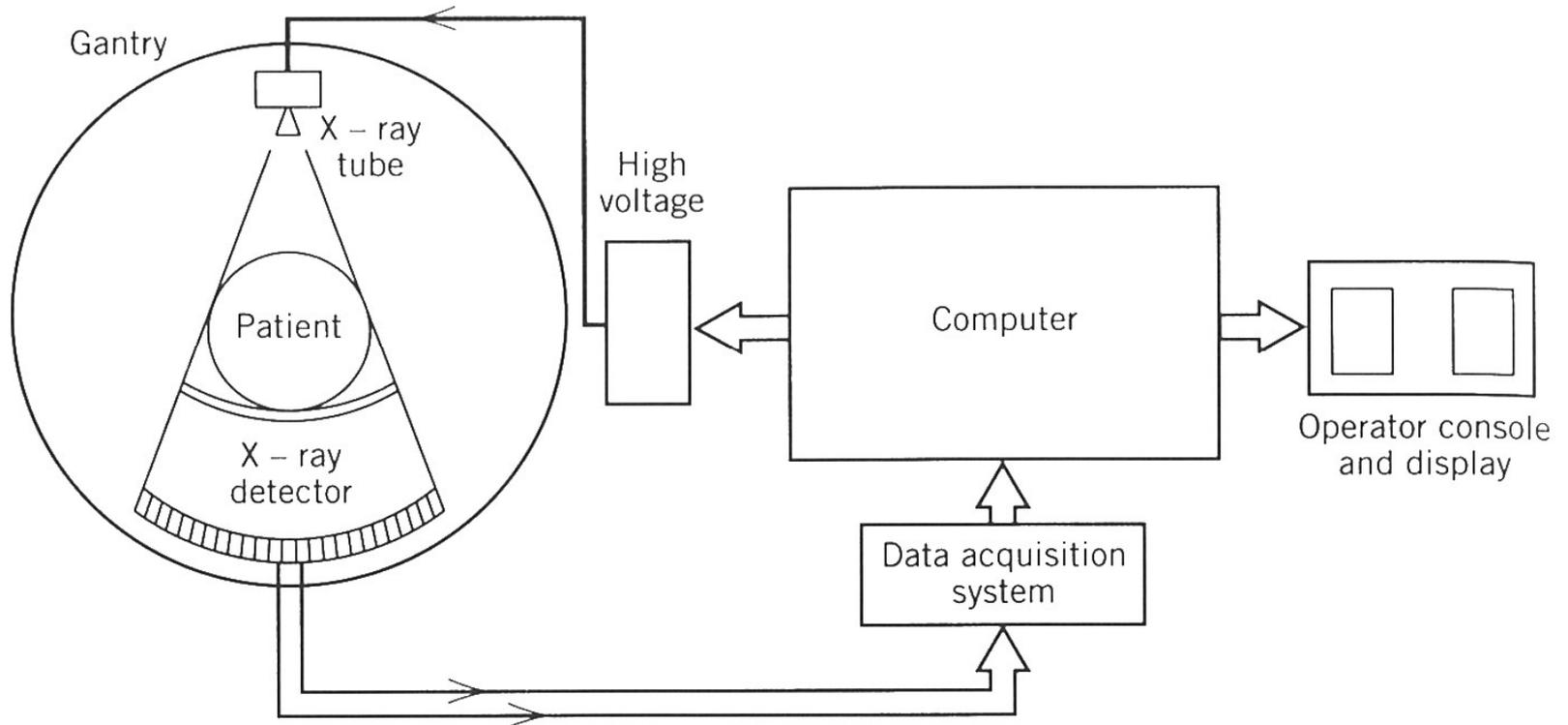
$$I(x) = I_0(x) \exp \left[- \int \mu(x, y) dy \right]$$

Calcolando il logaritmo del rapporto fra l'intensità dell'onda uscente e quella entrante otteniamo la proiezione:

$$p(x) = - \ln \left[\frac{I(x)}{I_0(x)} \right] = \int \mu(x, y) dy \longrightarrow \boxed{p_\varphi(x') = \int f(x, y) dy'}$$

Trasformata Radon

Panoramica del sistema CT

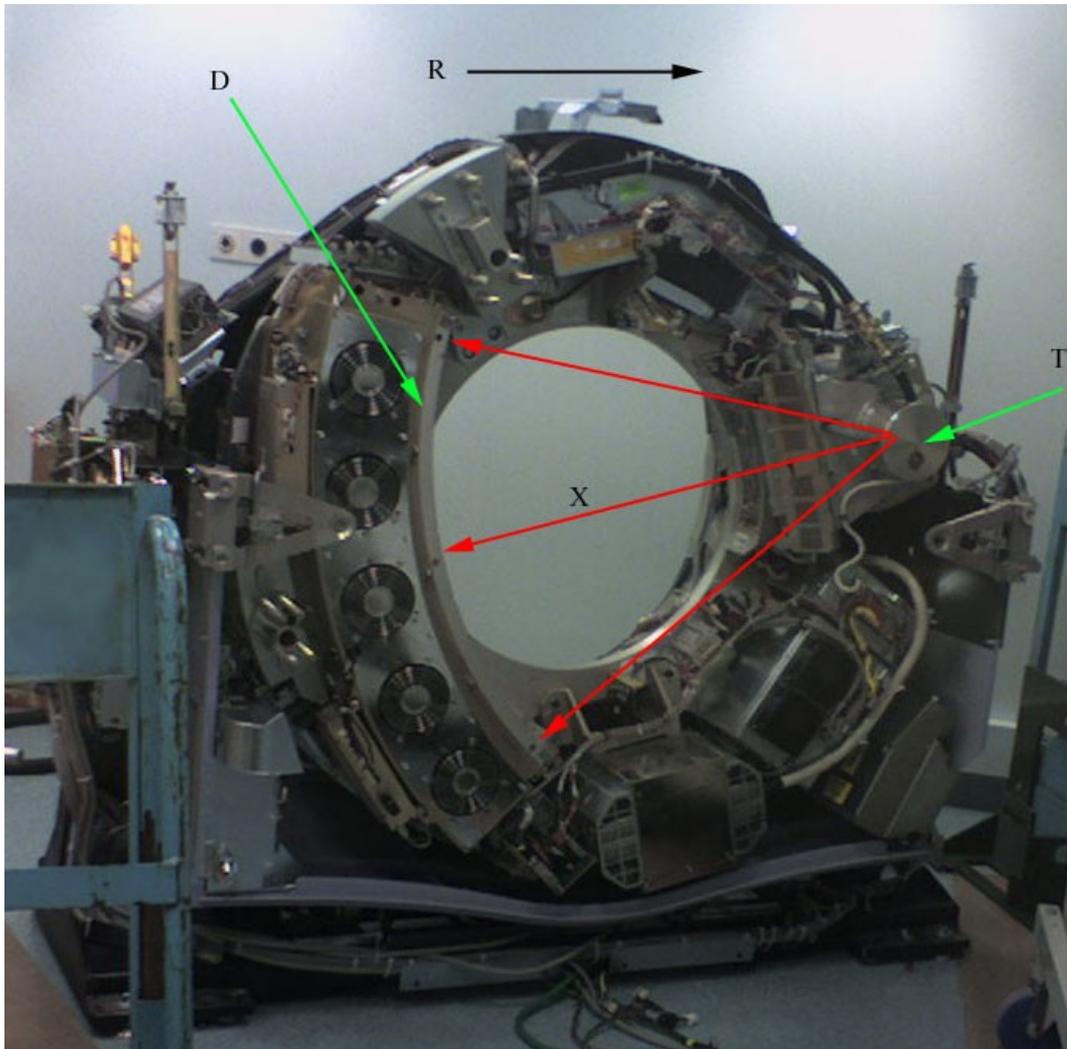


Panoramica del sistema CT

Gantry: Contenitore rettangolare in cui trovano sede le varie componenti dell'unità di scansione. Presenta un'apertura circolare dentro la quale scorre il lettino porta pazienti.



Panoramica del sistema CT



Componenti:

- Generatore
- Tubo Radiogeno
- Collimatori
- Detectors
- Data Acquisition System (DAS)
- Slip-Ring

Generatore

Caratteristiche

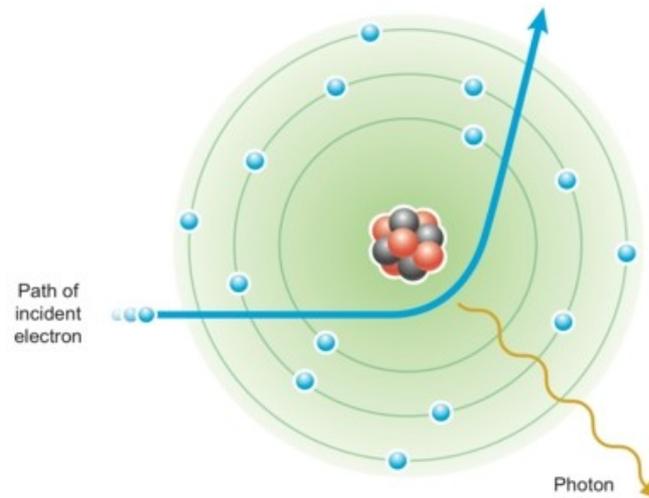
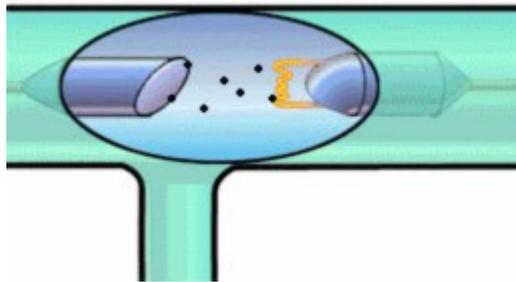
- Alta frequenza (20000 impulsi/sec, controllo digitale)
- Dimensioni ridotte
- Alte potenze (60 KW)
- Alte tensioni (140 KV costanti)
- Ampia varietà di correnti erogate (mA)



Tubo radiogeno

Tubo a raggi X ad anodo fisso.

Un flusso di elettroni generato dal catodo raggiunge l'anodo di tungsteno. A seguito dell'impatto vengono emessi raggi X .

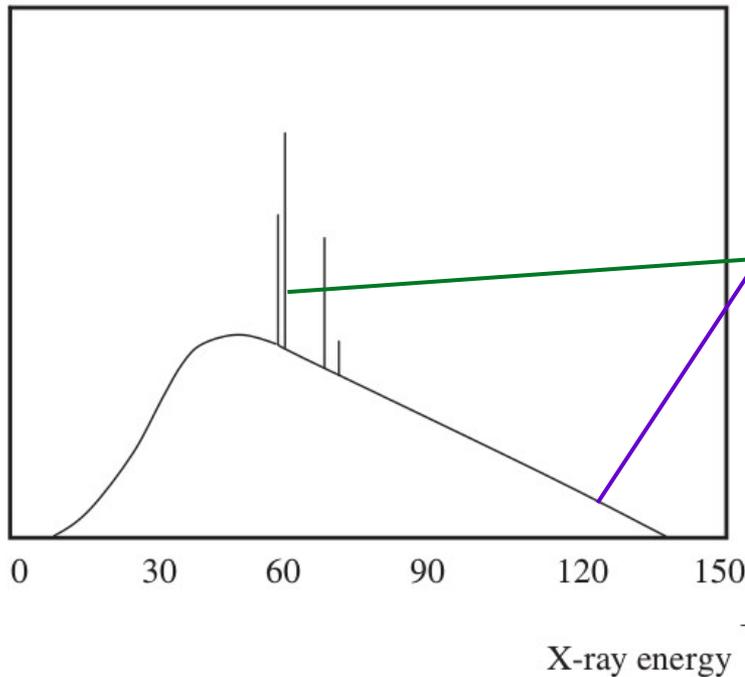


Emissione continua (I ed II generazione).

Emissione impulsata (III ed IV generazione).

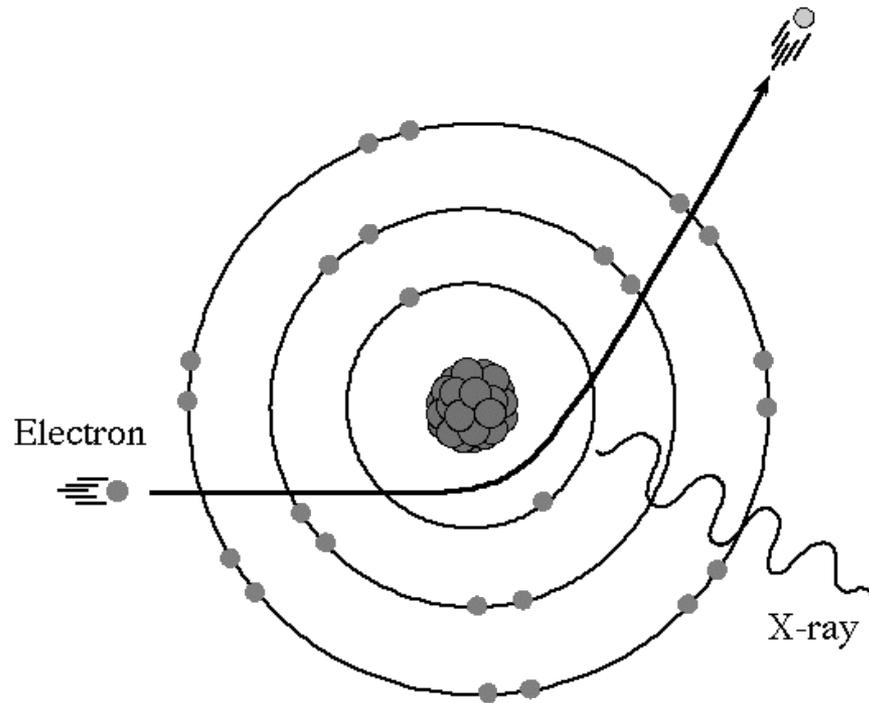
Spettro di energia

Relative number
of X-rays



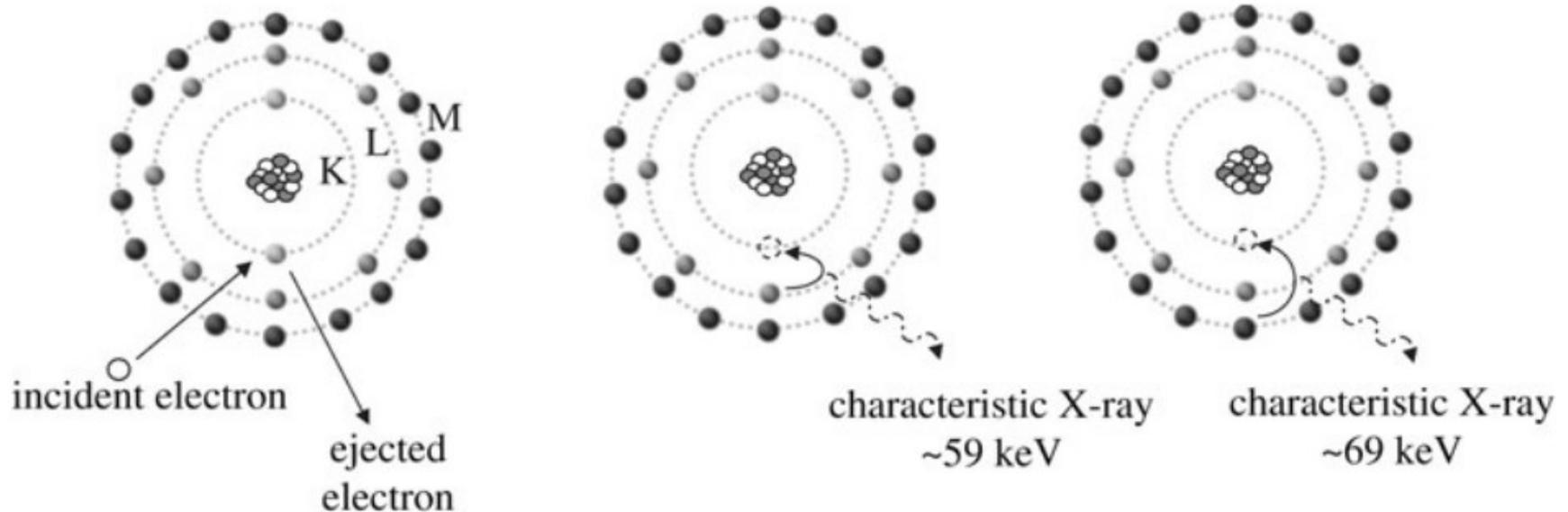
- general radiation (bremsstrahlung)
- characteristic radiation

Spettro di energia



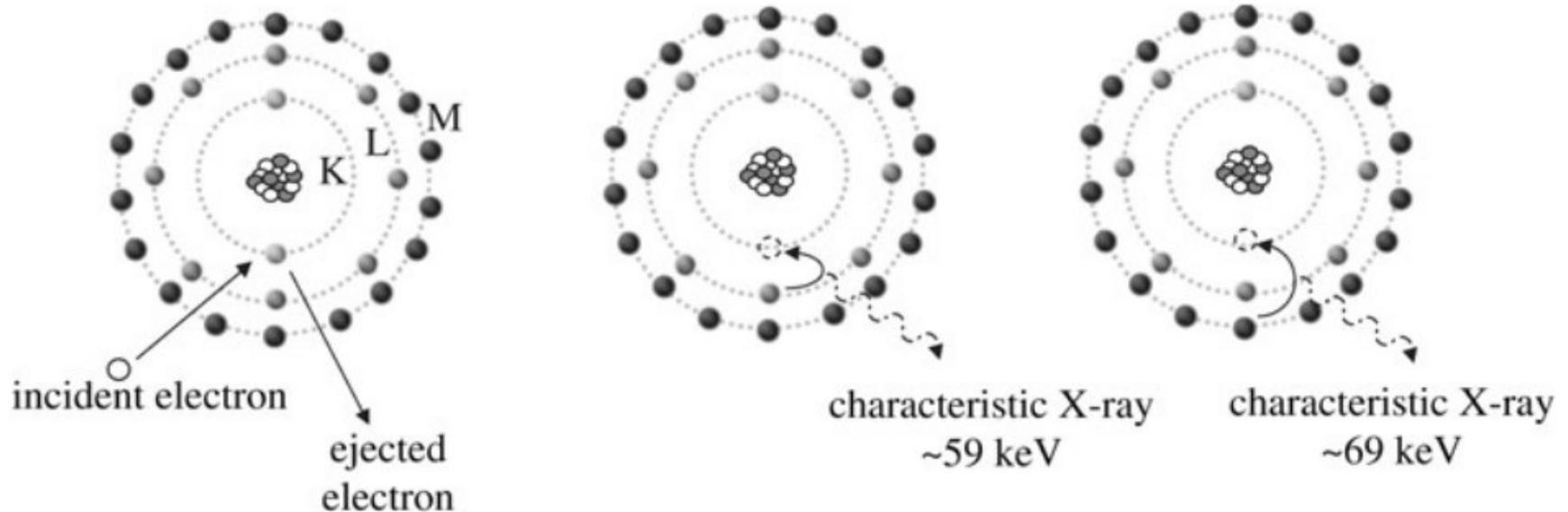
General radiation (bremsstrahlung): quando un elettrone passa vicino un atomo dell'anodo ne viene attratto e devia la sua traiettoria. L'energia cinetica persa viene convertita in raggi X.

Spettro di energia



Radiazione caratteristica: in base all'orbitale dell'elettrone (L-shell o M-shell) che prende il posto di quello interno (K-shell), il raggio emesso ha differenti livelli di energia.

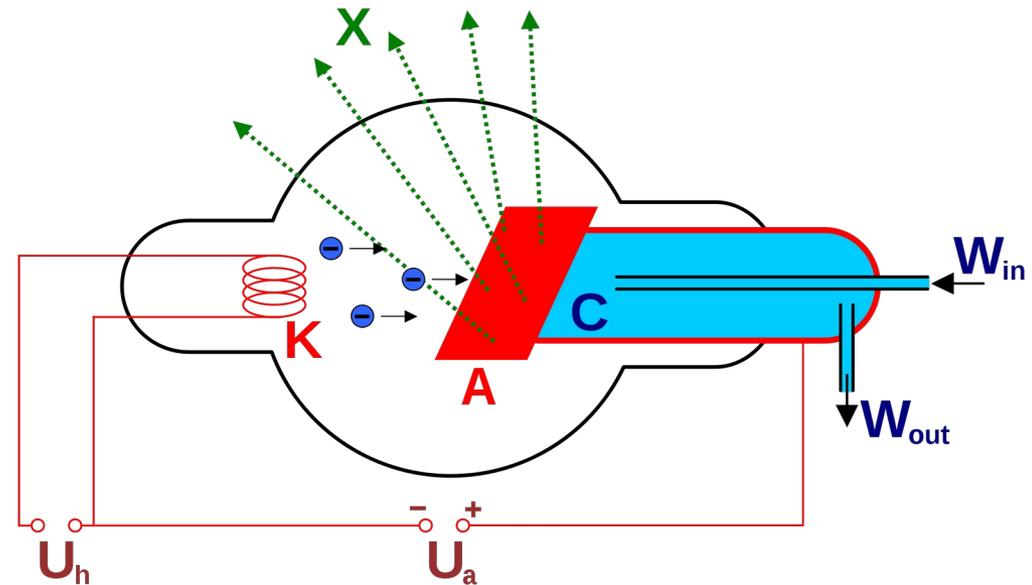
Spettro di energia



Consideriamo il tungsteno. Gli elettroni dell'orbitale K hanno un'energia di estrazione pari a 69 keV. L'energia di estrazione dell'orbitale L è di circa 10 keV (raggio prodotto di 59 keV), mentre è pari a circa 2keV per l'orbitale M (raggio prodotto di 67 keV).

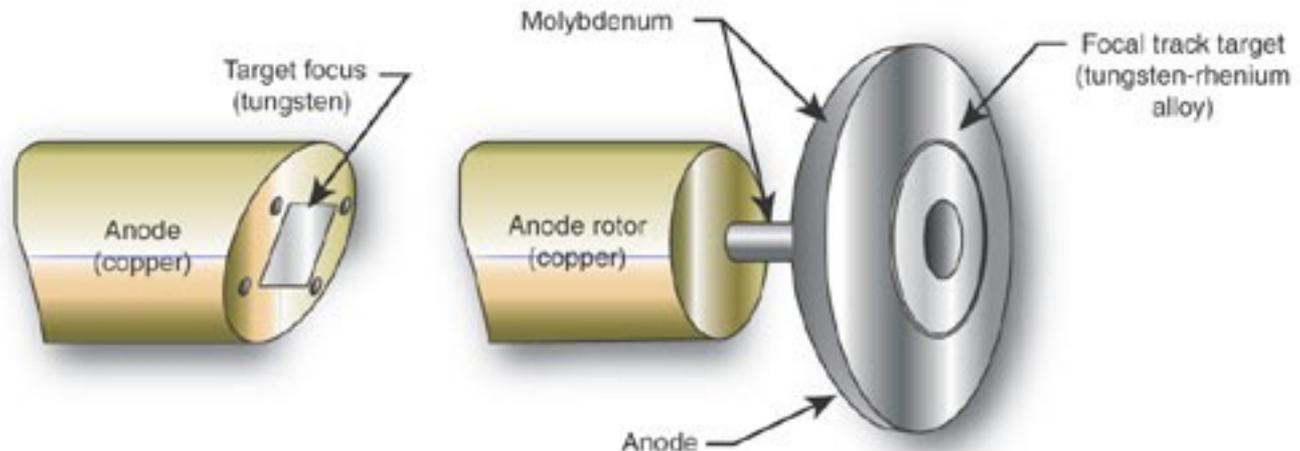
Tubo radiogeno

Vi è una piccola area di dissipazione del calore, pertanto la potenza è limitata. Dimensioni tipiche del raggio a fuoco: 2x16 mm con una inclinazione del tungsteno di 20°.

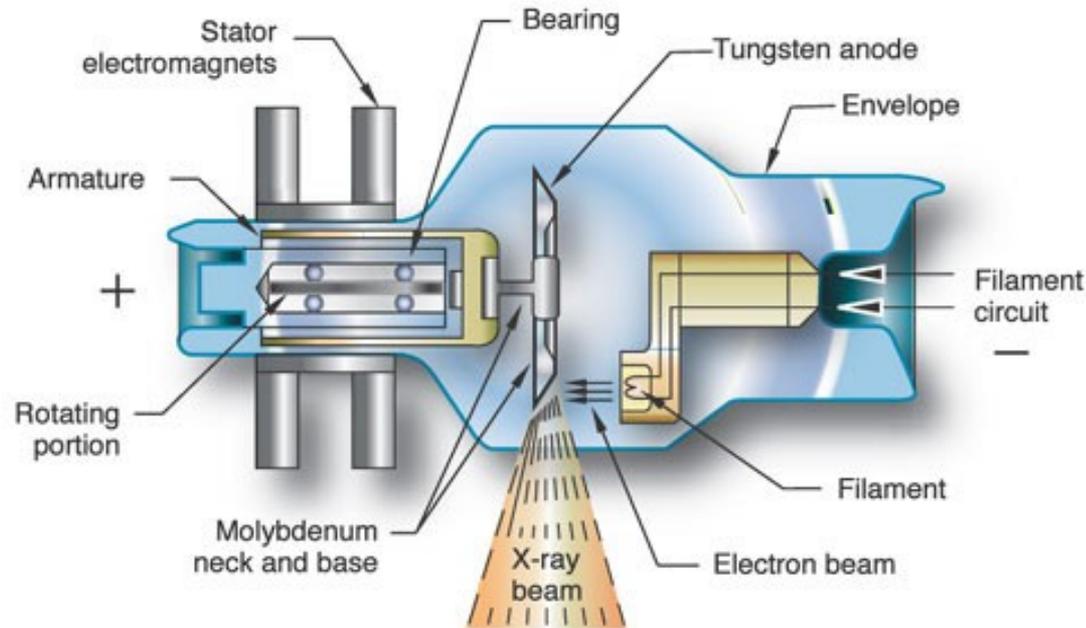


Tubo radiogeno

Tubo a raggi X ad anodo rotante: flusso di fotoni maggiore.



Tube radiogeno



Tubo radiogeno

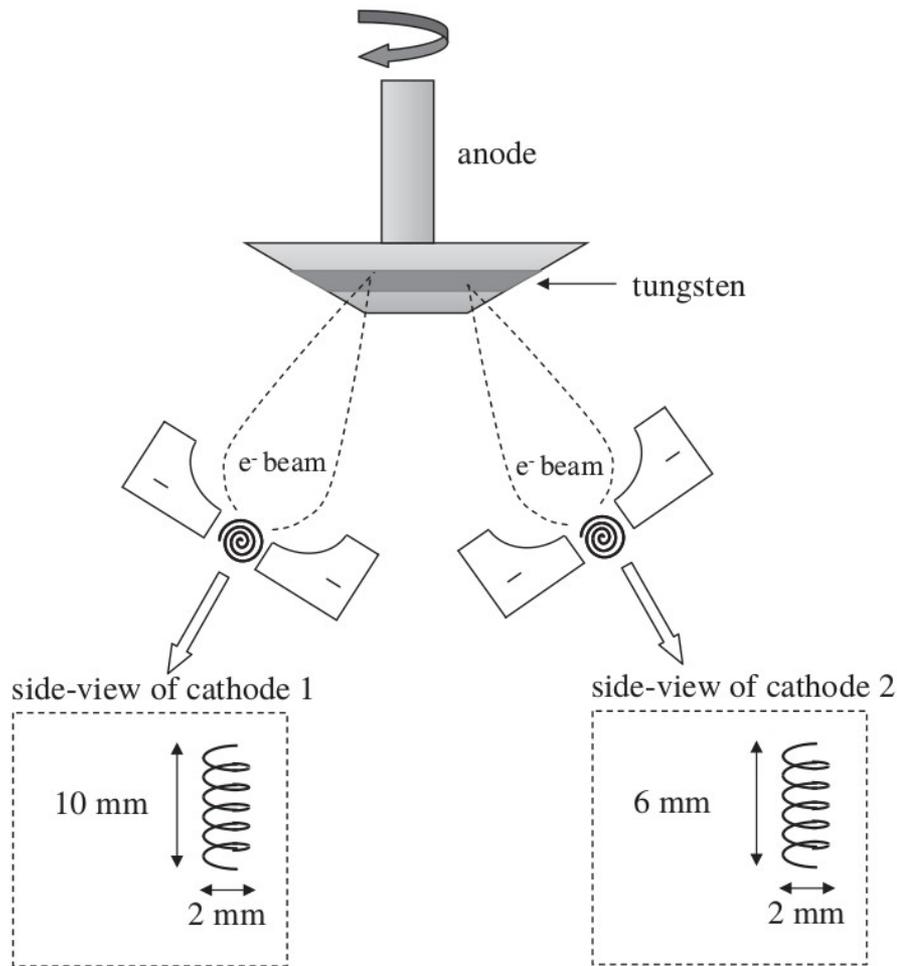


Anodo fisso



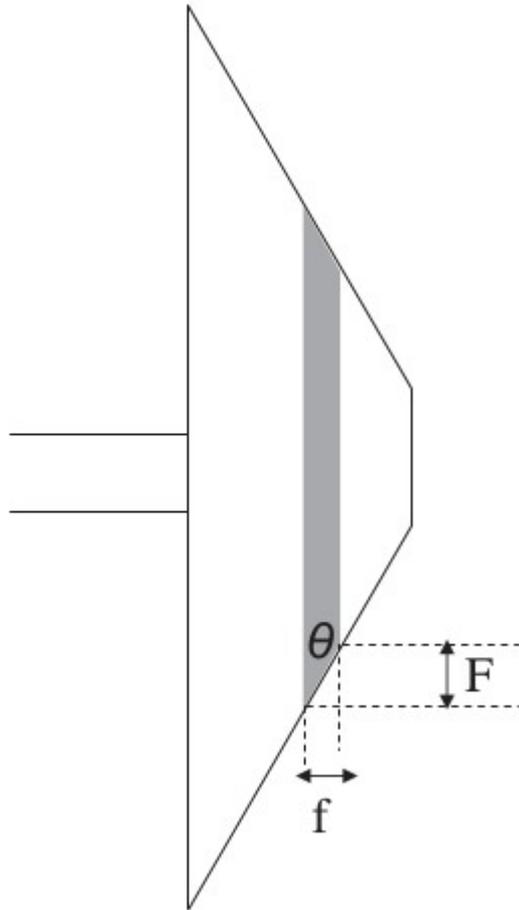
Anodo rotante

Tubo radiogeno



Tubo radiogeno a 2 raggi (beams). Un fascio è più stretto ed un più largo. Si usano in alternativa per differenti applicazioni. Il raggio prodotto è ortogonale (uscente) al piano del disegno.

Tubo radiogeno



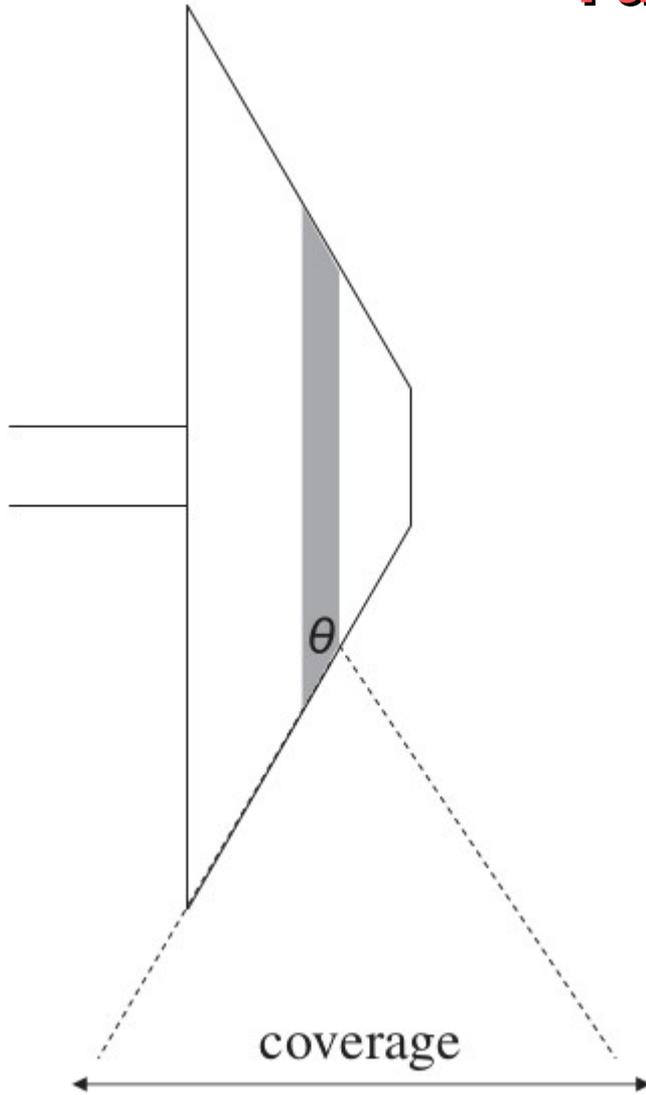
$$f = F \sin(\theta)$$

f = dimensione del punto di messa a fuoco

F = larghezza del fascio di elettroni

θ = angolo di inclinazione dell'anodo

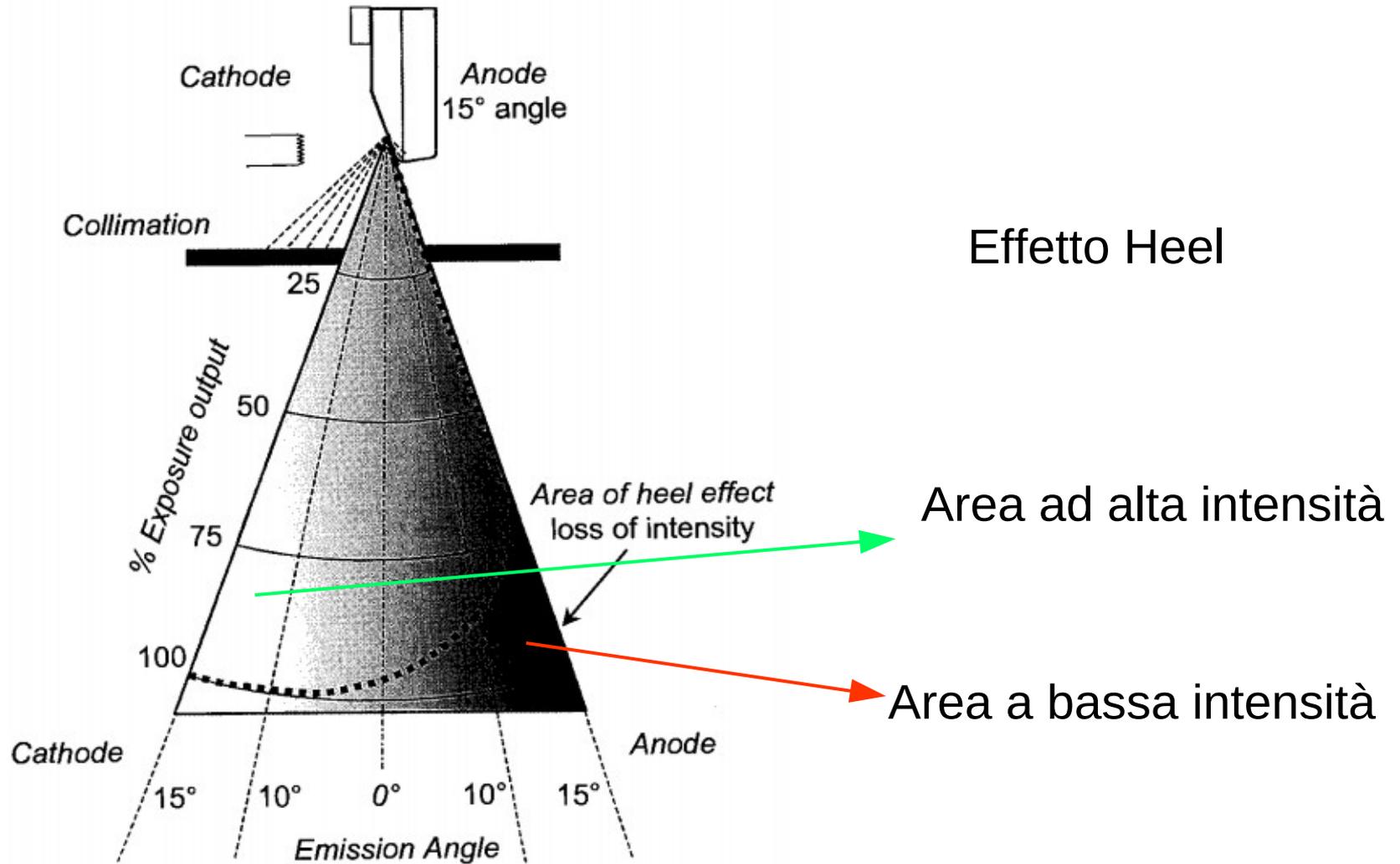
Tubo radiogeno



$$\text{coverage} = 2 d \tan(\theta)$$

d = distanza sorgente - paziente

Tubo radiogeno



Tubo radiogeno

Possiamo modificare 3 parametri di funzionamento del tubo radiogeno:

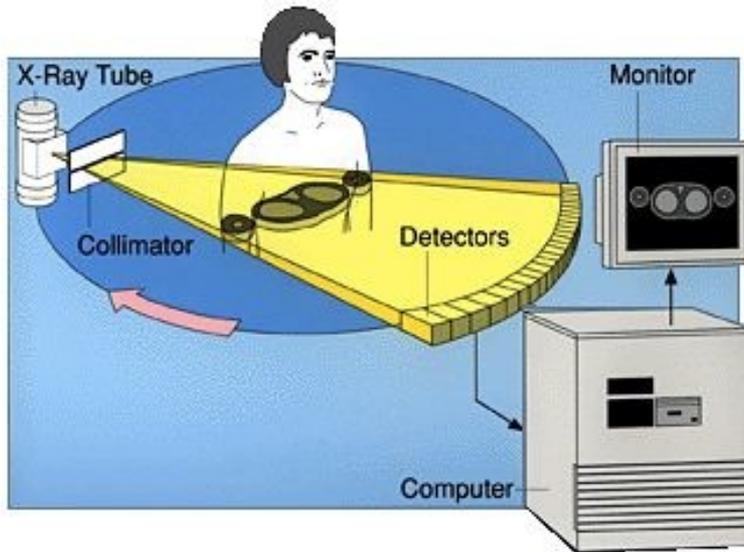
- tensione di accelerazione [kVp] (25-140)
- corrente del tubo [mA] (50-400)
- tempo di esposizione [s]

Il fattore limitante è il “power rating” del tubo (calore generato).

Es. in caso di un tubo a 10 kW, tensione di 125 kVp e corrente di 1.0 A possiamo attivare l'emissione per max 80 ms per ciascun secondo.

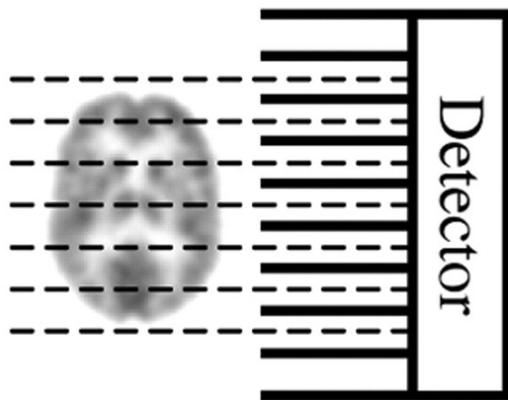


Collimatori



La collimazione:

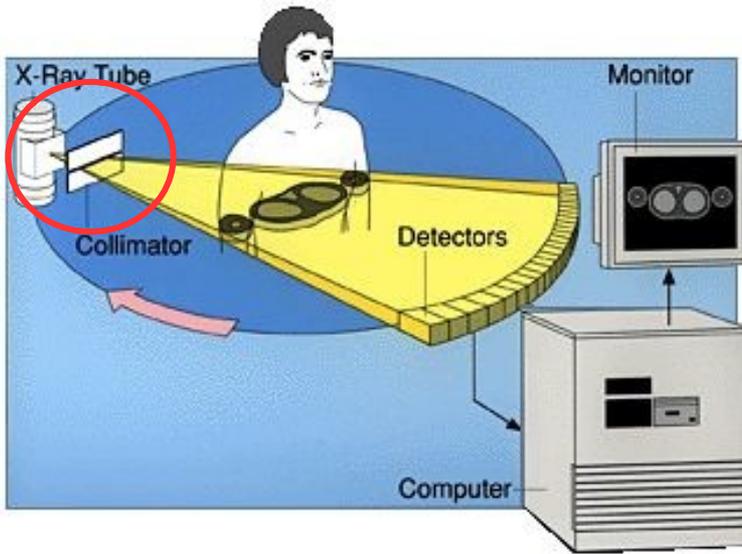
- riduce la dose inutile di radiazione
- riduce sfumatura da radiazione diffusa (blurring)
- predetermina lo spessore di strato (fetta)



A seconda del posizionamento:

- ✓ Tube Collimators
- ✓ Detectors Collimators

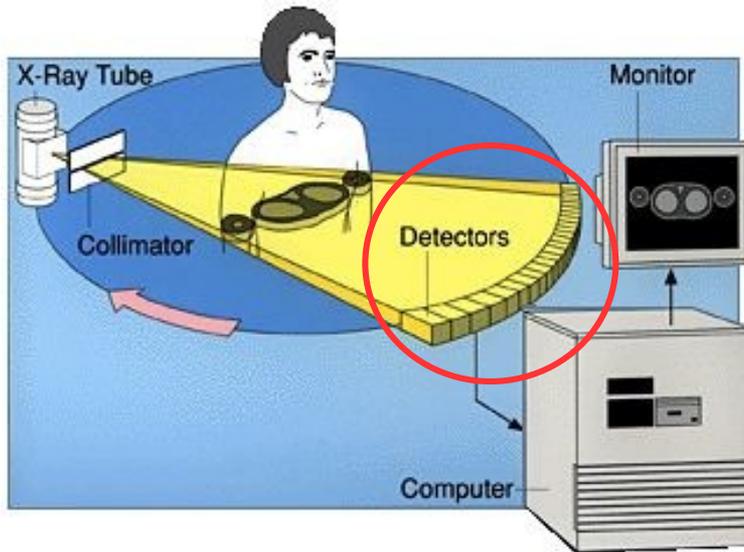
Collimatori



Tube/Source collimator

- Collima lo spessore del fascio di raggi X all'uscita dal tubo radiogeno
- Determina lo spessore del fascio e pertanto la collimazione di strato (slice collimation)

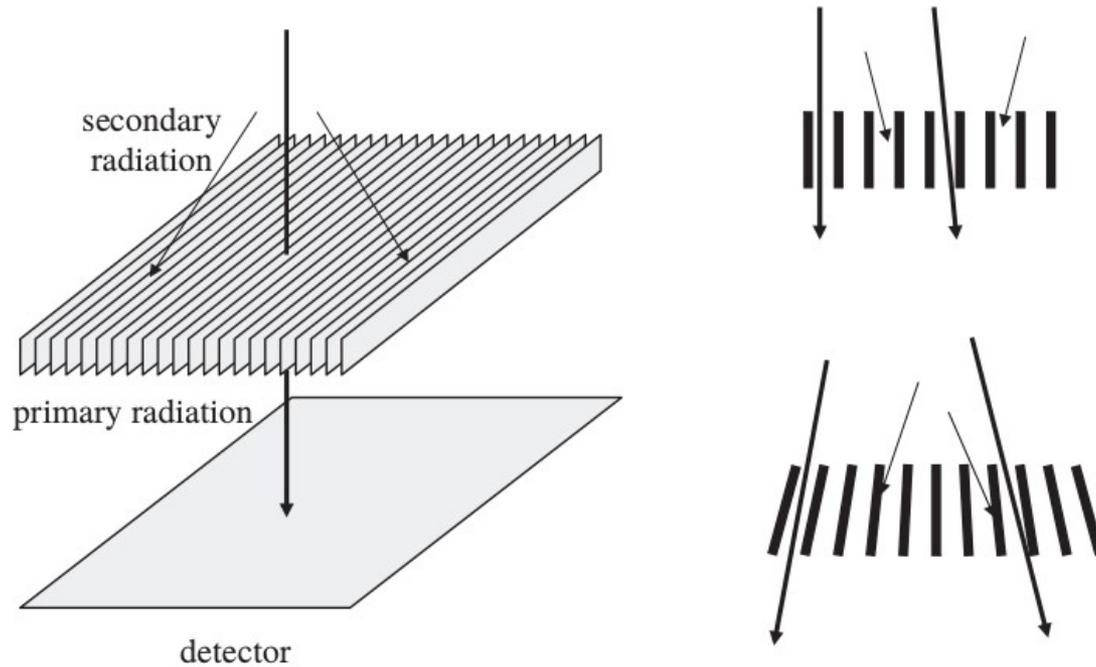
Collimatori



Detector collimator

- Collima lo spessore del fascio di raggi X dopo l'attraversamento del paziente e prima dell'ingresso nel detector
- E' una regolazione più fine.

Strumentazione



grid ratio = lunghezza / distanza
grid frequency = $1 / (\text{distanza} + \text{spessore})$

Strumentazione



senza griglia anti-scatter



con griglia anti-scatter
(CNR migliorato)

Detectors

Caratteristiche

- Efficienza
- Tempo di risposta –
postluminescenza (afterglow)
- Linearità

Tecnologie

- Cristalli fotoscillatori
- Gas Xenon
- Solidi high light

I generazione: 1 detector

III generazione: 900 detectors

IV generazione: 5000 detectors



Qualità Immagini

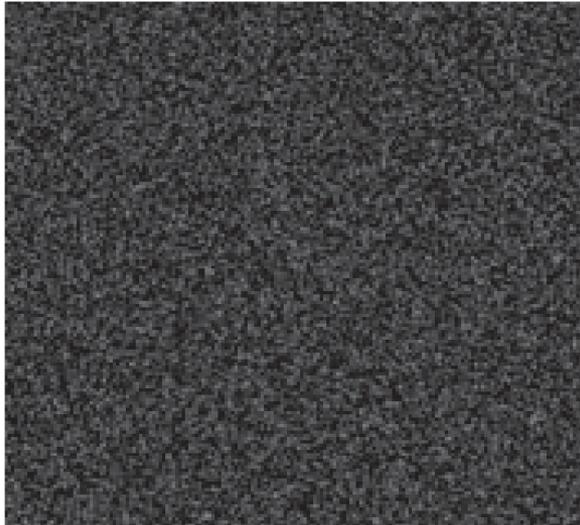
Per ottenere immagini con alti SNR, CNR e risoluzione spaziale, 3 criteri devono essere verificati:

- l'energia dei raggi- X deve essere sufficientemente alta (alto SNR);
- l'assorbimento da parte dei tessuti deve essere eterogeneo (alto CNR);
- raggi- X riflessi ad angoli ignoti devono essere rimossi (alta risoluzione spaziale).

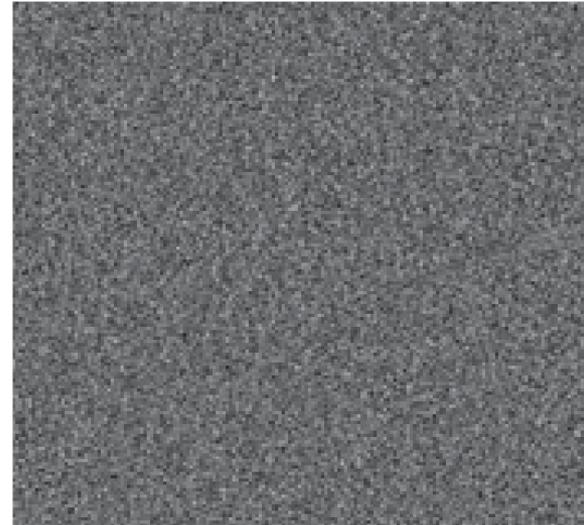


SNR

10^6 X-rays



10^4 X-rays



Il valore di SNR è legato ad N , il numero di raggi X che raggiunge il detector:

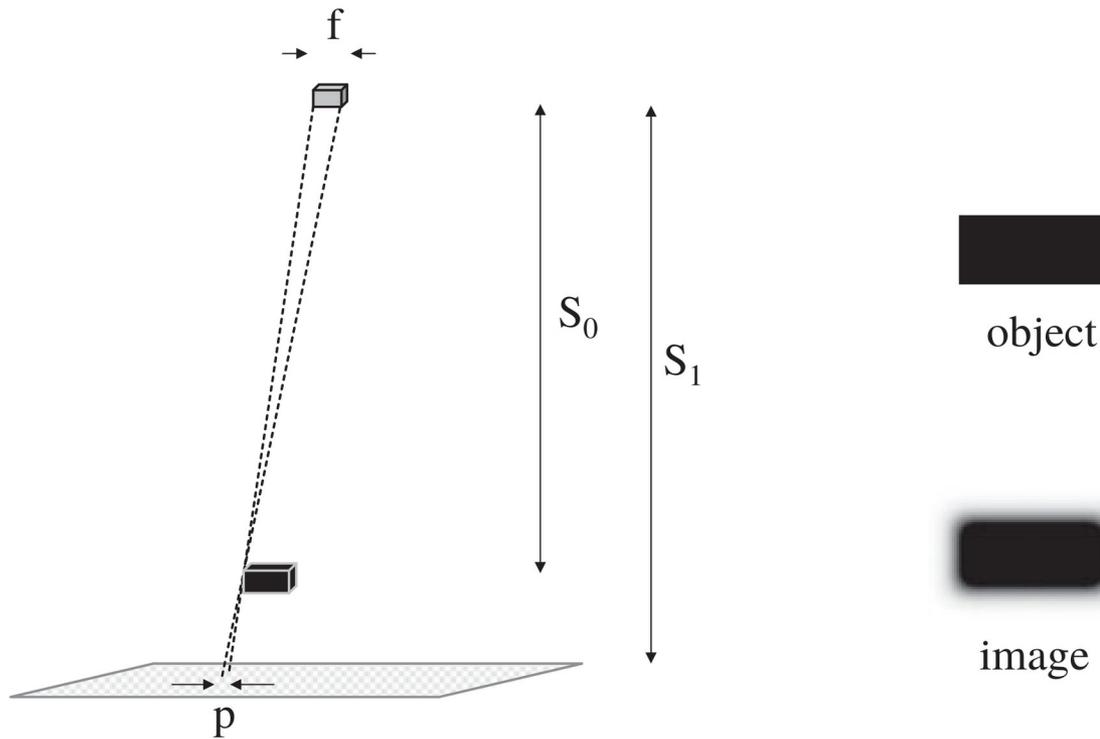
$$SNR \propto \sqrt{N}$$

SNR

Oltre ad N , vi sono altri fattori che influenzano l'SNR:

- corrente nel tubo radiogeno e tempo di esposizione;
- tensione di alimentazione del tubo radiogeno (kVp);
- dimensioni del soggetto e parte del corpo oggetto dell'immagine (spessore).

Risoluzione Spaziale



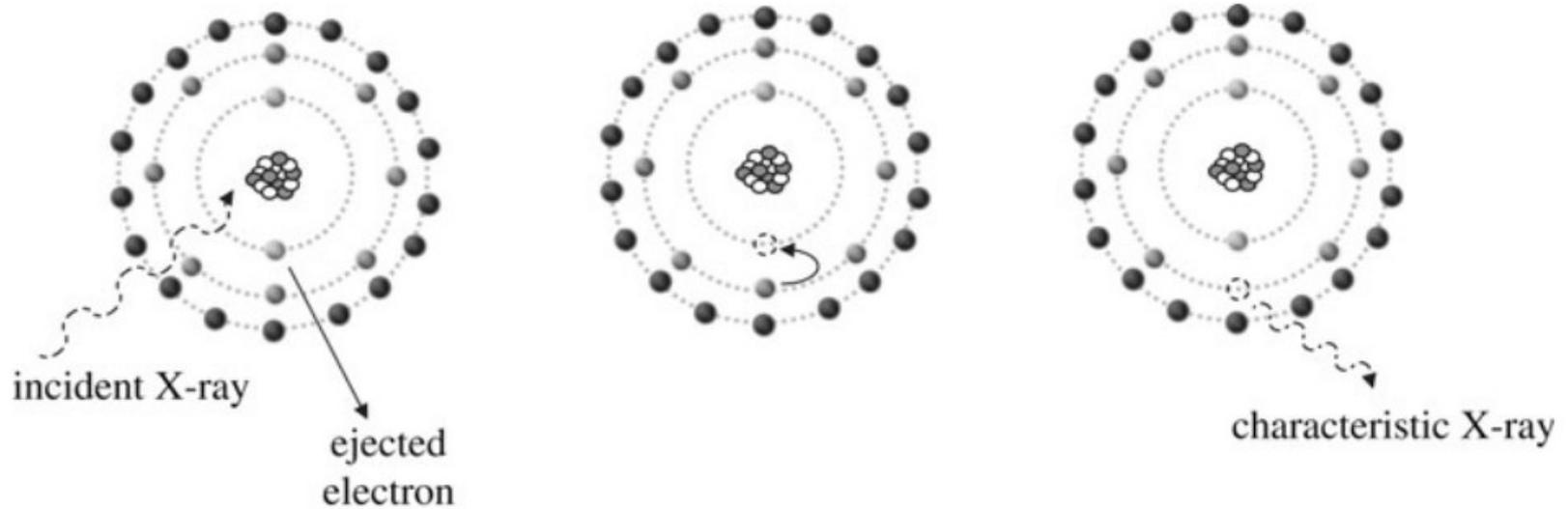
Sfocatura geometrica o penombra (P):
$$P = \frac{f(S_1 - S_0)}{S_0}$$

CNR

Il CNR è influenzato principalmente dallo scattering di Compton, che dipende da:

- spettro di energia dei raggi X: per basse energie domina l'effetto fotoelettrico, e lo scattering di Compton è marginale;
- Area di imaging (Field Of View – FOV): se è grande peggiora il CNR;
- spessore della parte del corpo oggetto dell'immagine: grandi spessori favoriscono lo scattering di Compton;
- Geometria della griglia anti-scatter: trade-off con SNR.

Interazioni con il corpo



Interazione fotoelettrica: il raggio X è assorbito dal tessuto e produce il rilascio di un elettrone dall'orbitale K o L (energia pari alla differenza fra il raggio X e la sua energia di rilascio.) Successivamente un elettrone da un livello più alto riempie il buco, emettendo un raggio X con energia caratteristica (generalmente bassa, il raggio non raggiunge il detector).

Interazioni con il corpo

La probabilità con cui avviene una interazione di tipo fotoelettrico è pari a:

$$P_{pe} \propto \rho \frac{Z_{eff}^3}{E^3}$$

dove:

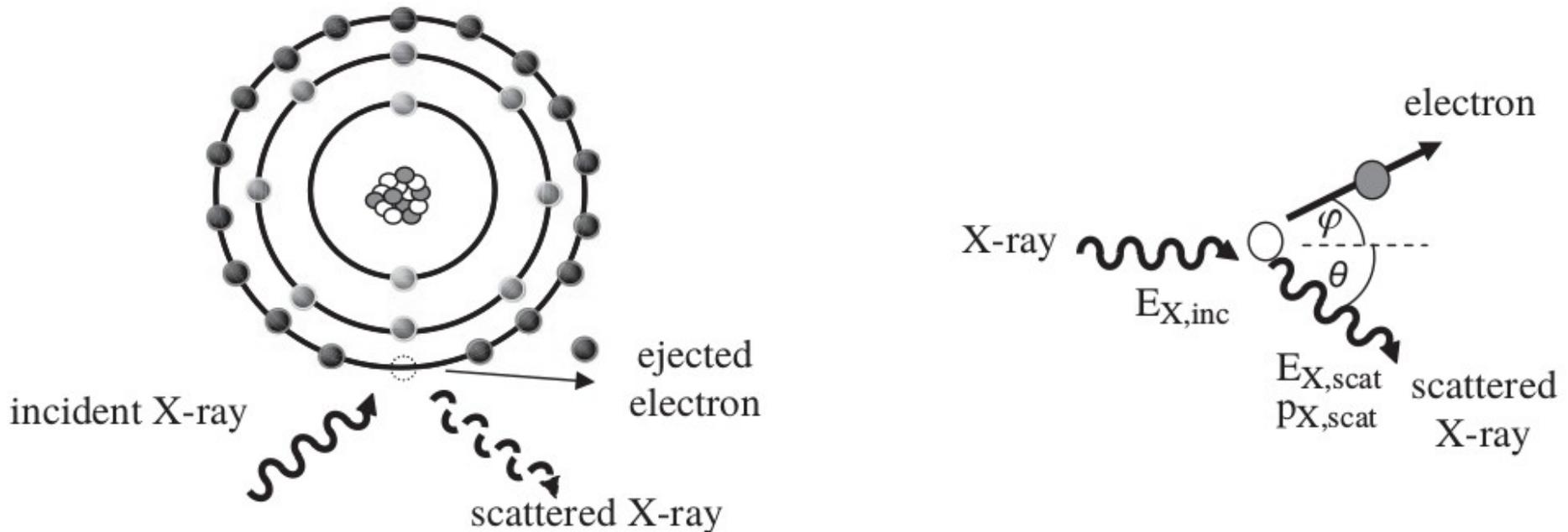
ρ densità del tessuto

Z_{eff} numero atomico effettivo

E energia del raggio X incidente

All'aumentare dell'energia E , il contrasto fra ossa e tessuto tende a diminuire.

Interazioni con il corpo



Scattering di Compton: riguarda l'interazione del raggio X con un elettrone esterno. A seguito dello “scontro”, il raggio perde una piccola parte della sua energia e viene deviato di un angolo θ , mentre l'elettrone è espulso.

Coefficienti di attenuazione

L'attenuazione dei raggi X attraverso i tessuti è di tipo esponenziale funzione della profondità e del coefficiente di attenuazione:

$$N = N_0 e^{-\mu(E)x}$$

$$\mu(E) = \mu(E)_{photoelectric} + \mu(E)_{Compton}$$

dove:

N numero di raggi X trasmessi attraverso un tessuto

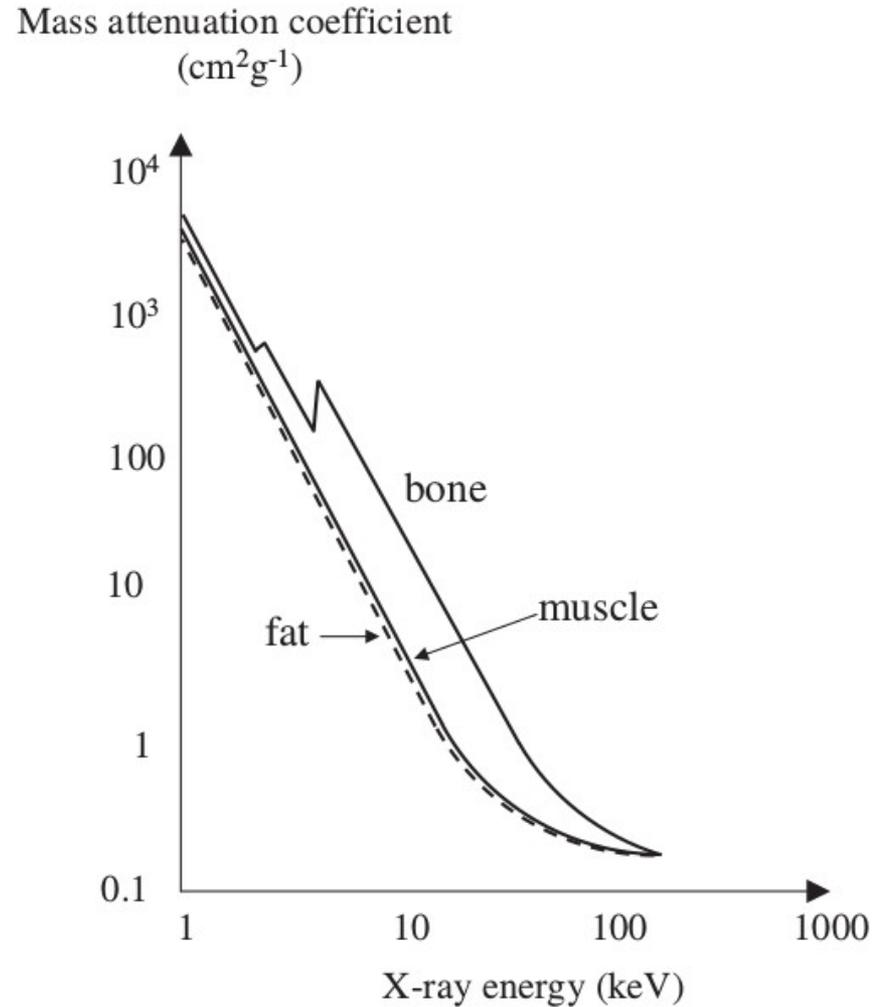
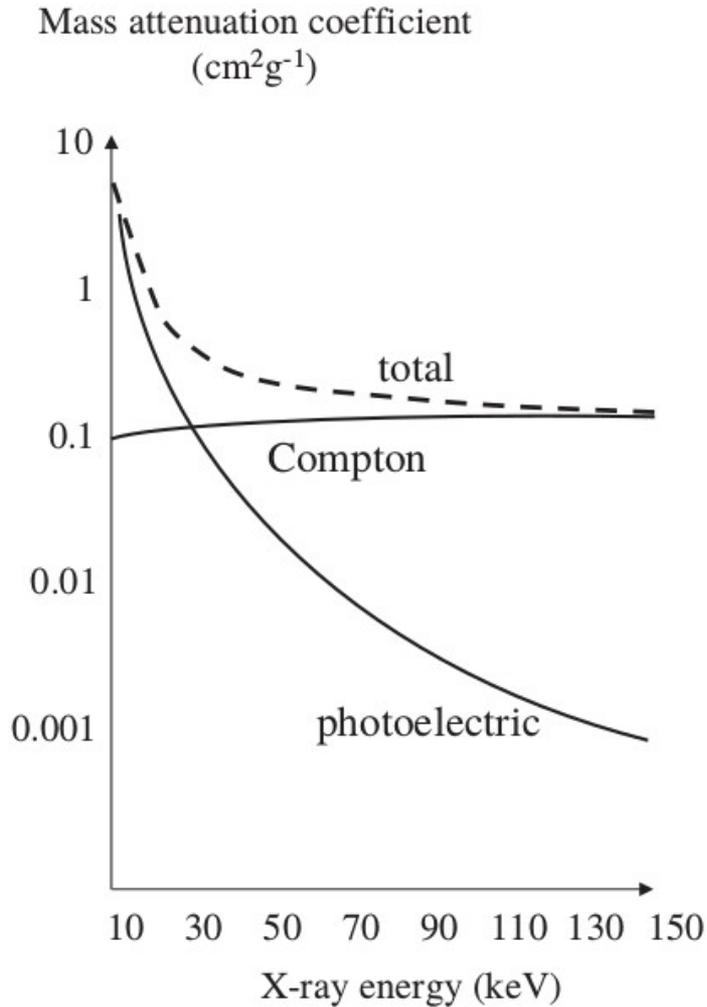
N_0 numero di raggi X incidenti

$\mu(E)$ coefficiente di attenuazione lineare (funzione dell'energia del raggio)

x spessore del tessuto



Coefficienti di attenuazione



Detectors

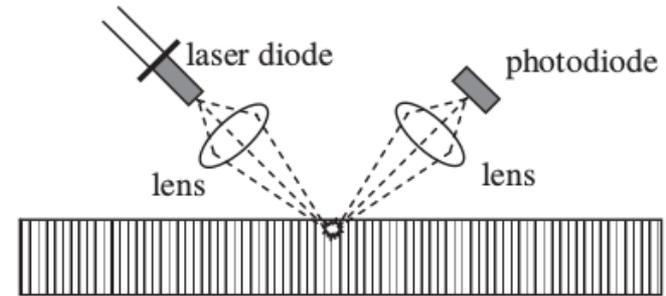
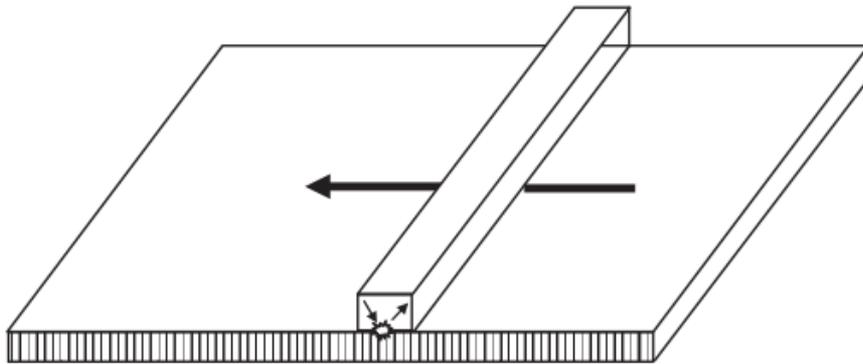
Il detector per la Computed Radiography (CR) è costituito da:

- detector plate, costituito da un sottile strato di cristalli di fosforo (dimensioni da 18x24 cm a 35x43 cm)
 - Standard (applicazioni generali)
 - High Resolution HR (mammografia)

Il suo ruolo consiste nel convertire i raggi X in segnali luminosi persistenti (latenti).

- CR reader, che acquisisce (digitalizza) l'immagine latente del plate
 - Line scan
- Alto range dinamico (lineare per 4 ordini di grandezza)

Detectors



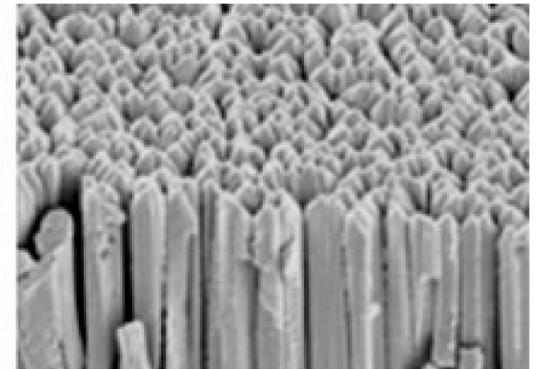
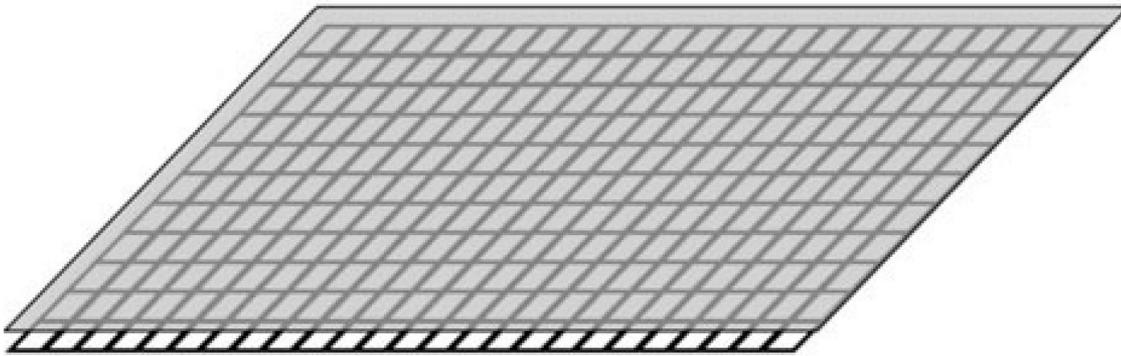
Line scan CR reader: un laser eccita gli elettroni intrappolati, consentendogli di tornare allo stato energetico più basso, emettendo impulsi luminosi catturati dal fotodiode (che li converte in potenziale elettrico) attraverso delle lenti. L'intero processo dura circa 10s.

Successivamente dei laser ad alta potenza “sbiancano” il plate.

Detectors

Vi sono due tipi di detector per la Digital Radiography (DR):

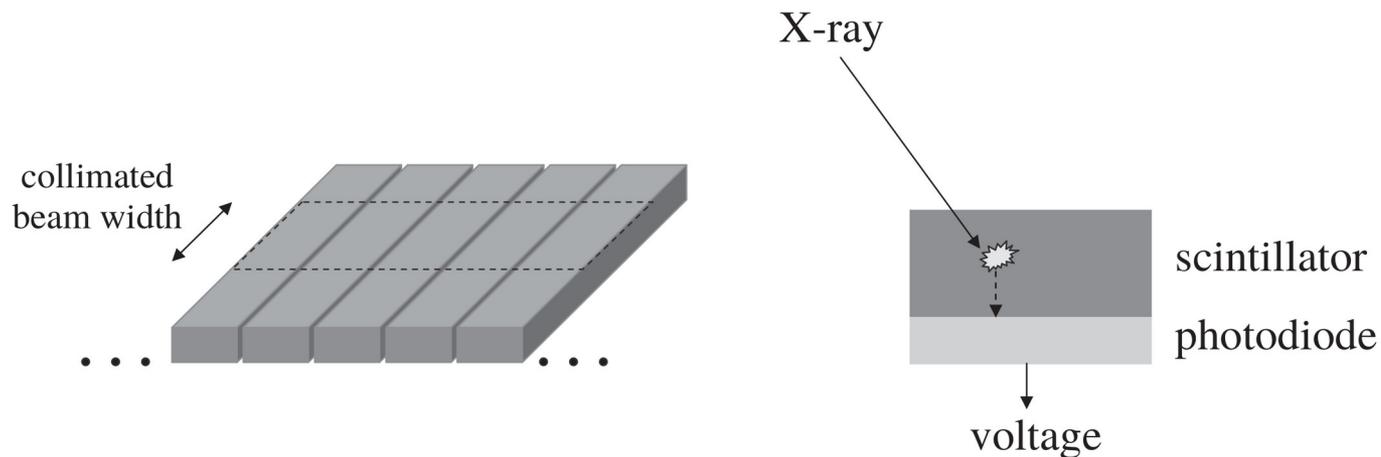
- conversione indiretta, composta da due fasi
 - conversione raggi X \rightarrow luce (scintillatore a cristallo CsI:TI - ioduro di cesio drogato con tallio);



Detectors

Vi sono due tipi di detector per la Digital Radiography (DR):

- conversione indiretta, composta da due fasi
 - conversione raggi X \rightarrow luce (scintillatore a cristallo CsI:TI - ioduro di cesio drogato con tallio);
 - conversione luce \rightarrow tensione (array 2D di fotodiodi)
- dimensioni tipiche 43x43 cm, 3001x3001 fotodiodi.

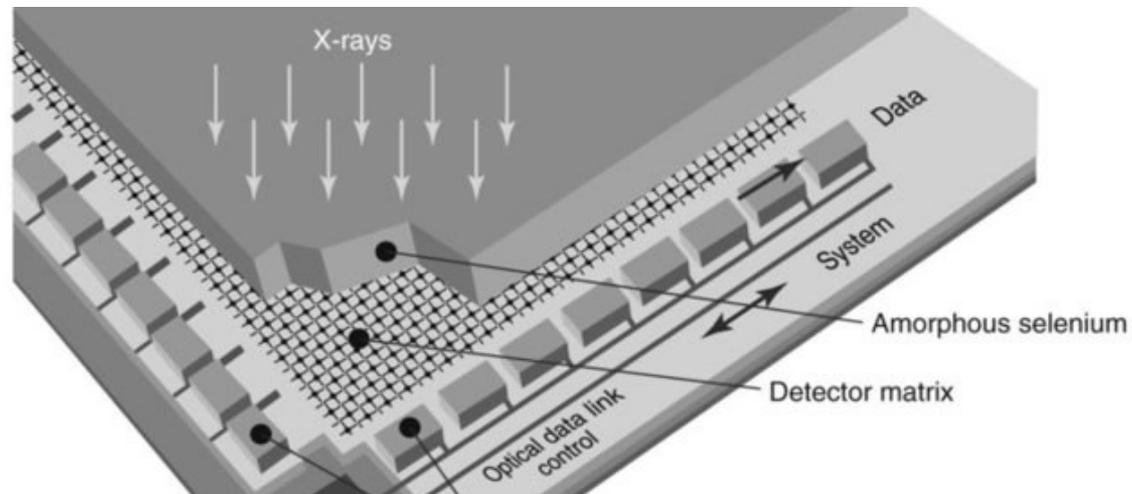


Detectors

Vi sono due tipi di detector per la Digital Radiography (DR):

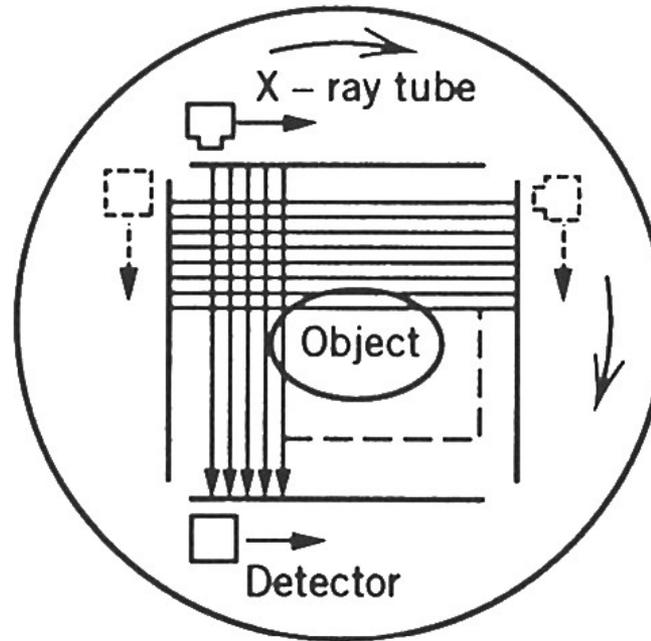
- conversione indiretta, composta da due fasi
- conversione diretta
 - conversione raggi X → tensione

materiali come il selenio amorfo consentono la conversione diretta, ma l'assorbimento non è così efficiente come i cristalli CsI:Tl.



Generazioni Scanner CT

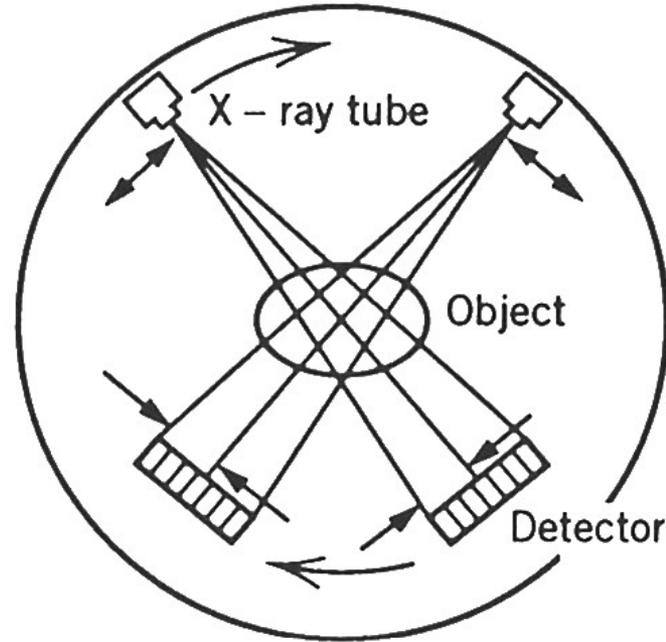
Linear translation scan
(large) and rotation



I generazione: un singolo fascio di raggi X a pennello incide su un singolo detector. Dopo un movimento di traslazione l'intero sistema ruota di 1° - 2° per 180 volte in un tempo di 8-10 min, con immagini di 80×80 o 160×160 pixel.

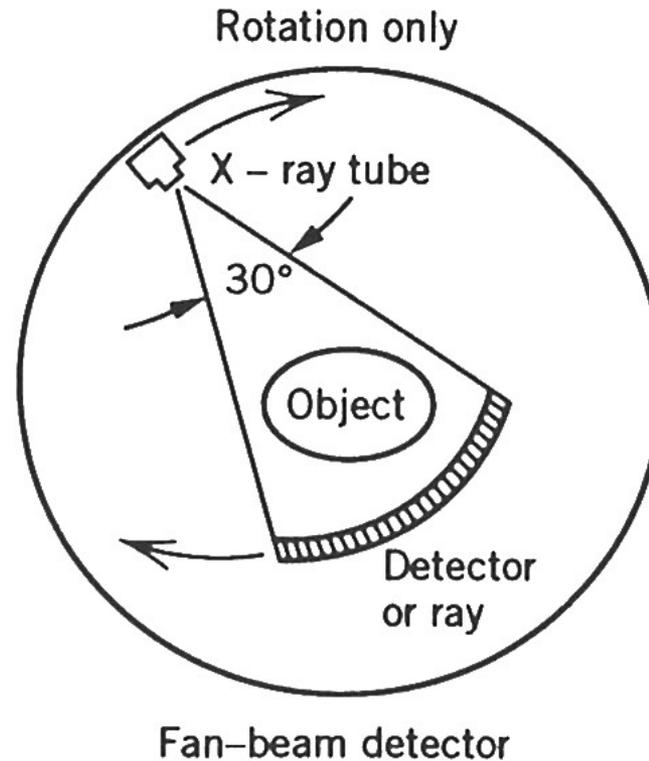
Generazioni Scanner CT

Linear translational scan
(small) and rotation



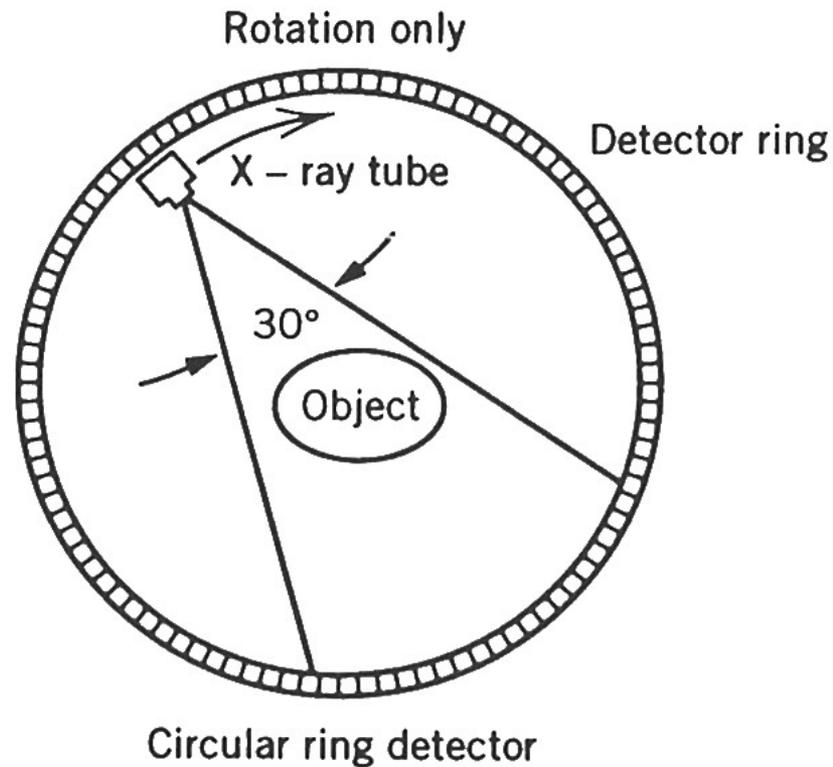
Il generazione: un singolo fascio di raggi X a ventaglio largo 20° - 30° incide su 8-30 detectors. Dopo un movimento di traslazione l'intero sistema ruota di 10° - 30° alla volta in un tempo di 20-30 sec.

Generazioni Scanner CT



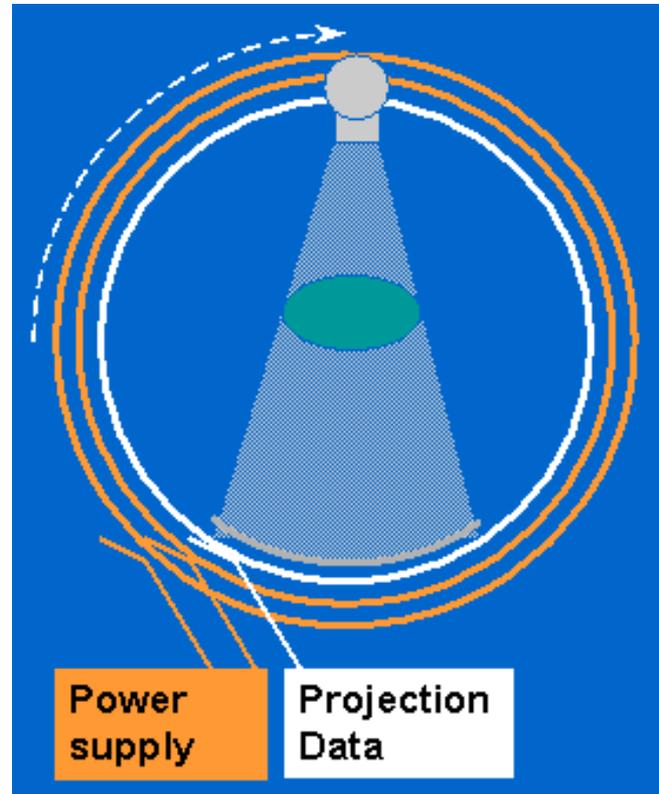
III generazione: incremento dell'angolo di divergenza del fascio (35-40°) e del numero di detectors (300-1200), rotazione del tubo e dei detectors (240-360°). Tempi di scansione fino a 1.5-3.6 sec. con matrici da 256 x 256 – 512 x 512 elementi.

Generazioni Scanner CT



IV generazione: Corona completa di 1200-4800 detectors, con rotazione del solo tubo.

Slip Ring



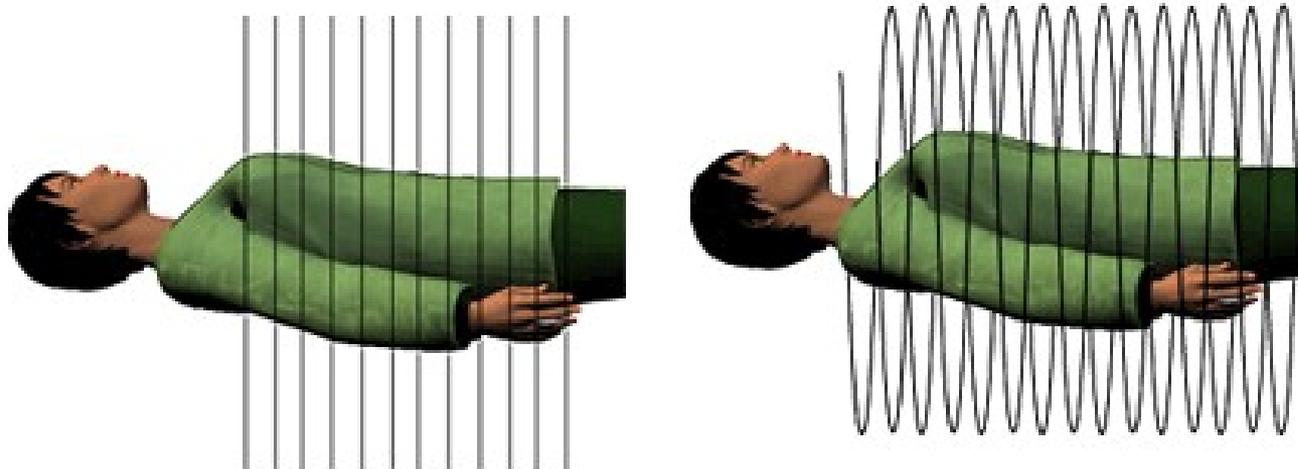
Contatti striscianti: abolire il vincolo fisico costituito dai cavi di alimentazione

Slip Ring



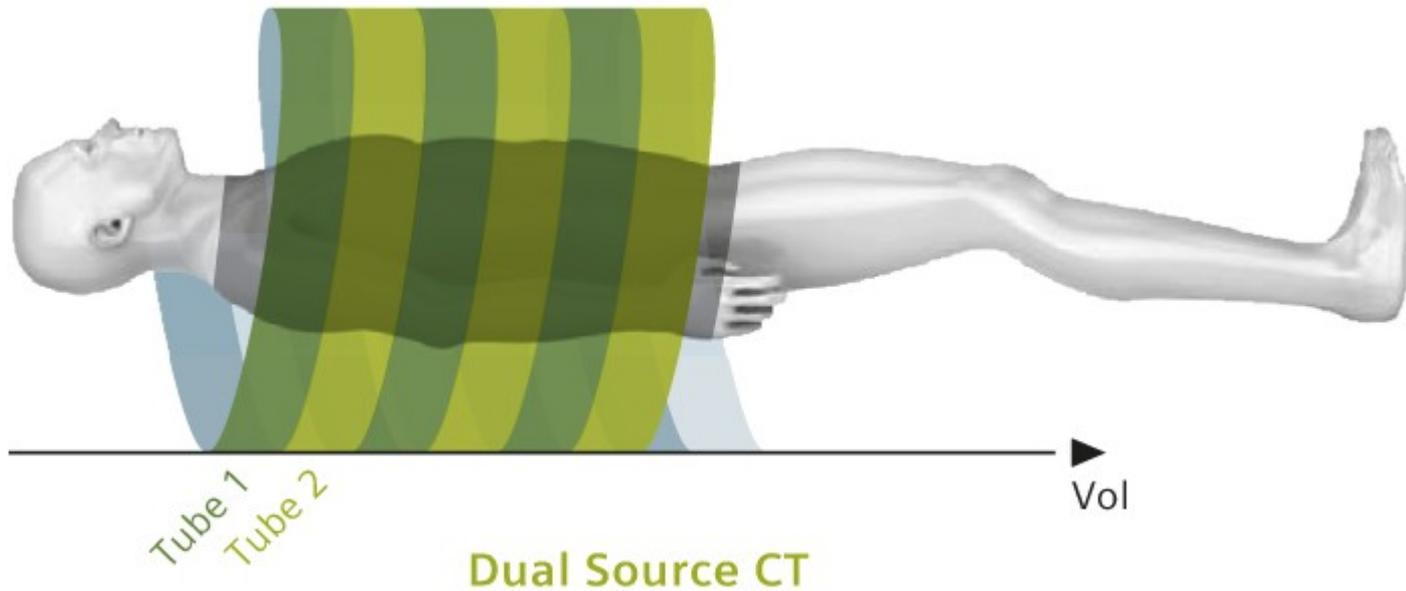
Contatti striscianti: abolire il vincolo fisico costituito dai cavi di alimentazione

Affinamenti



Acquisizione a spirale

Affinamenti



Acquisizione a spirale multi-slice.