



UNIVERSITÀ  
DEGLI STUDI  
DI PALERMO



# Radiografia

Corso di «Strumentazione Diagnostica per Immagini»

a.a. 2021 – 2022

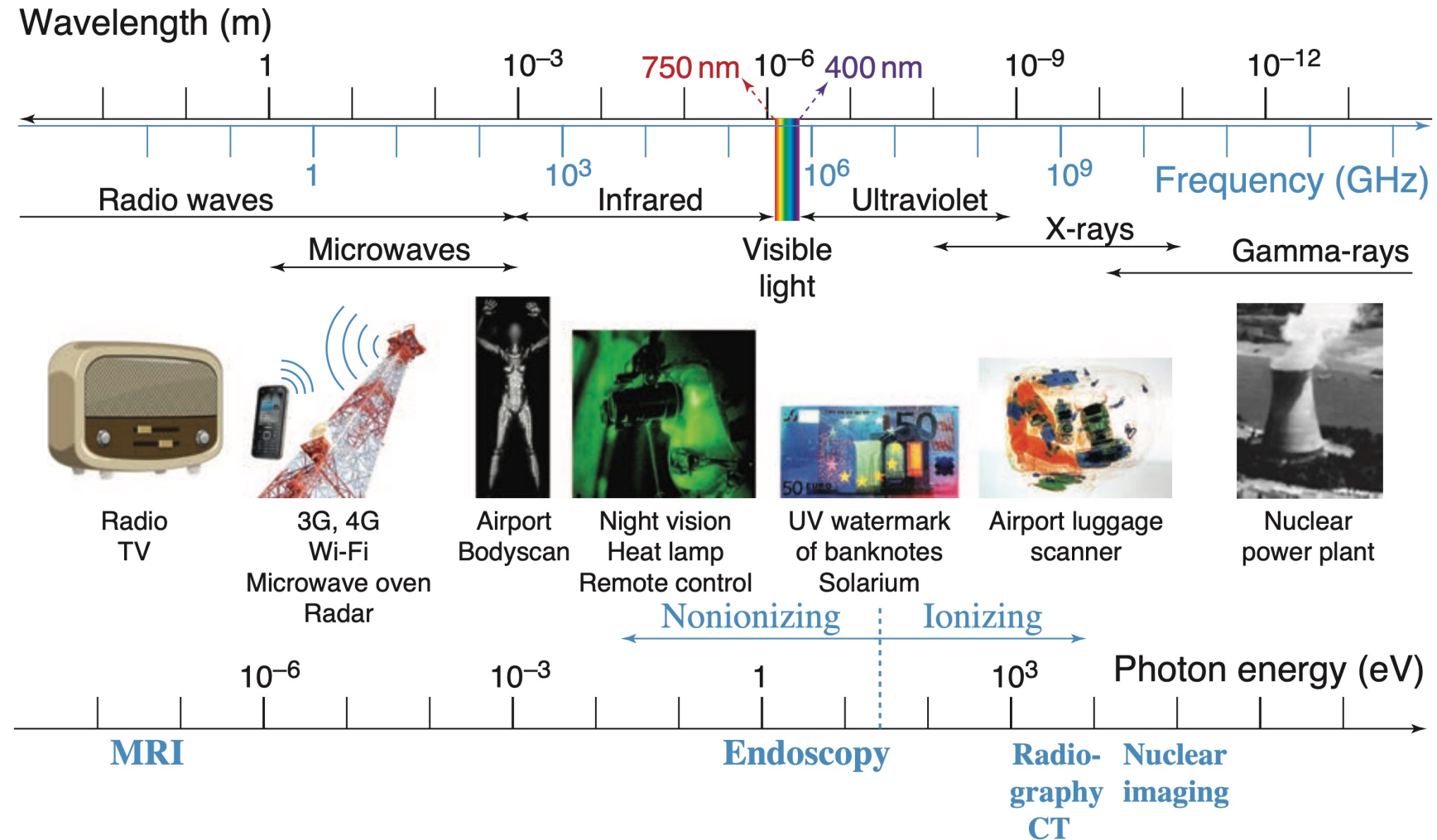
Prof. Roberto Pirrone

# Sommario

- Generalità
- Raggi X e loro assorbimento
- Rilevatori
- Qualità dell'immagine
- Tipologia delle apparecchiature e loro uso sanitario
- Rischi per la salute

# Generalità

- Lo spettro delle radiazioni elettromagnetiche



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

# Generalità

- I raggi X (perché «misteriosi» quando furono scoperti) sono stati scoperti da Wilhelm Konrad Röntgen nel 1895 mentre faceva esperimenti con i tubi a raggi catodici
- Röntgen scoprì che uno schermo posto davanti al tubo diveniva fluorescente e intuì che la radiazione non era solamente luce visibile
- Egli scoprì anche che questa veniva assorbita dalla materia e che poteva impressionare una lastra fotografica
- I raggi X divennero subito una pratica clinica, ma furono identificati come una radiazione elettromagnetica a onde corte solo nel 1912

# Raggi X e loro assorbimento

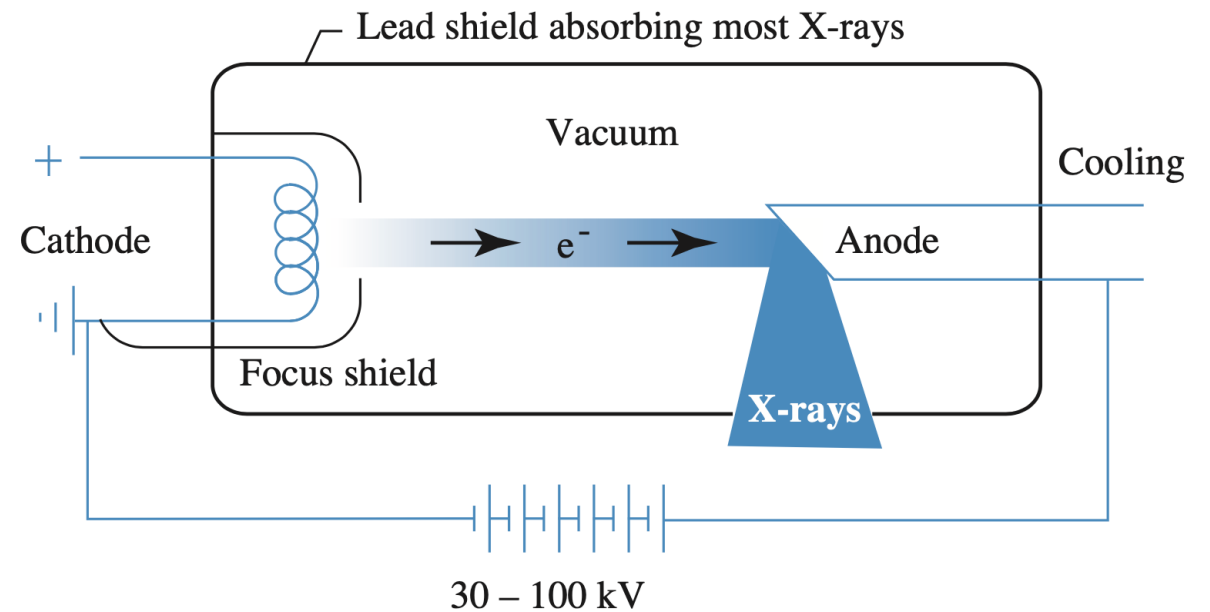
- I raggi X sono una radiazione elettromagnetica in forma di *fotoni*, il cui spettro di lunghezza d'onda sta nell'ordine di alcuni Å ( $10^{-10}$  m)
- La loro energia è quindi di alcune decine di KeV

$$E = h \cdot f = \frac{hc}{\lambda}$$

$h$ : costante di Planck,  
 $h \cdot c = 1.2397 \cdot 10^{-6} \text{ eV} \cdot \text{m}$

# Raggi X e loro assorbimento

- I raggi X vengono generati attraverso un apposito *tubo catodico a raggi X*

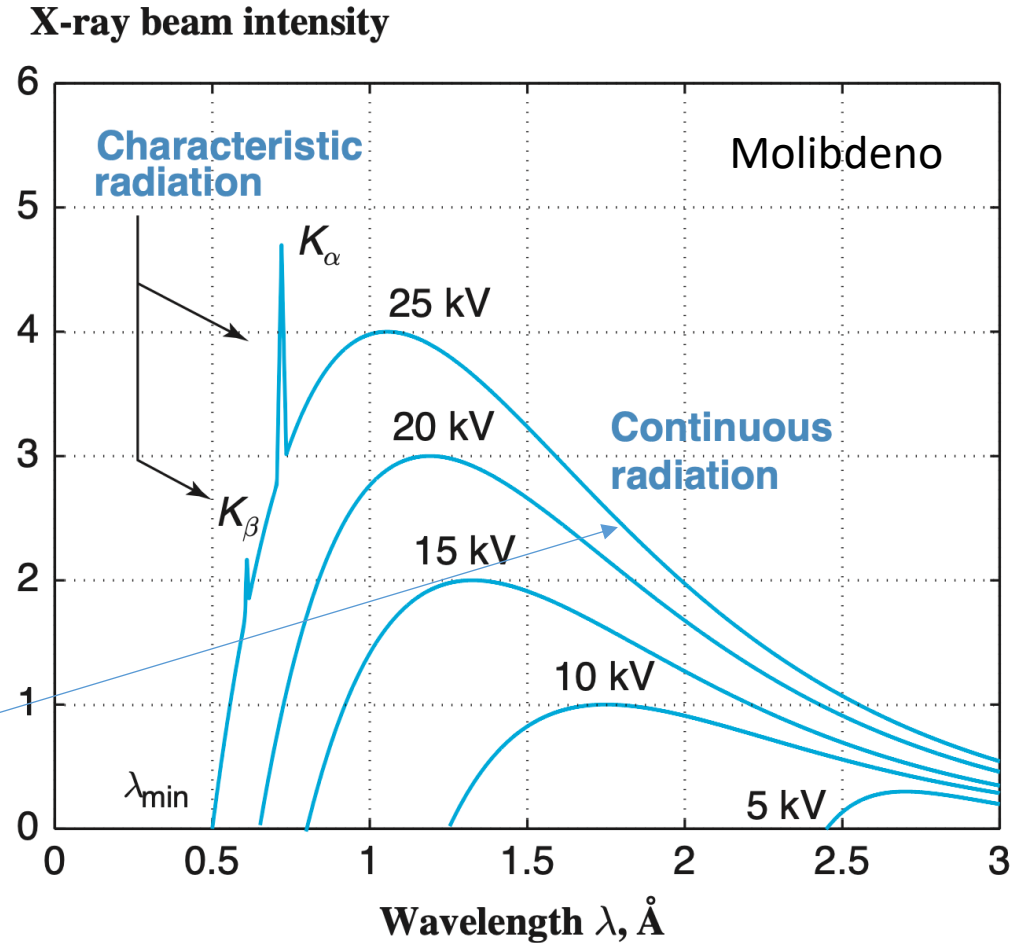


Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

# Raggi X e loro assorbimento

- L'emissione di raggi X è caratterizzata da una particolare distribuzione di energia nello spettro

Bremsstrahlung

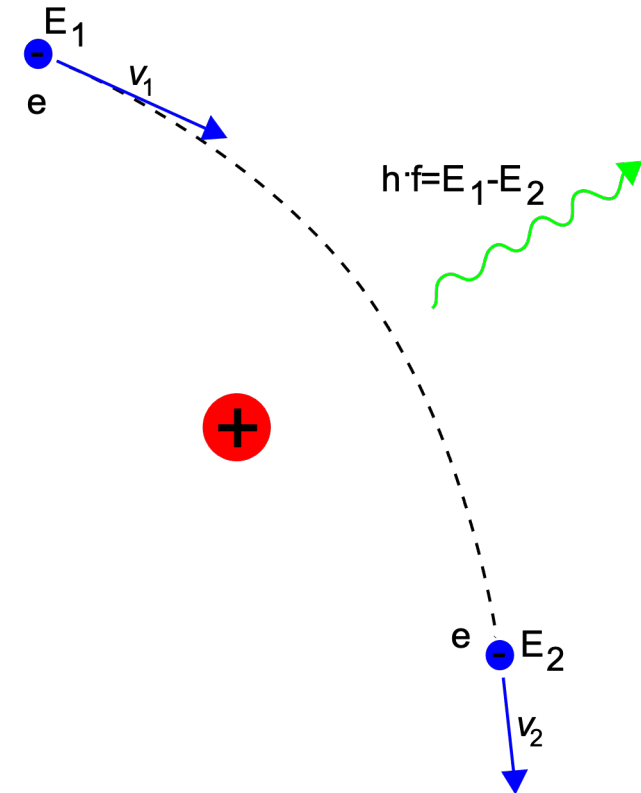


Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

LABORATORIO DI INTERAZIONE UOMO-MACCHINA  
CHILAB

# Raggi X e loro assorbimento

- Bremsstrahlung
  - La «radiazione di frenamento» si genera quando una particella carica altamente energetica viene accelerata o decelerata
  - Un caso tipico è l'urto di un fascio di elettroni sulla superficie di un materiale: i campi elettrici dei nuclei atomici deflettono gli elettroni che passano loro vicino, generando così l'emissione di fotoni



Fonte: <https://it.wikipedia.org/wiki/Bremsstrahlung>

$$E \leq E_{\max} = qU, \quad \lambda \geq \lambda_{\min} = \frac{hc}{qU}$$

$U$ : intensità della tensione applicata agli elettrodi



# Raggi X e loro assorbimento

- Radiazione caratteristica
  - La radiazione caratteristica si genera perché gli elettroni ad alta energia, impattando sull'anodo, possono rimuovere dagli atomi gli elettroni di uno dei *gusci atomici* (K, L, M al variare del numero atomico principale) lasciando una *lacuna*
  - La lacuna viene riempita da un elettrone di un guscio più energetico che, nel decadimento, rilascia una radiazione a una frequenza molto precisa
    - In figura,  $K_{\alpha}$ : transizione  $L \rightarrow K$ ,  $K_{\beta}$ : transizione  $M \rightarrow K$

# Raggi X e loro assorbimento

- La natura dei raggi X come *radiazioni ionizzanti* che possono rimuovere un elettrone da un atomo o quantomeno eccitarlo, se a più bassa energia, dà luogo a una serie di interazioni diverse con la materia che variano a seconda dell'energia associata al raggio
  - Rayleigh scattering o scattering coerente (basse energie  $E < 30\text{keV}$ ) il raggio viene assorbito e rimesso secondo una direzione diversa tanto maggiore quanto più bassa è la sua energia. Non dà problemi nell'imaging radiologico che avviene per  $E > 50\text{ keV}$ , ma è fonte di rumore per le mammografie ( $E$  nell'intorno di  $24 - 32\text{ keV}$ )

# Raggi X e loro assorbimento

- Interazioni con la materia
  - Assorbimento fotoelettrico (energie superiori a quelle di legame degli elettroni dei gusci più interni) il raggio viene assorbito e l'elettrone eccitato viene emesso
  - Compton scattering il raggio trasferisce energia a uno degli elettroni dei gusci più esterni e viene deviato, anche indietro
  - Pair production (energie almeno pari a 1.02 MeV) il fotone, impattando su un atomo, genera una coppia elettrone/positrone che subiscono un processo di annichilazione e generano due raggi X con  $E = 511 \text{ KeV}$  che viaggiano in direzioni opposte – usata in medicina nucleare

# Raggi X e loro assorbimento

- Interazioni con la materia
  - A livello macroscopico, i raggi X vengono assorbiti dai tessuti con una legge di tipo esponenziale con la distanza  $d$

$$I_{\text{out}} = I_{\text{in}} e^{-\mu d}$$

*Materiale isotropo  
fotoni tutti ad eguale energia*

- $\mu$ : *coefficiente di attenuazione lineare* che dipende dall'energia e dal materiale e si misura in  $\text{cm}^{-1}$
- $\mu(E, \text{mat})$  ha un andamento pressoché decrescente al crescere dell'energia del raggio

# Raggi X e loro assorbimento

- Interazioni con la materia
  - Nel caso reale, il fascio è costituito da raggi ad energia variabile e attraversa un materiale non omogeneo

$$I_{\text{out}} = \int_0^{\infty} \sigma(E) e^{-\int_{x_{\text{in}}}^{x_{\text{out}}} \mu(E,x) dx} dE$$

L'energia del fascio va  
integrata lungo lo spettro

$\mu$  va integrato lungo la  
direzione di moto del raggio

# Raggi X e loro assorbimento

- Interazioni con la materia
  - Spesso, al posto di  $\mu$  si utilizza il coefficiente di attenuazione di massa  $\mu_m$  che è il rapporto tra  $\mu$  e la densità del materiale  $\rho$  espressa in  $\text{g/cm}^3$
  - $\mu_m$  si misura in  $\text{cm}^2/\text{g}$

# Rilevatori

- Esistono in commercio diverse soluzioni tecnologiche per la costruzione di un rivelatore di raggi X

- Pellicola + schermi scintillatori

- Intensificatore di immagine

Radiografia convenzionale

- Storage phosphors

- Pannelli a matrice attiva

Radiografia digitale

- Conteggio di fotoni

# Rilevatori

- Pellicola + schermi scintillatori
  - Una pellicola fotografica può essere impressionata dai raggi X, ma l'*efficienza di assorbimento* è assolutamente bassa: circa il 2% dei raggi che arrivano sulla pellicola vengono assorbiti per impressionare la pellicola
  - Per migliorare l'efficienza di assorbimento si usa una coppia di *schermi scintillatori* posti di fronte e dietro la pellicola
  - La scintillazione è il fenomeno per cui un raggio X che impatta su un materiale ad elevato peso atomico rimuove alcuni elettroni i quali a loro volta ne eccitano altri; quando questi ritornano al loro stato energetico normale emettono *fotoni luminosi*



# Rilevatori

- Pellicola + schermi scintillatori
  - I due schermi generano due lampi di luce e, poiché sono rivestiti da materiale riflettente, la convogliano verso la pellicola che viene così impressionata con una efficienza più alta
  - I due schermi sono anche luminescenti, emettono luce anche dopo la fine dell'eccitazione luminosa e questo aumenta ancora l'efficienza
  - Si utilizzano materiali cristallini accresciuti in modo coerente in forma di aghi o pilastri per ridurre la diffusione laterale della luce
  - Questi sistemi hanno comunque una PSF molto ampia a causa dello scattering

# Rilevatori

- Pellicola + schermi scintillatori
  - La pellicola è ricoperta da un alogenuro di argento (spesso AgBr) che è un sale i cui grani assorbono la radiazione e precipitano allo stato di argento metallico, dando luogo a una zona scura sulla pellicola
  - L'entità dei grani coinvolti dipende dall'ammontare di energia, maggiore è la loro dimensione più veloce è l'impressione della pellicola
  - Rimuovendo l'argento metallico si ottiene l'immagine negativa che è l'immagine radiologica finale

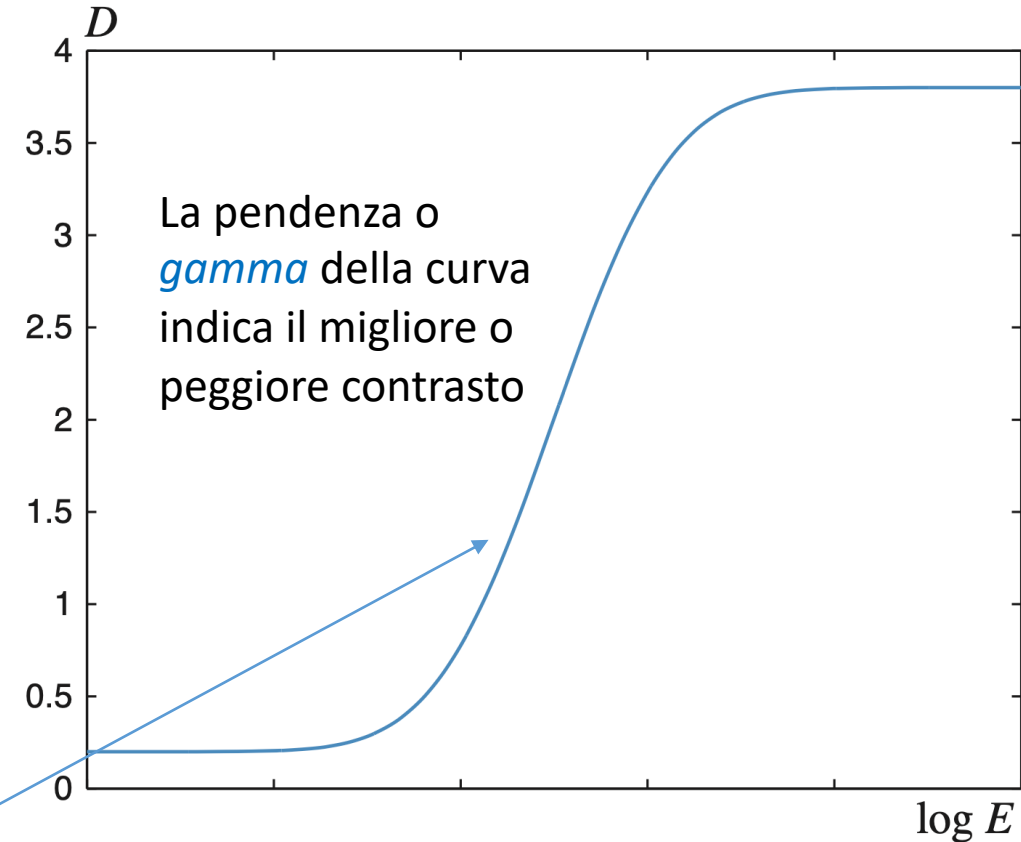
# Rilevatori

- Pellicola + schermi scintillatori
  - Contrasto della pellicola

$$D = \log \frac{I_{\text{in}}}{I_{\text{out}}}$$

D: densità ottica legata al rapporto tra luce incidente e riemessa dalla pellicola quando viene vista alla luce

*Curva sensitometrica*

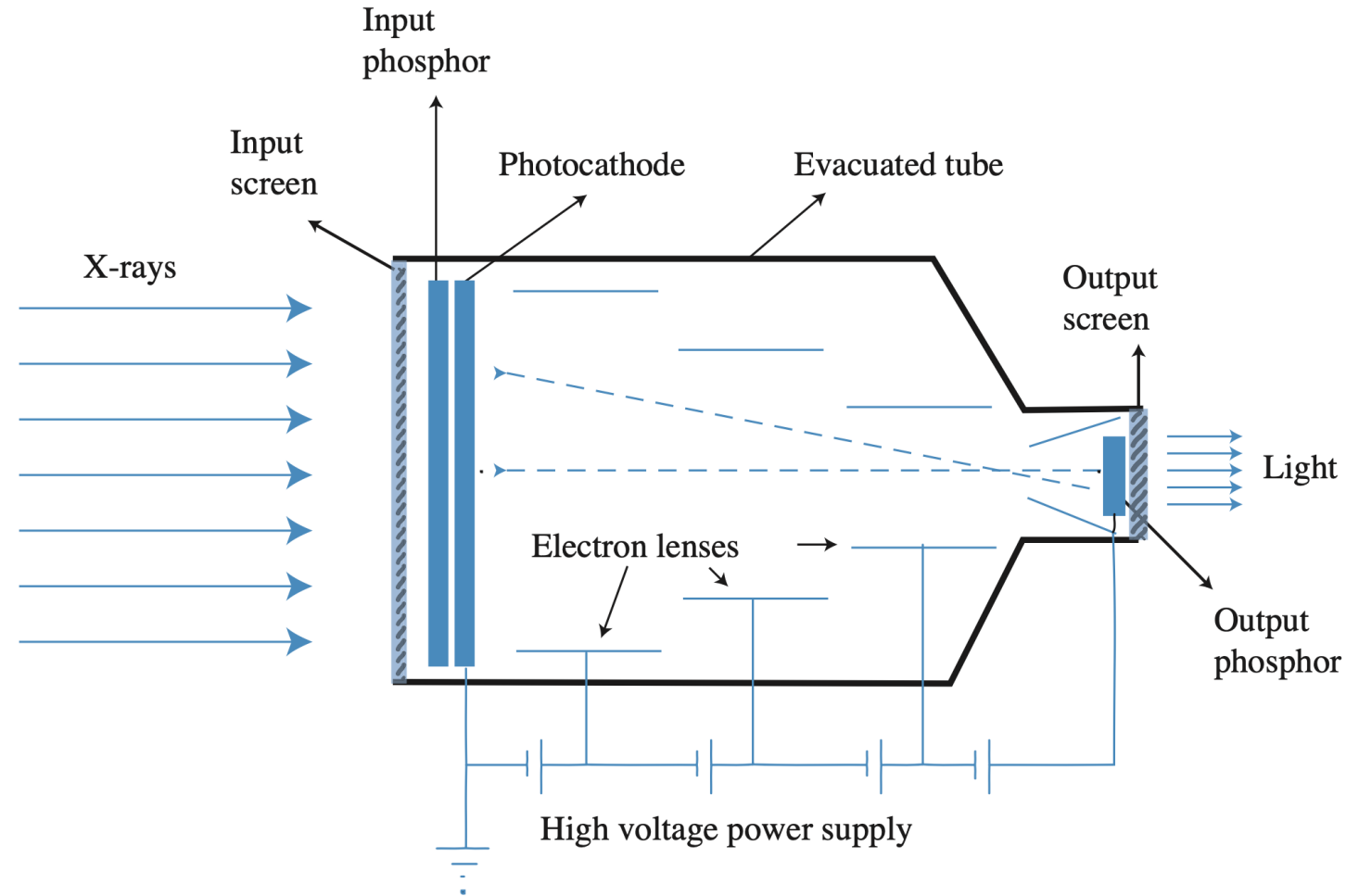


Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

E: esposizione, ovvero luce emessa dagli schermi per tutta la durata dell'irradiazione

# Rilevatori

- Intensificatore di immagine
  - Utile per acquisizioni dinamiche nella *fluoroscopia*
  - Viene accoppiato a una fotocamera per generare la lastra
  - Risoluzione spaziale bassa
  - Aumento del rumore per la doppia conversione.  
luce → elettroni → luce
  - Presenza di deformazione a cuscino



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

# Rilevatori

- Storage phosphors
  - Uno storage phosphor o «fosforo fotostimolabile» è un materiale che non rilascia l'energia acquisita quando viene eccitato, ma la immagazzina temporaneamente e la rilascia sotto forma di luce quando viene stimolato, per esempio con una luce laser
  - Gli elettroni del fosforo che, per effetto dell'eccitazione dovuta ai raggi X, passano dalla banda di valenza a quella di conduzione, restano intrappolati in apposite impurità del materiale che si comportano come *trappole elettroniche*.

# Rilevatori

- Storage phosphors
  - Uno storage phosphor mantiene la sua energia anche per 8 ore con una diminuzione del 25%
  - Il fosforo viene scandito da una luce laser generando direttamente un'immagine digitale
  - Di norma il pannello va rimosso a mano per la lettura: esistono versioni «wireless» con sorgente laser integrata e un array di fotodiodi per la lettura veloce dei pixel
  - La curva sensitometrica offre un range di esposizione più elevato dello scintillatore tradizionale ed è perfettamente lineare, quindi più tolleranze a sovraesposizioni o sottoesposizioni (ovvero riduzione della dose dei raggi X)

# Rilevatori

- Pannelli a matrice attiva
  - Un pannello a matrice attiva è composto da una matrice di elementi capacitivi a semiconduttore integrati su un substrato di silicio idrogenato amorfo (a-Si:H)
  - Gli elementi capacitivi conservano una carica elettrica indotta dai raggi X che viene letta immediatamente dopo l'esposizione e consente la generazione di un'immagine digitale

# Rilevatori

- Pannelli a matrice attiva
  - Conversione indiretta dei raggi X: la matrice viene accoppiata ad uno strato di materiale luminescente e in essa si integrano dei fotodiodi in parallelo agli elementi capacitivi; quando sono illuminati dalla luminescenza, i fotodiodi generano una corrente che viene immagazzinata nei capacitori.
  - Conversione diretta dei raggi X: uno strato di materiale fotoconduttore sensibile ai raggi X viene disposto tra due matrici di elettrodi ad alto voltaggio; quando è eccitato dai raggi X, il materiale genera una corrente elettrica che viene trasferita ai capacitori della matrice accoppiata al fotoconduttore. Si usano soprattutto il selenio amorfo (a-Se), zinco, silicio cristallino e tellururo di cadmio o di zirconio.



# Rilevatori

- Conteggio di fotoni
  - Piuttosto che generare una corrente proporzionale all'intensità totale del raggio che piove su un elemento della matrice, si utilizza una tecnica di lettura della matrice ad elevata velocità (ordine dei MHz) per contare esplicitamente i fotoni che contribuiscono a un pixel
  - Usa conversione diretta dei raggi X con silicio cristallino e un insieme di rilevatori lineari per leggere in parallelo le righe della matrice

# Qualità dell'immagine

- Risoluzione
  - Dipende dall'angolo formato dall'anodo con il fascio elettronico nel tubo a raggi X: dev'essere elevato per garantire un raggio ben focalizzato
  - La stanza del paziente contribuisce a diminuire la risoluzione perché introduce scattering e così pure il materiale fluorescente
  - La MTF al 10% varia da 5 a 15 lpmm
  - Dimensione tipica del pixel:  $150\mu\text{m}$  fino a  $75\mu\text{m}$  per la mammografia e  $50\mu\text{m}$  se si usa il photon counting
  - Dimensione dell'immagine: almeno 3000x3000 pixel

# Qualità dell'immagine

- Contrasto
  - Il contrasto, in quanto differenza tra minima e massima intensità, dipende dal coefficiente di assorbimento il quale è legato all'energia dei raggi
  - Basse energie, come nella mammografia, danno elevato contrasto
  - Il contrasto dipende anche dall'efficienza del rilevatore

# Qualità dell'immagine

- Rumore
  - Il rumore è tipicamente quello quantico dovuto alla natura statistica dei fotoni
  - Il modello statistico per il processo di rilevazione dei fotoni è la distribuzione di Poisson (media uguale alla varianza)
  - Il SNR è la radice quadrata dell'ampiezza del segnale poiché l'ampiezza del rumore coincide con la deviazione standard che è appunto la radice quadrata dell'ampiezza del rumore

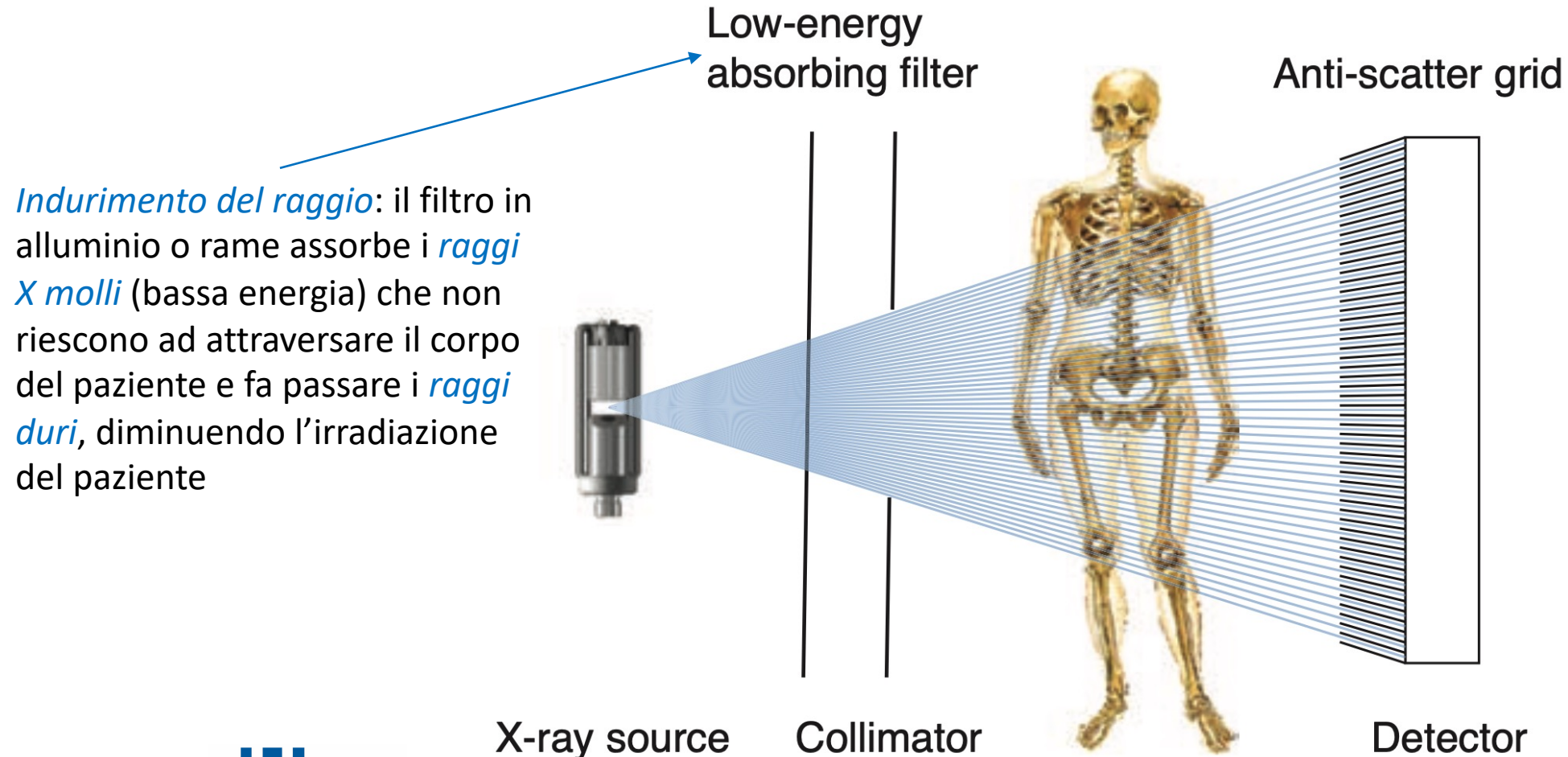
# Qualità dell'immagine

- Rumore
  - Poiché il rilevatore può ulteriormente inserire del rumore, a causa della sua efficienza di interazione e della sua PSF, si usa la *detective quantum efficiency*

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

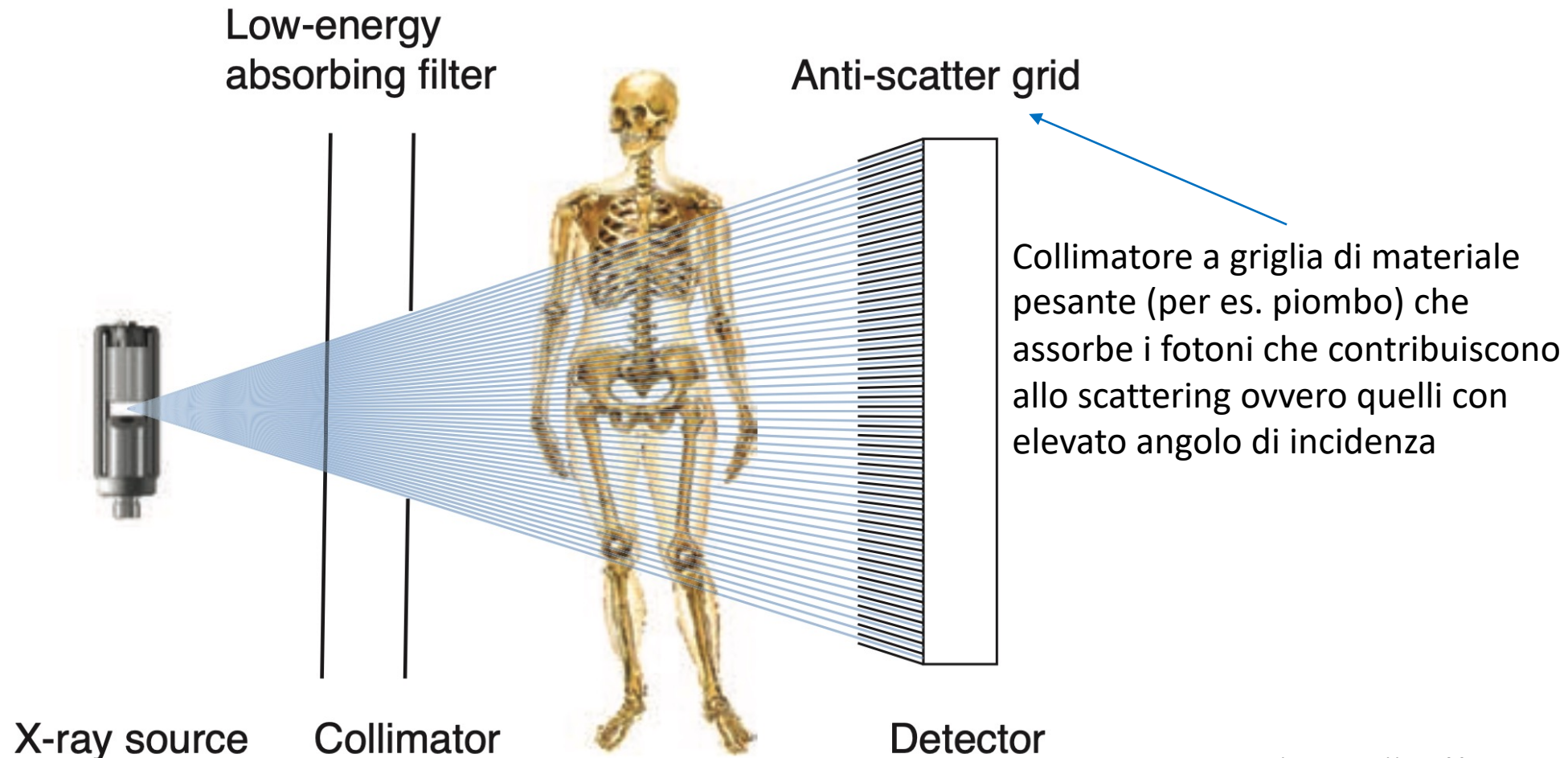
- La DQE descrive al variare della frequenza spaziale  $f$ , il rapporto tra i quadrati del SNR in uscita e in entrata al rilevatore

# Apparecchiature RX e loro uso sanitario



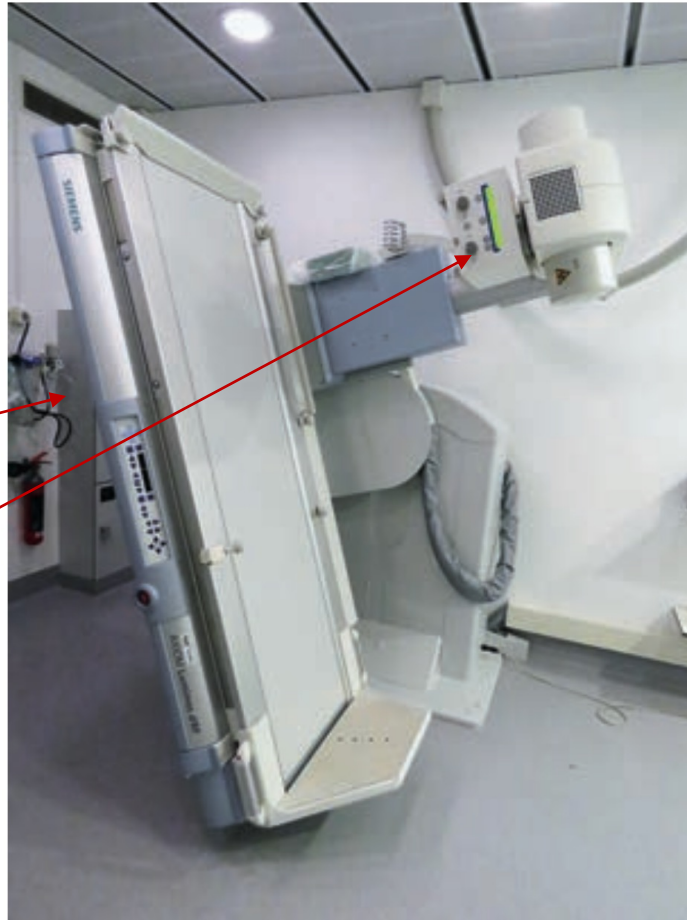
*Indurimento del raggio*: il filtro in alluminio o rame assorbe i **raggi X molli** (bassa energia) che non riescono ad attraversare il corpo del paziente e fa passare i **raggi duri**, diminuendo l'irradiazione del paziente

# Apparecchiature RX e loro uso sanitario





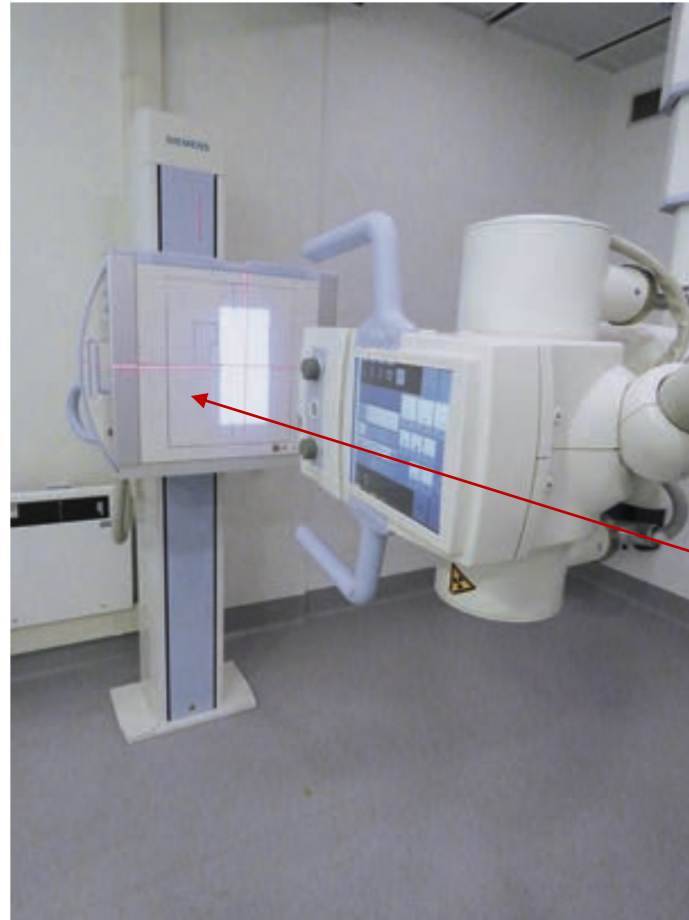
# Apparecchiature RX e loro uso sanitario



Il rilevatore è dietro il tavolo orientabile

Sorgente mobile: radiografia e fluoroscopia

Si può pensare il contrario



Storage phosphor wireless

Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.



# Apparecchiature RX e loro uso sanitario

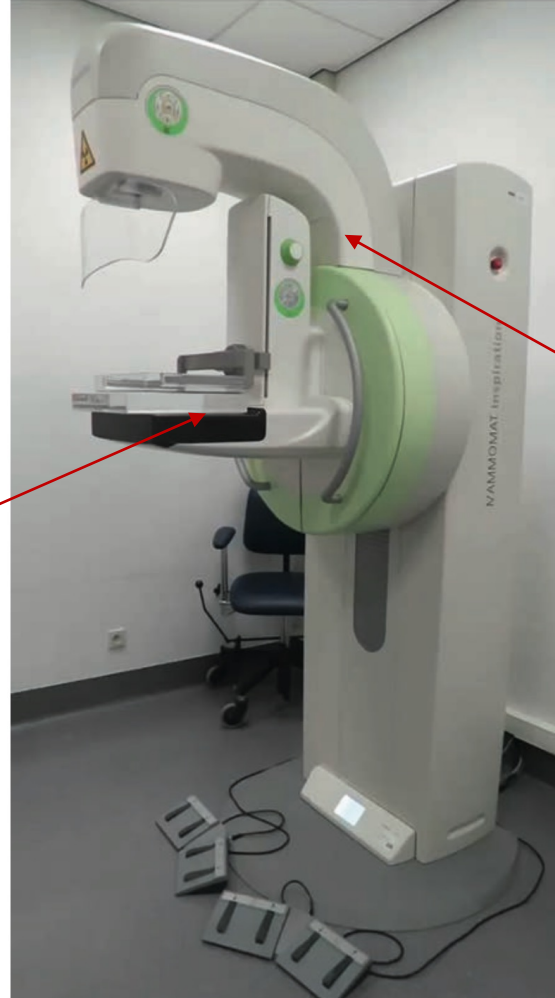


Sorgente del radiografo  
digitale portatile

Rilevatore wireless e  
portatile a matrice attiva

Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

# Apparecchiature RX e loro uso sanitario



Sorgente rotante da sx a dx utile per tomografia

Mammografo digitale a conversione diretta dei raggi X tramite a-Se

Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

# Apparecchiature RX e loro uso sanitario



La struttura a pavimento ruota fino a 7.5 fps a risoluzione 2480x1910 px mentre con l'altra si possono acquisire proiezioni fino a 60 fps durante la rotazione della prima

Angiografia digitale  
rotazionale 3D (3DRA)  
bipolare

Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

# Apparecchiature RX e loro uso sanitario

- La radiografia vera e propria riguarda l'acquisizione di immagini singole o comunque da posizione fissa
- Si usa un mezzo di contrasto per far risaltare i tessuti molli (cavità toracica, cuore, visceri ...)
- Applicazioni:
  - Scheletro
  - Torso e cavità toracica
  - Mammografia
  - Denti

# Apparecchiature RX e loro uso sanitario

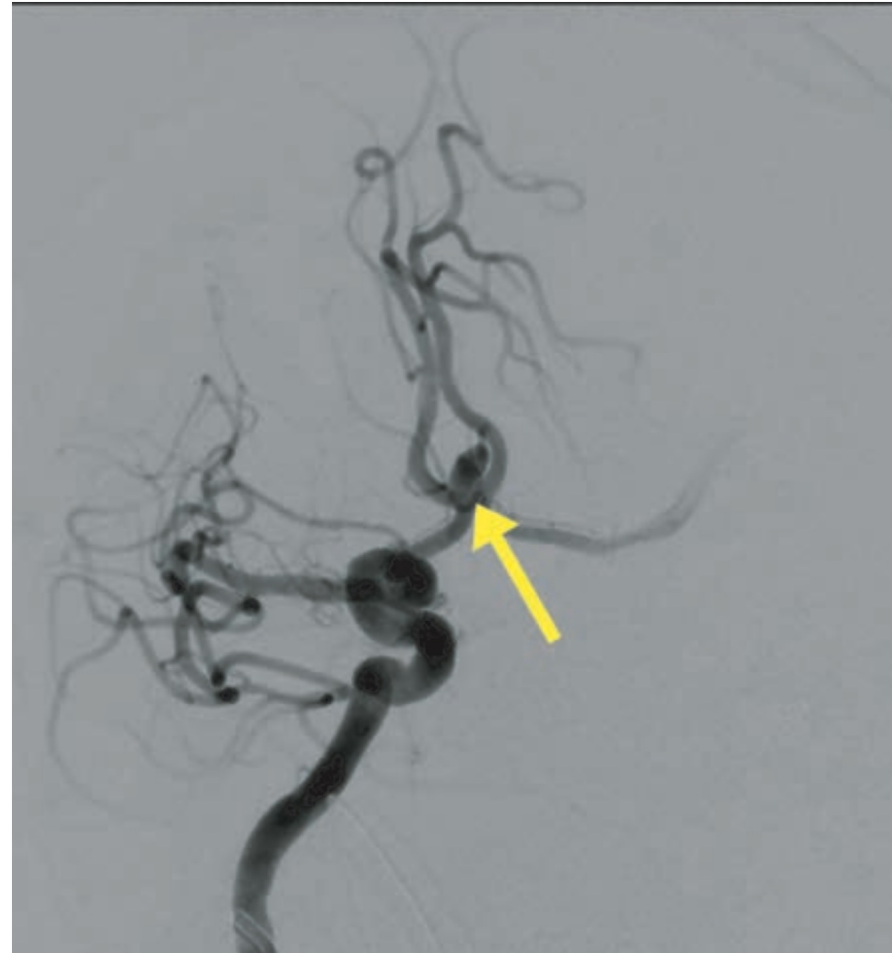
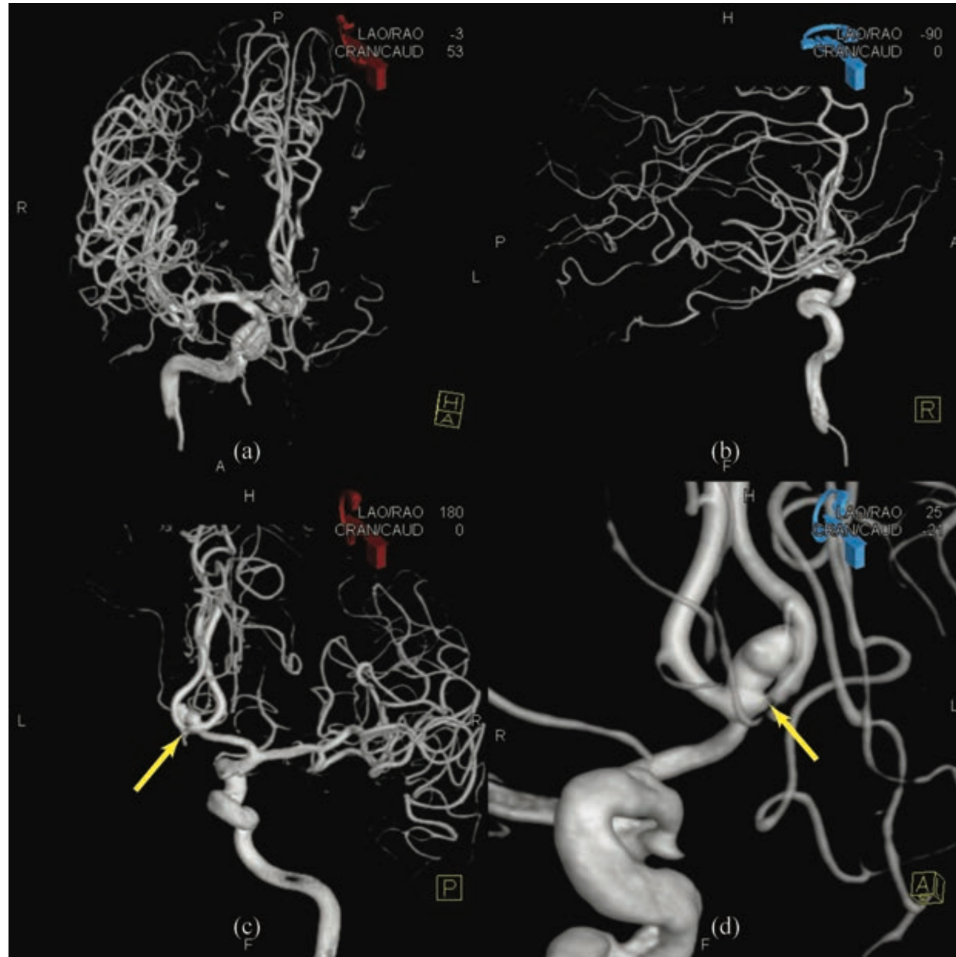
- La fluoroscopia riguarda l'acquisizione di sequenze di immagini ai raggi X
- L'acquisizione dev'essere veloce e le dosi somministrate al paziente salgono per via dell'esposizione prolungata
- Applicazioni:
  - Fluoroscopia interventistica, per un riscontro veloce dell'andamento dell'azione chirurgica, tipicamente in ortopedia
  - Angiografia, per l'analisi delle condizioni dei vasi, l'applicazione di stent, l'intervento su aneurismi etc.

# Apparecchiature RX e loro uso sanitario

- La fluoroscopia riguarda l'acquisizione di sequenze di immagini ai raggi X
- L'acquisizione dev'essere veloce e le dosi somministrate al paziente salgono per via dell'esposizione prolungata
- Applicazioni:
  - Fluoroscopia interventistica, per un riscontro veloce dell'andamento dell'azione chirurgica, tipicamente in ortopedia
  - Angiografia, per l'analisi delle condizioni dei vasi, l'applicazione di stent, l'intervento su aneurismi etc.



# Apparecchiature RX e loro uso sanitario



Angiografia 3DRA dei vasi cerebrali, usata per guidare la riparazione dell'aneurisma indicato in giallo, ripreso tramite classica *angiografia a sottrazione di immagine* (DSA) durante l'intervento

Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

# Rischi per la salute

- Rischi stocastici (non ci sono studi che li indichino come certi)
  - Cancro
  - Mutazioni genetiche
- Rischi deterministici
  - Distruzione di cellule e riduzione o addirittura inibizione dei meccanismi riparatori dei tessuti irradiati



# Rischi per la salute

- Misure della radiazione
  - Dose assorbita  $D$
  - Misurata in Grey (Gy)  $1\text{Gy} = 1\text{J/Kg}$
  - Esistono tabelle che indicano la soglia in Gy per il danneggiamento dei vari tipi di tessuto

# Rischi per la salute

- Misure della radiazione

- Dose equivalente  $H_T$
- Misurata in Sievert (Sv)  $1\text{Sv} = 1\text{ Gy}$

$$H_T = \sum_R (w_R \cdot D_{T,R})$$

Peso relativo della radiazione  $R$ , come misura dell'impatto biologico per unità di dose assorbita.  $w_R = 1$  per i raggi X

Dose media assorbita per tessuto  $T$  e radiazione  $R$

# Rischi per la salute

- Misure della radiazione

- Dose effettiva  $E$ , espressa in Sv

- Somma pesata delle dosi equivalenti sui tessuti

$$E = \sum_T (w_T \cdot H_T) \quad \sum_T w_T = 1$$

Peso relativo della dose  
equivalente per il tessuto  $T$

Ovviamente su tutti i  
tessuti i pesi sommano 1

# Rischi per la salute

- Misure della radiazione
  - Le tabelle dei pesi dei tessuti sono stabilite a livello internazionale dalla International Commission for Radiological Protection (ICRP)
  - La dose equivalente e, meglio, la dose effettiva sono utili per la determinazione dell'esposizione ai rischi stocastici e per la comparazione degli effetti dei vari esami

# Rischi per la salute

- Misure della radiazione
  - Il cancro ha rischio valutato in 5.5%/Sv mentre le mutazioni genetiche alla seconda generazione 0.2%/Sv
  - Le dosi equivalenti legate ai diversi esami si aggirano nell'ordine di decimi o centesimi di mSv
  - Le angiografie vanno da alcuni mSv a diverse decine di mSv (radiazione naturale della terra 2-3mSv/anno)
  - Dosi massime raccomandate per l'esposizione: medici 20mSv/anno, pubblico 1mSv/anno