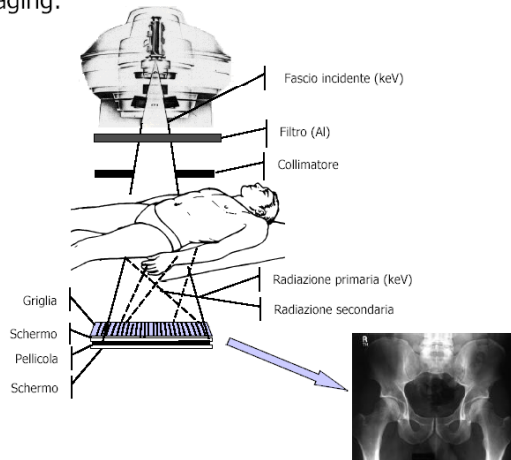




Radiodiagnostica a raggi x radiografia proiettiva

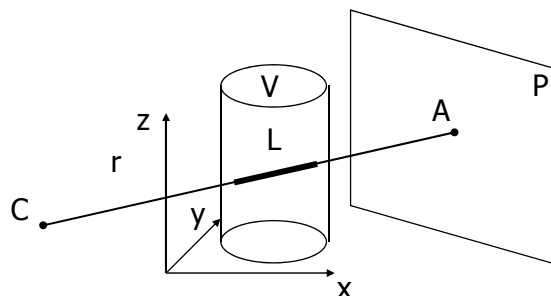
Imaging:



Radiografia:
immagine di
distribuzione
spaziale delle
caratteristiche di
attenuazione di un
fascio di raggi x
nei tessuti



Immagine RX: proiezione su di un piano P (piano della lastra fotografica) a partire da un centro C (punto focale dell'anodo nel tubo a vuoto) delle strutture interne al volume del corpo V



Un generico punto di proiezione A dipende da tutte le strutture incontrate dalla retta di proiezione r sul segmento L (interno a V)



Il valore di intensità rappresentato in A, I_A , si può ricondurre all'integrale sulla linea L della attenuazione lineare $\mu(x, y, z)$ funzione delle coordinate tridimensionali in V

$$I_A = I_0 \exp\left(-\int_L \mu(x, y, z) dL\right)$$

Punti a bassa intensità incidente (bianchi) indicano l'attraversamento di strutture ad alto assorbimento (tessuto osseo)



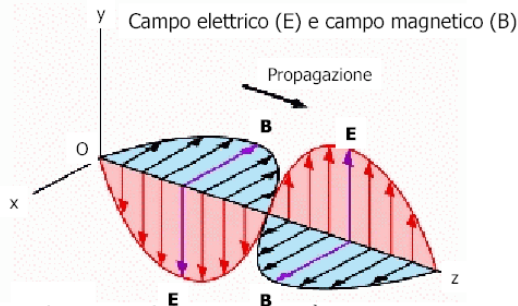
Applicazioni cliniche

RX arti	Angiografia
RX bacino	Urografia
RX Torace	Isterosalpingografia
RX cranio	Mammografia
RX apparato digerente	Clisma opaco
Rachide (cervicale/dorsale/lombare)	RX apparato cardiovascolare
RX scheletro	



Radiazioni elettromagnetiche

Modello ondulatorio (Maxwell, 1870)

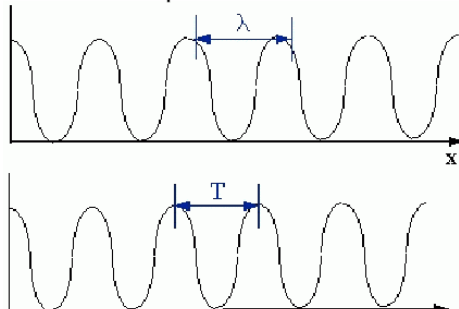


- Fenomeno di tipo ondulatorio a cui è associato un trasporto di energia
- Spiega bene i fenomeni di propagazione
- La propagazione avviene per variazioni dell'intensità del campo elettrico e magnetico ad esse associato
- La propagazione avviene anche in assenza di materia



Radiazioni elettromagnetiche

Modello ondulatorio: parametri e unità di misura



- λ [m] è la lunghezza d'onda è la distanza tra due punti in cui E (o B) hanno la stessa ampiezza (picchi o valli)
- T [s] è il periodo [s] è il tempo che intercorre tra due istanti nei quali E (o B) hanno la stessa ampiezza (picchi o valli)
- $1/T = \nu$ è la frequenza [Hz]
- $\lambda \cdot \nu = c$ è la velocità di propagazione (nel vuoto $3 \cdot 10^8$ m/s)



Radiazioni elettromagnetiche

Modello corpuscolare (Planck, 1900; Einstein, 1905)

- indispensabile per spiegare i processi di interazione radiazione-materia (assorbimento, emissione)
- prevede che l'energia trasportata da un'onda elettromagnetica sia concentrata in particelle prive di massa e senza carica elettrica: *i fotoni*
- l'energia del fotone dipende dalla frequenza dell'onda secondo la relazione: $E = h\nu$ [J]
dove h è la costante di Planck ($h = 6.63 \cdot 10^{-34} \text{ Js}$)
- al fotone si associa anche una quantità di moto pari a:
 $p = mv = h\nu/c = h/\lambda$ [Jsm^{-1}]
- Vale anche:
 $E = hc/\lambda$ [J];
 $E = 1.24/\lambda$ con λ in nm; E in keV ($1\text{eV} = 1.602 \cdot 10^{-19} \text{ J}$)



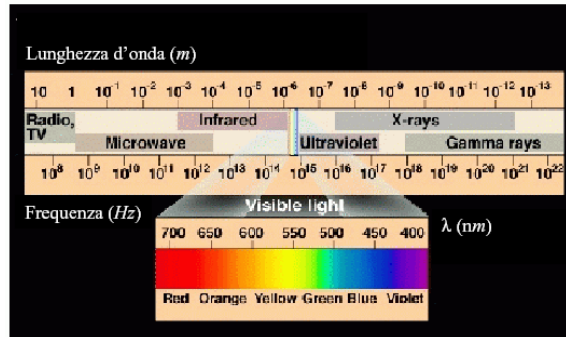
Radiazioni elettromagnetiche ionizzanti

- interagiscono con la materia rompendo legami atomici e molecolari
- possono venire quindi diversamente assorbite dal mezzo attraversato \Rightarrow base dell'imaging
- vengono generate da apparecchiature radiogene (*raggi x*) o da radioisotopi, ossia da atomi che emettono radiazioni a causa della loro instabilità nucleare dovuta allo sbilanciamento del rapporto neutroni/protoni del nucleo (*raggi γ*).
- sono dannose per i tessuti biologici



Radiazioni elettromagnetiche

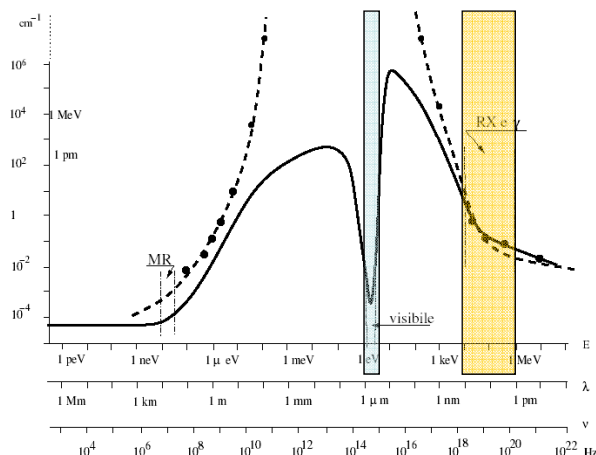
Modello ondulatorio: spettro delle radiazioni



- Le radiazioni ionizzanti (raggi X e γ) hanno elevate frequenze (oltre 10^{16} Hz) e piccole lunghezze d'onda (al di sotto di 10^{-8} m)
- Sono dunque al di fuori dello spettro del visibile ma possiedono elevate capacità di penetrazione ed interazione con la materia biologica



Raggi X: interazione con la materia

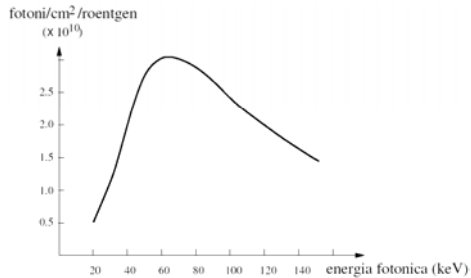


Coefficiente attenuazione onde elettromagnetiche per acqua (linea continua) e tessuti molli (linea tratteggiata)

Dosaggio di radiazioni ionizzanti

Esposizione x:

- misura della quantità di ionizzazione prodotta in aria
- unità di misura: roentgen ($1R=2.08 \times 10^{19}$ ionizzazioni per cm^3 d'aria) oppure coulomb/Kg. $1C/Kg=3876R$
- quantità utilizzata per indicare la quantità di radiazione rilasciata in un punto

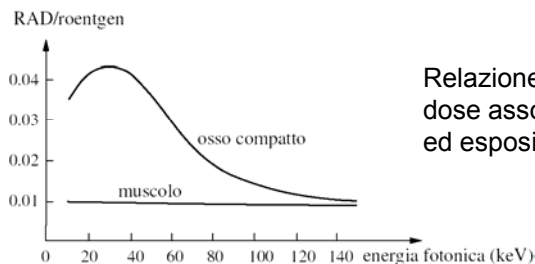


Numero di fotoni necessario per produrre un Roentgen in funzione dell'energia fotonica

Dosaggio di radiazioni ionizzanti

Dose assorbita:

- misura la quantità di energia assorbita da una massa unitaria di tessuto
- unità di misura: gray (1Joule/Kg) oppure rad (radiation absorbed dose). $1 \text{ rad}=1/100 \text{ gray}$



Relazione tra dose assorbita ed esposizione

Dosaggio di radiazioni ionizzanti

Esame	Proiezione	Dose
Torace	AP	0.3
	LL	1.5
Cranio	AP	5.0
	LL	3.0
Addome	AP	10
Pelvi	AP	10
Rachide lombare	AP	10
	LL	30

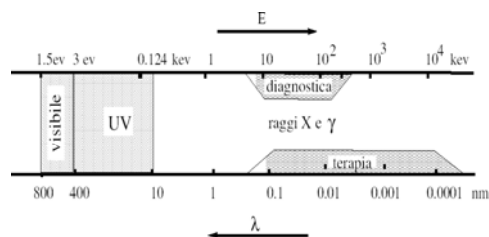
Tabella 5.1 Dose media (in mGy) erogata all'adulto (Antero-Posteriore AP, Latero-Laterale LL)

Dose equivalente:

- si ottiene moltiplicando la dose assorbita per un fattore dipendente dal tipo di radiazione considerata, fattore=1 per i raggi X e gamma
- si misura in Sievert Sv . Per i raggi X, 1 Gray = 1 Sievert



Raggi X



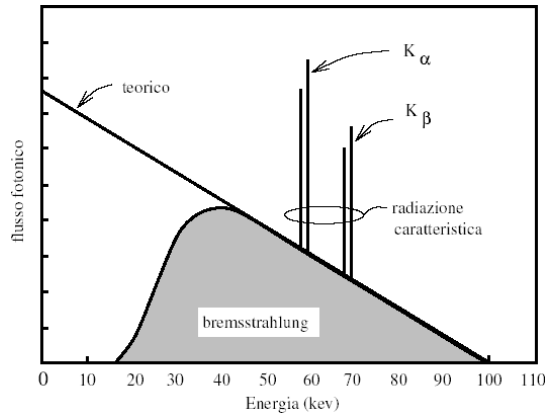
Raggi X sfruttati in radiodiagnostica:

- energia 12-124 keV (luce visibile 1.8-3.1 eV)
- lunghezza d'onda $0.01 < \lambda < 0.1 \text{ nm}$ (luce visibile $400 < \lambda < 750 \text{ nm}$)
- frequenza $3 \times 10^{18} - 3 \times 10^{19} \text{ Hz}$ (luce visibile $5 - 7.5 \times 10^{14} \text{ Hz}$)

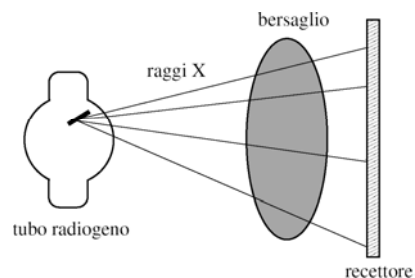


Raggi X

Il fascio di fotoni utilizzato in realtà non è mai monocromatico ma presenta uno spettro di emissione



Sistema a raggi X



Proprietà dei raggi x:

- diverso attraversamento dei tessuti a seconda della loro densità: si possono quindi ottenere immagini d'ombra delle strutture all'interno del corpo umano
- capacità di rendere fluorescenti in modo visibile alcuni materiali: l'immagine radiante può quindi essere convertita in immagine osservabile



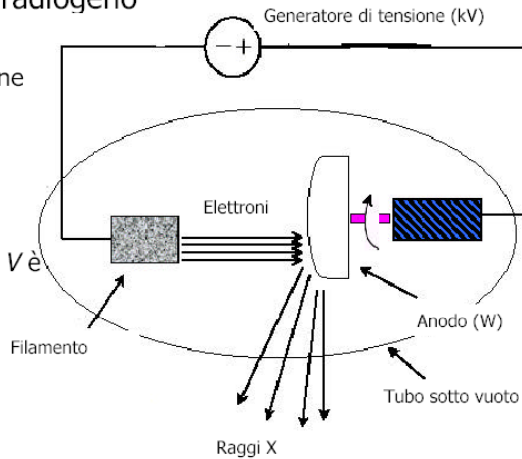
Raggi X

Produzione: tubo radiogeno

- Efficienza: 1% con 100kV di alimentazione
- Vale:

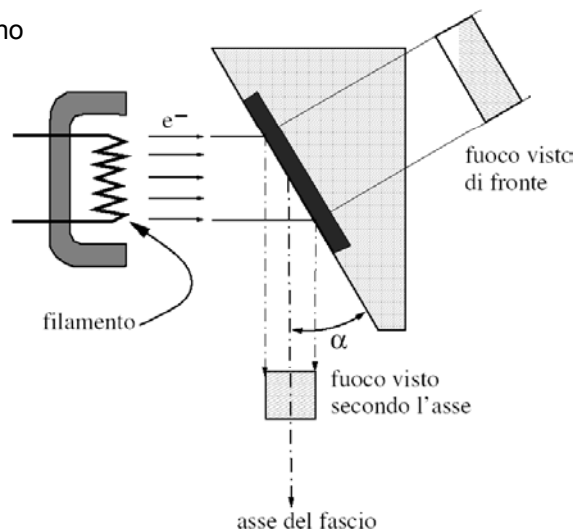
$$eff = 1.4 \cdot 10^{-4} \cdot Z \cdot V$$

dove Z è numero atomico dell'anodo e V è la d.d.p. applicata



Raggi X: produzione

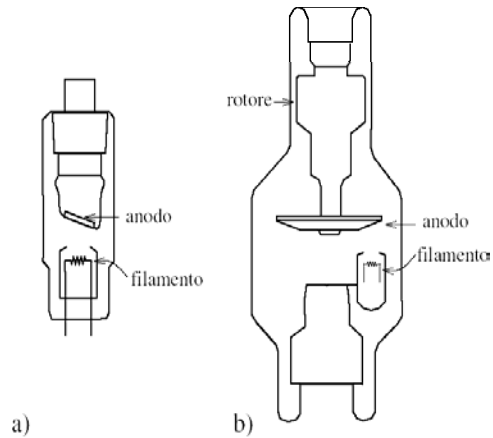
Tubo radiogeno





Raggi X: produzione

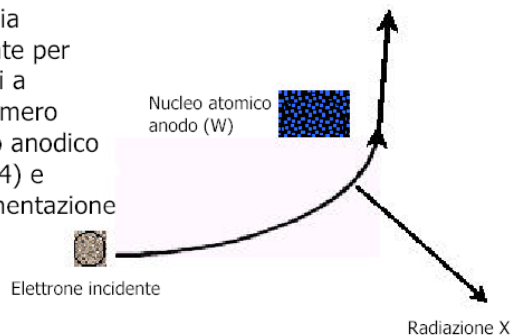
Tubo radiogeno



Raggi X

Produzione: fisica

- *Bremsstrahlung* (radiazione di frenamento): prodotta per frenamento e deflessione dell'elettrone da parte degli atomi dell'anodo
- La frazione dell'energia fotonica totale presente per *Bremsstrahlung* è pari a $10^{-6} ZV$ dove Z è il numero atomico dell'elemento anodico (per il tungsteno $Z=74$) e V è la tensione di alimentazione

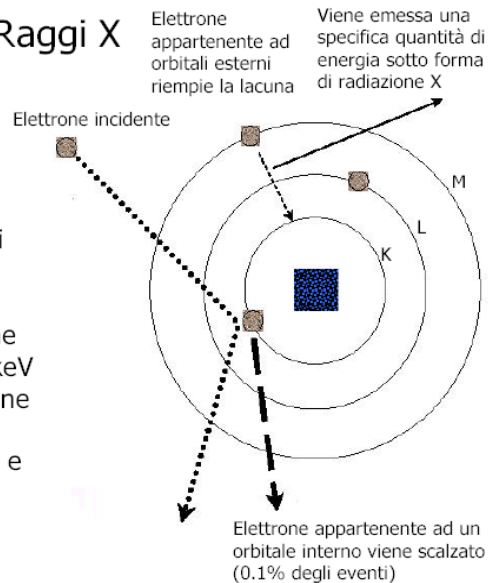




Raggi X

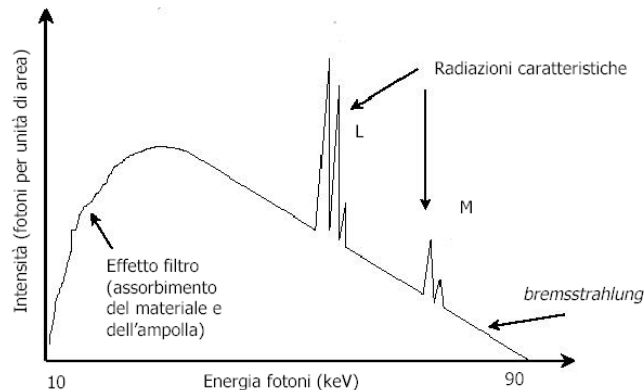
Produzione: fisica

- **Radiazione caratteristica:** prodotta per sostituzione di elettroni degli orbitali più interni da parte di elettroni dagli strati più esterni (livelli energetici $L_I-L_{II}-L_{III}$, $M_I-M_{II}-M_{III}-M_{IV}-M_V$)
- Due radiazioni caratteristiche con energia pari a 58 e 68 keV sono prodotte per sostituzione di elettroni sul livello K da parte di elettroni dei livelli L e M rispettivamente



Raggi X

Produzione: fisica



- Lo spettro è costituito da una componente continua dovuta alla *bremsstrahlung* e da picchi energetici corrispondenti alla radiazione caratteristica



Raggi X: interazione con la materia

Quando un fascio di raggi X incontra la materia ogni fotone può:

- Attraversarla
- Essere assorbito
- Essere diffuso (deviato)

I fenomeni di diffusione ed assorbimento dei fotoni riducono l'intensità del fascio \Rightarrow attenuazione

Vale la legge di Lambert-Beer

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x}$$

con:

$I(x)$: intensità alla profondità di misura x

I_0 : intensità alla sorgente

μ : coefficiente di attenuazione [cm^{-1}]

Il coefficiente di attenuazione dipende dall'energia del fotone e dal tessuto attraversato



Spessore emivalente: spessore di materia per cui l'intensità del fascio attenuato è pari a metà dell'intensità del fascio incidente

Energia equivalente: energia di un fascio monoenergetico avente lo stesso spessore emivalente in Al del fascio considerato

Esempio: un fascio di raggi x generati a 90kV e filtrato con 2mm di Al ha lo stesso spessore emivalente in Al di un fascio di raggi x monoenergetico di energia 43.4keV. L'energia equivalente è quindi 43.4 keV.



Raggi X: interazione con la materia

Elemento	Z	Aria	Acqua	Muscolo	Grasso	Osso
H	1		11.2	11.1	16.0	3.5
C	6			8.6	62.9	16.4
N	7	75.5		3.7	0.9	0.7
O	8	23.2	88.8	75.6	20.2	10.7
Na	11			0.2		0.7
Mg	12					0.2
P	15			0.3		10.5
S	16			0.3		0.3
Ar	18	1.3				
K	19			0.2		0.3
Ca	20					26.7
Densità ρ		$1.3 \cdot 10^{-3}$	1.00	1.00	0.91	1.85
Z_{eq}		7.64	7.42	7.42	5.92	13.8

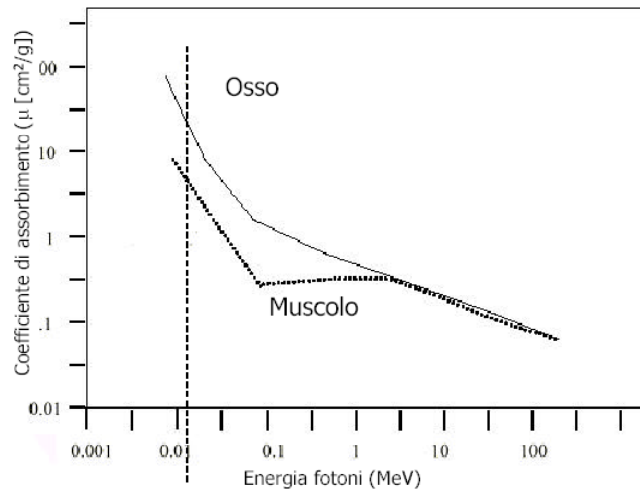


Raggi X: interazione con la materia

		Filtro: 1 mm Al		Filtro: 2 mm Al				
Tensione al tubo (kVp)		45	55	65	70	80	90	98
Energia Equivalente (keV)		25.1	29.1	34.2	37.1	40.6	43.4	46.1
Materiale	Z_{eq}	Coefficiente di attenuazione lineare (cm^{-1})						
Grasso	5.9	0.31	0.26	0.23	0.21	0.20	0.19	0.19
Muscolo, Acqua	7.4	0.44	0.35	0.28	0.26	0.24	0.23	0.22
Osso	13.8	2.7	1.8	1.20	1.05	0.86	0.75	0.69
Composto iodato	33	5.7	3.8	14	11.5	9.0	7.5	6.5
Soluzione BaSO ₄	23	2.2	1.5	1.05	0.88	2.8	2.4	2.0



Raggi X: interazione con la materia



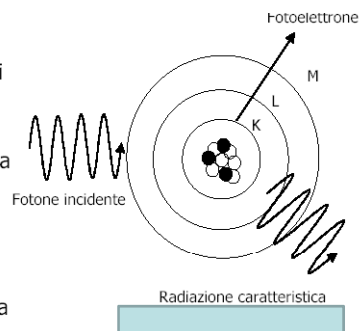
Energia radiografie ossee 50-70 keV



Raggi x

Assorbimento: effetto fotoelettrico

- è preponderante per fotoni X con energia dell'ordine di decine di keV
- il fotone incidente (la cui energia deve essere superiore a quella di legame orbitale) scalza un elettrone (*fotoelettrone*) dal livello energetico K provocando la ionizzazione dell'atomo
- il fotoelettrone viene presto assorbito dal materiale circostante
- la lacuna prodotta viene occupata da un elettrone più esterno provocando l'emissione di *radiazione*

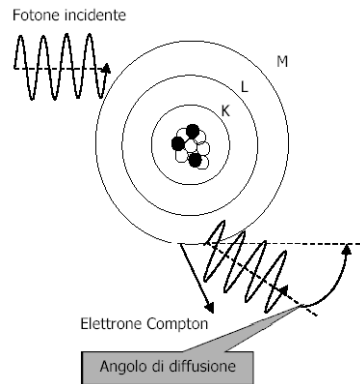




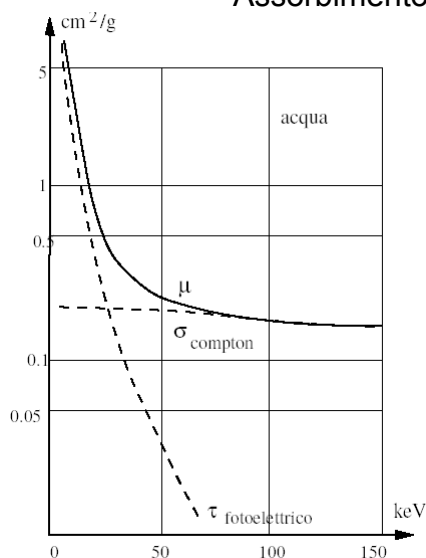
Raggi x

Diffusione: effetto Compton

- è preponderante per fotoni X con energia dell'ordine di centinaia di keV
- il fotone incidente interagisce con gli elettroni degli strati esterni trasferendo energia
- l'elettrone viene emesso (Elettrone Compton; ionizzazione)
- il fotone prosegue in direzione diversa e con maggiore lunghezza d'onda (cioè energia minore) con un angolo di diffusione che dipende dalla quantità di energia ceduta



Assorbimento e diffusione



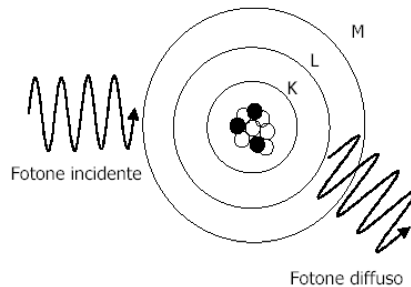
Coefficiente di attenuazione per effetto Compton e fotoelettrico nell'acqua.

Le interazioni di assorbimento predominano per basse energie su quelle di diffusione.

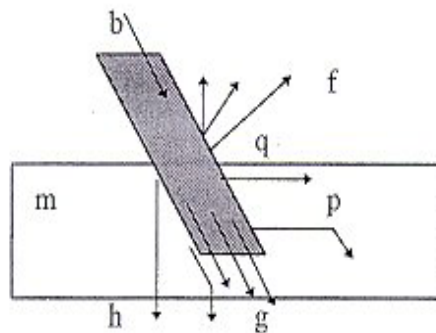


Raggi X

- **Diffusione coerente** (rappresenta una perdita di trasmissione)
 - è preponderante per fotoni X a bassa energia ($<10\text{keV}$; meno del 5% della radiazione)
 - non produce ionizzazione
 - il fotone incidente interagisce con gli elettroni dell'atomo bersaglio
 - l'energia trasferita viene riemessa come fotone diffuso con stessa lunghezza d'onda (stessa energia) ma direzione di propagazione diversa
 - la diffusione è sorgente di **rumore** in radiografia



Sommario delle interazioni tra raggi X e materia



- b** fotoni incidenti emessi dal tubo radiogeno
- g** fotoni emergenti di uguale energia e direzione
- m** fotoni assorbiti
- p, q** fotoni diffusi e poi assorbiti
- f** fotoni emergenti diffusi all'indietro di uguale o minore energia
- h** fotoni emergenti diffusi in avanti di uguale o minore energia



Raggi X: recettori

Recettore: sistema che colpito dai fotoni x uscenti dal corpo umano è in grado di convertire il segnale in immagine visibile

Proprietà recettore: efficienza e potere di risoluzione

Recettori analogici per immagini statiche

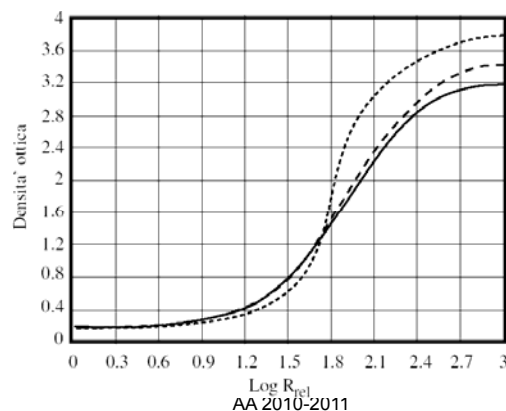
Pellicole radiografiche (lastre):

- fogli di acetato di cellulosa ricoperti da granuli di AgBr: formazione di un'immagine latente che verrà poi rivelata dallo sviluppo fotografico
- ottima risoluzione
- efficienza dipendente dalla densità di AgBr. L'efficienza viene migliorata mediante **schermi di rinforzo** che convertono i raggi x in luce visibile.



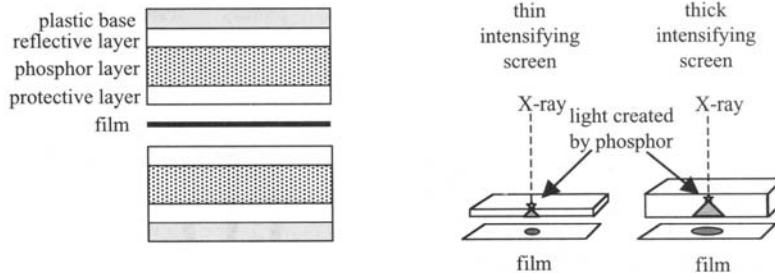
Recettori analogici

- Conversione delle differenze di esposizione X in differenze di densità ottica (=contrasto lastra)
- Curva caratteristica della densità ottica in funzione della esposizione relativa. Latitudine=porzione lineare della curva.





Schermi di rinforzo per recettori analogici



Cause di degrado delle immagini a raggi X

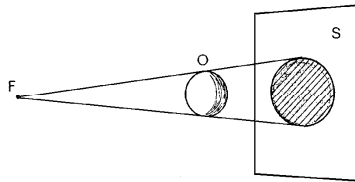
Sfocature dovute a radiazioni primarie:

- Sfocature geometriche: dovute alla dimensione non puntiforme del fuoco del tubo radiogeno ed alla distanza tra il fuoco stesso, l'oggetto ed il recettore dell'immagine
- Sfocature cinematiche: dovute movimenti del soggetto e a vibrazioni o movimenti dell'equipaggio radiologico
- Sfocature fotografiche: dovute alla qualità dei materiali

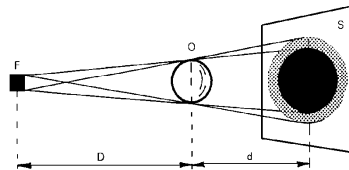
Sfocature dovute a radiazioni secondarie (radiazioni diffuse all'interno del corpo del paziente che arrivano al recettore)



Sfocature geometriche



Geometria della propagazione di un fascio di radiazioni elettromagnetiche a partire dai fuochi



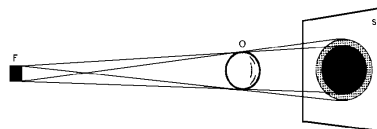
Se la sorgente non è puntiforme, i contorni dell'oggetto proiettato sul recettore sono degradati da una zona d'ombra



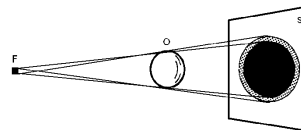
Sfocature geometriche

Possono essere ridotte:

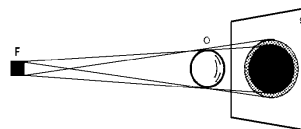
1. aumentando la distanza tra il fuoco e l'oggetto



2. usando un tubo radiogeno con fuoco di dimensioni più piccole



3. diminuendo la distanza tra l'oggetto ed il recettore dell'immagine



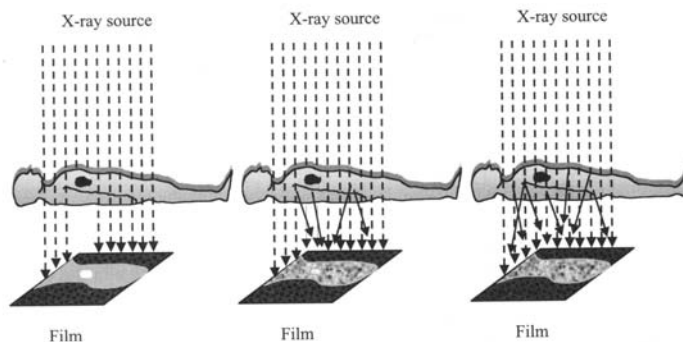


Qualità della esposizione a RX e limitazione dose

1. Riduzione dei tempi di salita alla V_{picco} nominale (a tensioni minori lo spettro è a minore energia).
2. Scelta di materiali dell'anodo con radiazione caratteristica prossima alle energie desiderate (W 70-80 keV, Mo 20-30)
3. Filtro di alluminio: riduzione per assorbimento di raggi X a bassa energia (molli). Si migliora la qualità dei RX cercando di avvicinarsi alla condizione di raggio monocromatico,
 - diminuire la dose (molti raggi molli sono assorbiti senza contribuire all'immagine);
 - ridurre artefatti da "beam hardening" = indurimento del raggio man mano che si attraversano strati di tessuto (artefatti perché il contrasto fra tessuti molli e duri cambia a seconda dell'energia).
4. Collimatore tra raggi X e corpo paziente. Limitazione del cono di proiezione al fine di esporre ai raggi X solo il FOV di interesse .



Sfocature dovute alle radiazioni secondarie



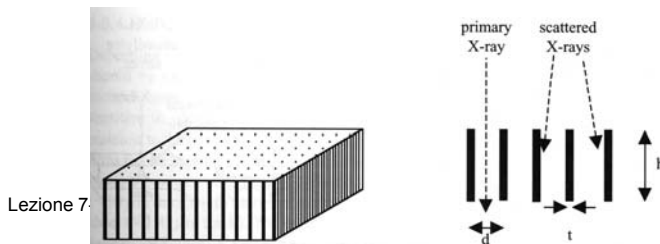
Riduzione del contrasto immagine



Sfocature dovute alle radiazioni secondarie: *RIMEDI*

1. Air gap. D_{ag} = distanza uscita paziente – lastra: distribuisce lo scatter uniformemente; ne diminuisce l'intensità come $(D_{ag})^{-2}$. Di solito basta.
2. Griglia tra corpo del paziente e lastra: riduzione della radiazione secondaria in uscita per collimazione. Per applicazioni speciali, e.g. mammografia.

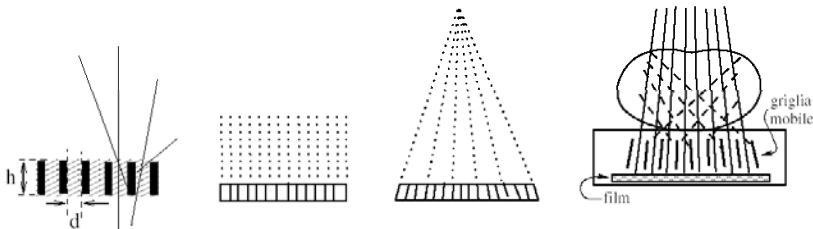
(Collimare=selezionare radiazioni eliminando quelle che hanno traiettorie non compatibili con la geometria del collimatore: finestre di collimazione, griglie, fori.)



41



Griglie anti-scatter



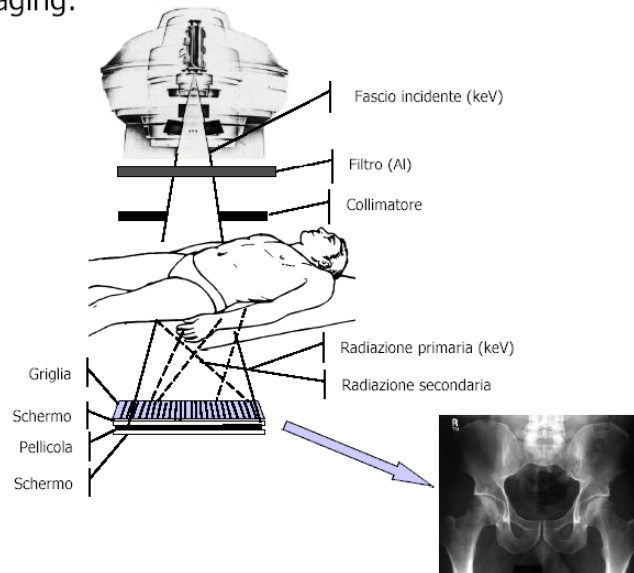
Rapporto di griglia $R_g = h/d$ (5:15)

Al crescere di R_g :

- si riduce l'effetto della radiazione secondaria
- si riduce l'efficienza



Imaging:



Lezione 7-8

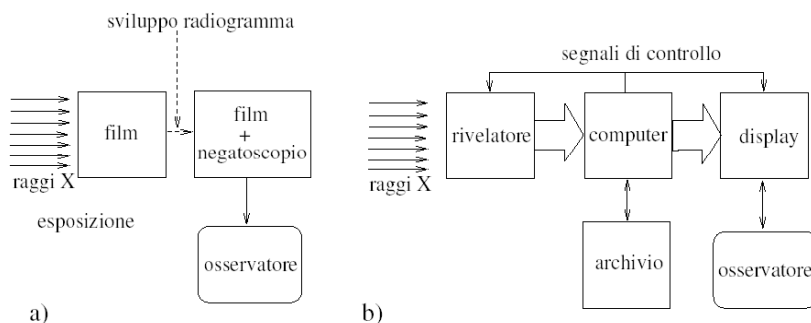
AA 2010-2011

43



Radiografia digitale

- maggiore efficienza di conversione
- elaborazione delle immagini e confronto con altre modalità di imaging
- maggiore latitudine di esposizione: maggiore capacità di rappresentare densità e spessori diversi sulla stessa immagine



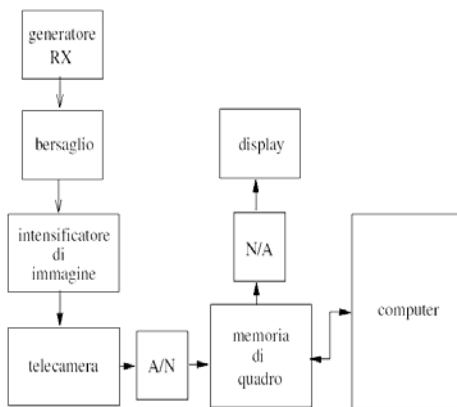
Lezione 7-8

AA 2010-2011

44



Radiografia digitale: videoradiografia



Utilizza un **intensificatore di immagini** il cui schermo di uscita è ripreso da una telecamera.

Il segnale video viene inviato a un convertitore analogico numerico (A/N) che trasforma l'immagine video analogica in una matrice numerica.

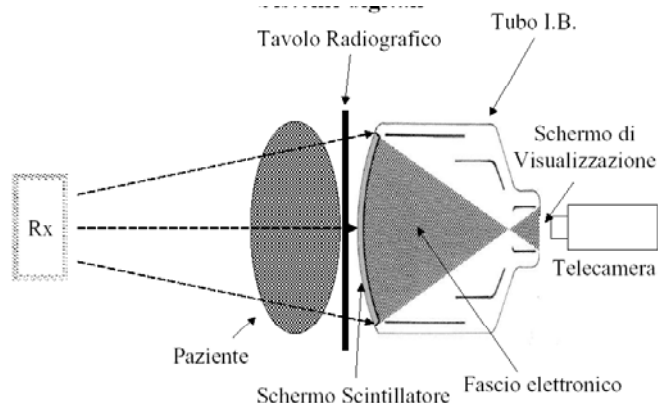
I sistemi odierni utilizzano telecamere ad alta risoluzione con elevato rapporto segnale-rumore (superiore a 1000), consentono matrici 1024 x 1024 con almeno 1024 livelli₄₅ di grigio.

Lezione 7-8

AA 2010-2011



Radiografia digitale: videoradiografia



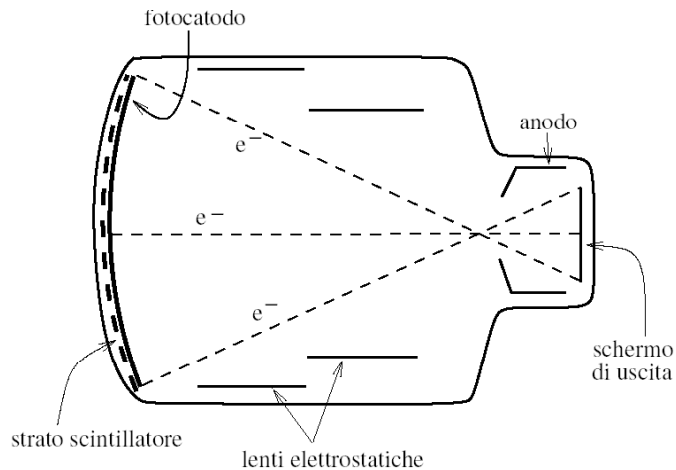
Lezione 7-8

AA 2010-2011

46



Videoradiografia: intensificatore di immagini



Videoradiografia: intensificatore di immagini

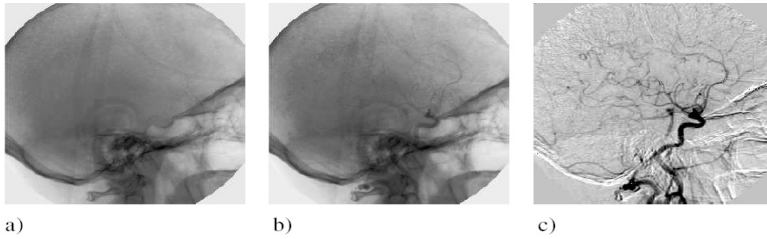
Tra i due schermi a fosfori si ha un'intensificazione dell'immagine poichè:

- ogni interazione x provoca l'emissione di decine di migliaia di elettroni
- gli elettroni vengono accelerati e quindi acquistano energia cinetica
- vengono ridotte le dimensioni dell'immagine dall'ingresso all'uscita

Rispetto ad un semplice schermo fluorescente si ha così un guadagno di 10000 volte.



DSA (Digital Subtractive Angiography) applicazione più frequente della videoradiografia



Prima dell'iniezione $\rightarrow N = N_0 e^{-\mu x}$

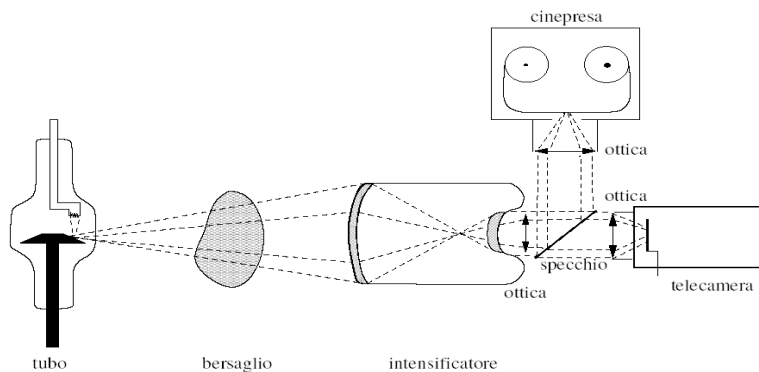
Dopo l'iniezione $\rightarrow N_C = N_0 e^{-(\mu(x-h) - \mu_c h)}$ Correggere segno

$$D = N - N_C = N_0 e^{-\mu x} [1 - e^{-h(\mu_c - \mu)}]$$

Calcolando prima il logaritmo ottengo $D = \ln N - \ln N_C = h(\mu_c - \mu)$



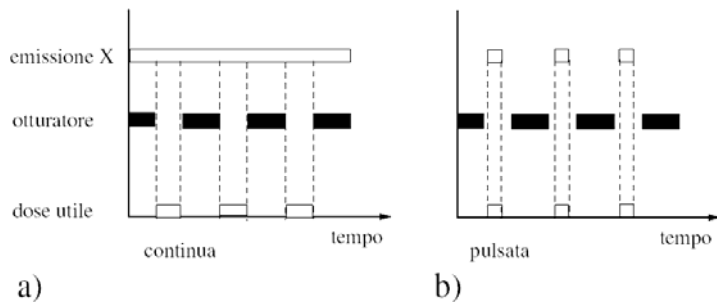
Cineangiografia per studi dinamici



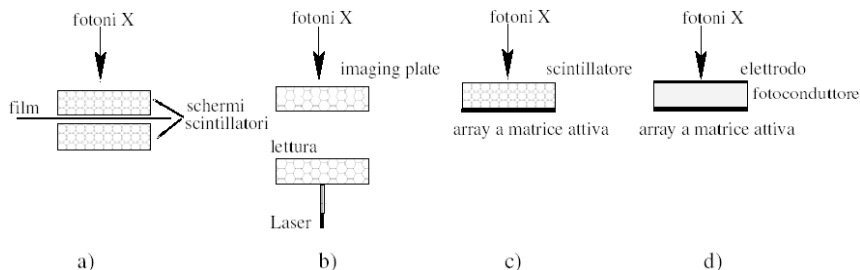


Cineangiografia per studi dinamici

Al fine di ridurre la dose si ricorre a generatori ad impulsi, in modo che il tubo radiogeno sia in funzione solo quando l'otturatore della cinepresa è aperto, con tempi di esposizione di alcuni ms



Radiografia digitale: evoluzione recettori



1994 – Tecnologia a fosfori a memoria con lettura tramite un fascio laser. La piastra può poi essere azzerata.

1995 – Pannelli di silicio amorfo con uno strato scintillatore.

1999- Sensore con matrice attiva con strato fotoconduttore e elettrodi di polarizzazione.



Radiografia digitale: evoluzione recettori

