

Tecnologie e tecniche di imaging radiodiagnostica

*Parte 1
(Versione preliminare)*

Antonio Di Bartolomeo

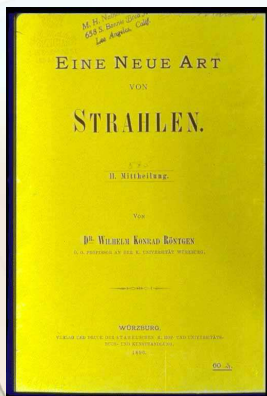
AA 2004-05 - settembre 2005

Revisione: AA 2006-7 - febbraio 2007

1

Raggi X

- **Introduzione ai raggi X**
- Atomi (cenni)
- Radiazione elettromagnetica
- Generazione e spettri di raggi X
- Tubi radiogeni
- Circuiti per la produzione di raggi X
- Interazione di raggi X con la materia
- Controllo di qualità e dosimetria (cenni)



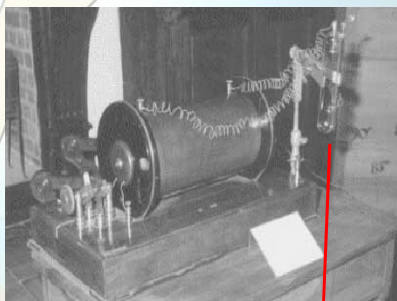
Raggi X - introduzione

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, Rontgen 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 Rontgen chiamò **Raggi X**

Raggi catodici

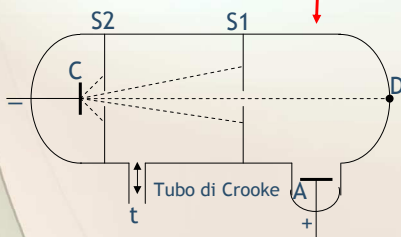


Il tubo di vetro (tubo catodico) è riempito o svuotato di gas attraverso il canale t. Pressione tipica del gas ~0.1 mmHg.

Quando un potenziale sufficientemente alto (~10000V) è stabilito tra anodo A (positivo) e catodo C (negativo) si ha il passaggio di una corrente attraverso il gas, ed il tubo si illumina.

Riducendo la pressione del gas fino a valori di 10^{-4} - 10^{-5} mmHg, l'illuminazione gradualmente svanisce ed appare soltanto un bagliore fosforescente verde-blu sulla parte del tubo di vetro opposta al catodo (zona D), dovuto a raggi emessi dal catodo, che si muovono in linea retta, chiamati **raggi catodici**.

I raggi catodici sono elettroni emessi dal catodo, accelerati verso la parte opposta del tubo dalla differenza di potenziale.



Frenamento degli elettroni

→ raggi X

Approfondimento: il tubo catodico televisivo

Il catodo è un piccolo elemento metallico riscaldato all'incandescenza che emette elettroni per effetto termoelettrico. All'interno del tubo catodico, in cui è stato praticato un vuoto spinto, questi elettroni vengono diretti in un fascio (raggi catodici) per mezzo di una elevata differenza di potenziale elettrico tra catodo (polo negativo) e anodo (polo positivo), con l'aiuto di altri campi elettrici o magnetici opportunamente disposti per focalizzare accuratamente il fascio. Il raggio (detto anche *pennello elettronico*) viene deflesso dall'azione di campi magnetici (Forza di Lorentz) in modo da arrivare a colpire un punto qualunque sulla superficie interna dello schermo, l'anodo. Questa superficie è rivestita di materiale fluorescente (detti *fosfori*, in genere metalli di transizione oppure terre rare) che eccitati dall'energia degli elettroni emette luce.

Nei televisori e nei monitor la superficie è scandita secondo una matrice predefinita di righe successive, chiamata raster, e l'immagine è creata modulando l'intensità del fascio elettronico secondo l'andamento del segnale video. La scansione è ottenuta deviando il fascio per mezzo del campo magnetico variabile generato da opportuni elettromagneti fissati sul "collo" del tubo (*deflessione elettromagnetica*), che costituiscono il cosiddetto *giogo di deflessione*. Appositi circuiti elettronici pilotano gli elettromagneti del giogo in modo da effettuare una scansione in perfetta sincronia.

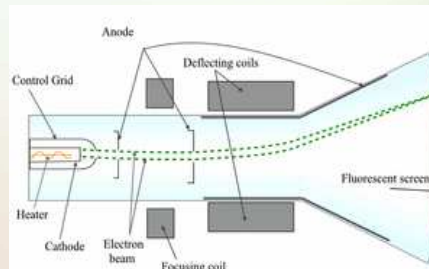
Lo schermo del televisore emette una certa quantità di Raggi X che sono fermati dal piombo del vetro dello schermo.

Forza elettrica: $F = q E$

Forza magnetica: $F = q v \times B$

q = carica, v = velocità, E = campo elettrico, B = campo magnetico

Carica elettrone $e = 1.602 \cdot 10^{-19}$ C, massa elettrone $m = 9.11 \cdot 10^{-31}$ kg = 0.511 MeV/ c^2 (velocità luce nel vuoto $c = 3 \cdot 10^8$ m/s).



1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

5

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 solo 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**

1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

6

Raggi X - uso medico

Examples

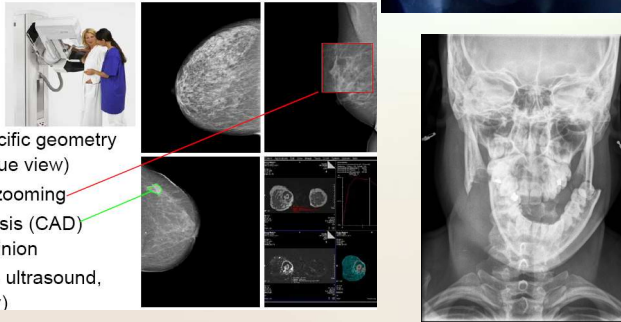
Hand examination

- 7 Bones (high contrast)
- 7 Vessels visible with contrast agent by Digital Subtraction Angiography (DSA)



Breast cancer

- 7 Mammography with specific geometry (e.g. compression, oblique view)
- 7 High spatial resolution, zooming
- 7 Computer-Aided Diagnosis (CAD) contributes a second opinion
- 7 Additional methods (e.g. ultrasound, MRI, optical tomography)



1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

7

Raggi X - struttura della materia

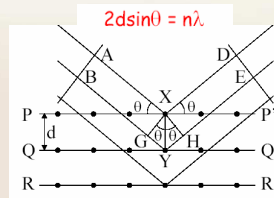
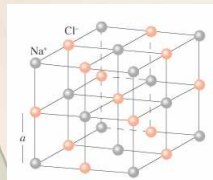
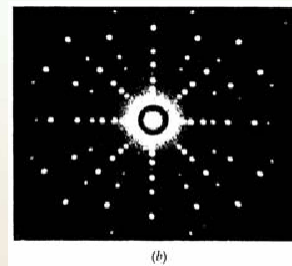
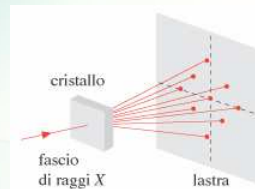
Max von Laue (1912) osservò che i raggi X

- possono essere riflessi, rifratti e diffratti da cristalli
- concluse che:

*raggi X = radiazione elettromagnetica
di corta lunghezza d'onda*

Lunghezza d'onda dei raggi X paragonabile con la spaziatura degli atomi in un reticolo

Raggi ideali per lo studio
della struttura dei materiali



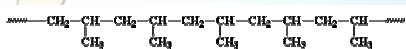
1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

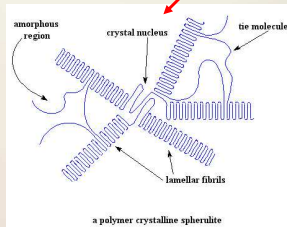
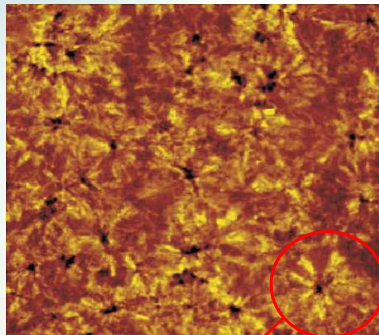
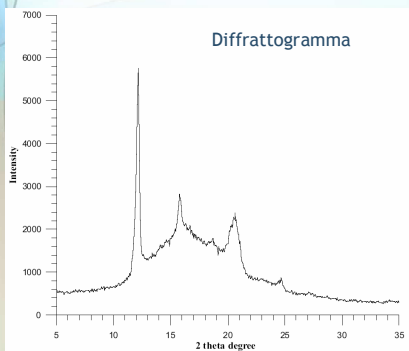
8

Diffrazione raggi X e struttura dei materiali

Struttura del polipropilene



isotactic polypropylene



1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

9

Raggi X e studio dei beni culturali

- Osservare lo stato di conservazione
- Osservare gli eventuali restauri passati
- Ottenere informazioni aggiuntive sulla realizzazione dell'opera



1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

10

Raggi X e studio dei beni culturali



1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

11

Raggi X

- Introduzione ai raggi X
- **Atomi (cenni)**
- Radiazione elettromagnetica
- Generazione e spettri di raggi X
- Tubi radiogeni
- Circuiti per la produzione di raggi X
- Interazione di raggi X con la materia
- Controllo di qualità e dosimetria (cenni)

1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

12

Atomi complessi

Nucleo centrale positivo costituito da **protoni (+)** e **neutroni**

Gli elettroni (-) sono organizzati in **orbitali o shell** intorno al nucleo (+)

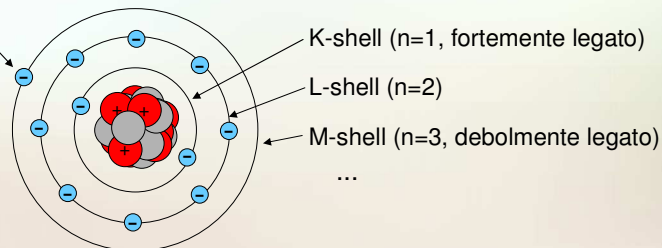
Numero di protoni Z : **numero atomico** (individua l'elemento)

Numero di neutroni N

Numero di protoni + neutroni $A_m = Z + N$: **numero di massa**

$^{22}_{11}\text{Na}$

Elettrone di valenza



Numero di elettroni nello shell n :
 $2n^2$

1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

13

Atomi e transizioni elettroniche

Shell più alti (di raggio maggiore) = energia minore in valore assoluto

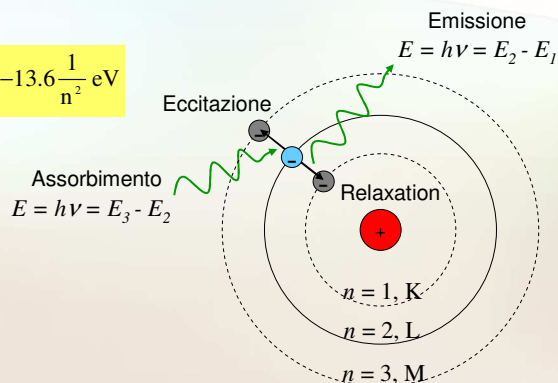
Transizioni elettroniche tra shell *richiedono* o *rilasciano* energia

Atomo di idrogeno

$$E_n = -\frac{Z^2 e^4 m_e}{8h^2 \epsilon_0^2} \cdot \frac{1}{n^2} = -13.6 \frac{1}{n^2} \text{ eV}$$

H (idrogeno):

- 13.6 eV (K),
- 3.4 eV (L)
- 1.51 eV (M)
- 0.85 eV (N)
- 0.54 eV (O)



1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

14

Livelli energetici

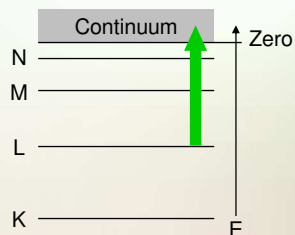
Energia di legame (Binding energy BE): energia (negativa) che lega l'elettrone all'atomo

Energia di ionizzazione $I_{K,L,\dots} = -BE$: quantità di energia necessaria a rimuovere l'elettrone

BE misurata in (unità negative di) elettronvolt (eV)

All'infinito, $BE = 0$

Atomi con più protoni hanno energie di legame di valore assoluto maggiore (gli elettroni sono legati più fortemente)

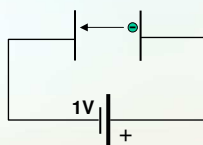


- Energia di legame di
 - H (idrogeno): -13.6 eV (K), -3.4 eV (L), -1.51 eV (M), -0.85 eV (N etc)
 - $^{127}_{53}\text{I}$ (iodio): -33.2 keV (K), -4.3 keV (L), -0.6 keV (M)
- BE per elettroni di valenza: ~ -10 eV (H: -13.6 eV)

Unità di energia

Unità del SI: 1 Joule [J] = 1 Nm = 1 kg m² s⁻²

Elettronvolt [eV]: energia potenziale di una carica elementare ($e = 1.6 \times 10^{-19}$ C) quando attraversa una differenza di potenziale ddp di 1V



$$1 \text{ eV} = 1.6 \times 10^{-19} \text{ C} \times 1 \text{ V} = 1.6 \times 10^{-19} \text{ [A s V]} = 1.6 \times 10^{-19} \text{ J}$$

$$100 \text{ keV} = 10^5 \times 1.6 \times 10^{-19} \text{ J} = 1.6 \times 10^{-14} \text{ J} = 16 \text{ fJ}$$

Raggi X

- Introduzione ai raggi X
- Atomi (cenni)
- **Radiazione elettromagnetica**
- Generazione e spettri di raggi X
- Circuiti per la produzione di raggi X
- Tubi radiogeni
- Interazione di raggi X con la materia
- Controllo di qualità e dosimetria (cenni)

Radiazione elettromagnetica (1)

Trasferimento di energia

Sono vibrazioni di campi elettrici \underline{E} e magnetici \underline{B} che si muovono nel vuoto alla velocità della luce.

Consistono di due onde accoppiate, un'onda elettrica ed un'onda magnetica.

Sono onde trasversali con i campi \underline{E} e \underline{B} ortogonali tra loro ed alla direzione di propagazione

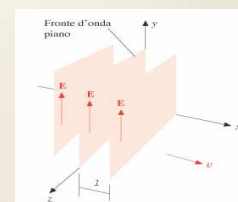
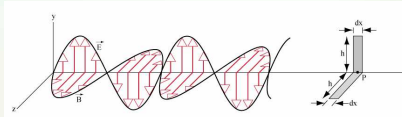
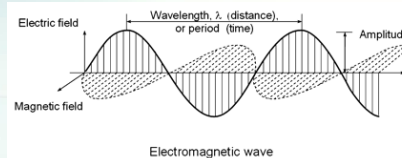
Matematicamente

$$E = E_0 \sin 2\pi(x/\lambda - f \cdot t)$$

$$B = B_0 \sin 2\pi(x/\lambda - f \cdot t)$$

$$E = c \cdot B$$

con λ =lunghezza d'onda, f =frequenza, c =velocità della luce nel vuoto



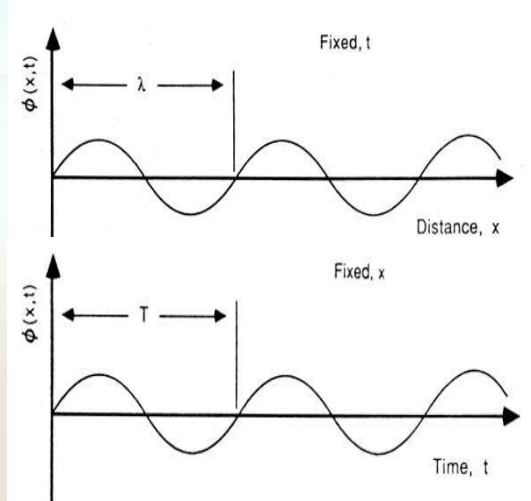
Radiazione elettromagnetica (2)

Φ = campo elettrico o magnetico
 Onda = funzione periodica nel tempo e nello spazio

$$\Phi = \Phi_0 \sin 2\pi(x/\lambda - f \cdot t)$$

T = periodo = 1/f

$$\lambda \cdot f = v$$

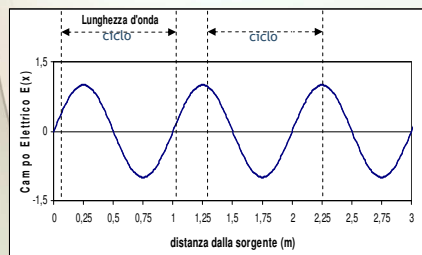
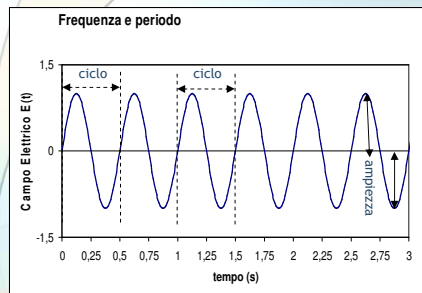


1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

19

Radiazione elettromagnetica (3)



Le onde elettromagnetiche sono individuate dalle seguenti caratteristiche:

- Periodo
- Frequenza
- Lunghezza d'onda
- Velocità di propagazione
- Energia
- Ampiezza
- Intensità

Frequenza f

E' data dal numero di oscillazioni complete (cicli) che si verificano in un secondo. L'unità di misura è l'hertz (Hz), equivalente ad un ciclo al secondo.

Esempio: nella figura $f = 2$ Hz. Un'onda radio ha frequenze tipiche dell'ordine di 700 kHz

Periodo P

E' il tempo necessario per lo sviluppo di un ciclo completo. Il periodo P è l'inverso della frequenza.

Nell'esempio accanto: $P = 0.5$ s e $f = 1/P = 1/(0.5)$ s = $2 \cdot 1/s = 2$ Hz.

Lunghezza d'onda λ

E' la distanza sulla quale si sviluppa un ciclo completo; può essere calcolata come la distanza tra picchi adiacenti dell'onda. Le radiazioni elettromagnetiche con piccola lunghezza d'onda (più elevata energia) sono più penetranti.

Nell'esempio accanto $\lambda = 1$ m

Ampiezza

E' la massima altezza o distanza dallo zero, dei singoli picchi, positivi o negativi dell'onda

1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

20

Radiazione elettromagnetica (4)

Velocità

tutte le radiazioni em si muovono alla velocità della luce; nel vuoto $c=3 \cdot 10^8$ m/s (300'000 km/s). Benché si tratti di una velocità elevatissima, è necessaria un certo tempo perché la luce viaggi da un punto all'altro. Ad esempio ci vogliono circa 8 minuti prima che la luce dal sole raggiunga la terra.

Il prodotto della lunghezza d'onda e della frequenza è uguale alla velocità di propagazione dell'onda:

$$\lambda \cdot f = v, \text{ nel vuoto } \lambda \cdot f = c$$

La velocità è la stessa sia che la radiazione si comporti come onda sia che si comporti come particella

Energia

la radiazione elettromagnetica trasporta energia da una zona all'altra dello spazio. Questa energia è associata ai campi elettrici e magnetici in movimento. L'energia per unità di volume immagazzinata in una regione dello spazio occupata da un'onda elettromagnetica è

$$u = \frac{1}{2} \cdot (\epsilon_0 E^2 + B^2 / \mu_0)$$

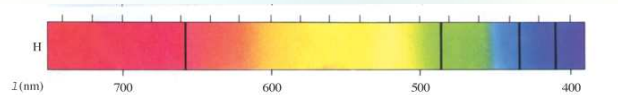
Nell'interpretazione corpuscolare, l'energia della radiazione può essere pensata associata ai fotoni, ovvero a particella di massa nulla ma di energia ben definita. L'energia E di un fotone è legata alla frequenza dell'onda:

$$E = h \cdot f \text{ oppure } E = h \cdot c / \lambda \quad \rightarrow \quad E(\text{keV}) = 1.24 / \lambda(\text{nm})$$

con $h = \text{costante di Plank} = 6.63 \cdot 10^{-34} \text{ J} \cdot \text{s} = 4.2 \cdot 10^{-15} \text{ eV} \cdot \text{s}$ ($hc = 1.2397 \cdot 10^6 \text{ eV} \cdot \text{m}$).

Maggiore è l'energia del fotone, minore è la lunghezza d'onda e maggiore è la frequenza.

Radiazione elettromagnetica: esempio



Trovare la frequenza e l'energia del fotone della luce violetta con lunghezza d'onda $\lambda = 400$ nm.

Soluzione

$$f = c / \lambda = (3 \cdot 10^8 \text{ m/s}) / (400 \cdot 10^{-9} \text{ m}) = 7.5 \cdot 10^{14} \text{ Hz}$$

$$E(\text{keV}) = 1.24 / \lambda = 1.24 / 400 \text{ (nm)} = 3.1 \cdot 10^{-3} \text{ keV} = 3.1 \text{ eV}$$

Legge dell'inverso del quadrato della distanza

Intensità

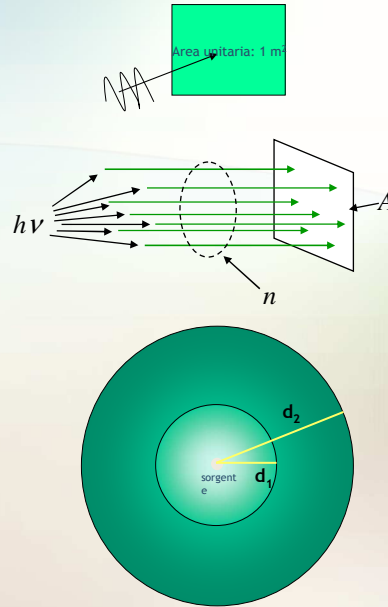
È l'energia che attraversa una superficie - ortogonale alla direzione di propagazione dell'onda elettromagnetica - di area unitaria (flusso di energia) nell'unità di tempo. Si misura in $J/(m^2 \cdot s)$ ovvero W/m^2 .

L'intensità della radiazione diminuisce all'aumentare della distanza dalla sorgente di emissione. Ciò è dovuto al fatto che la stessa energia attraversa una area sempre più grande all'aumentare della distanza.

L'intensità è inversamente proporzionale al quadrato della distanza dalla sorgente:

$$I_2 = I_1 \cdot (d_1/d_2)^2$$

I_1 ed I_2 sono rispettivamente le intensità a distanza d_1 e d_2 dalla sorgente.



1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

23

Esempi

Esempio

Consideriamo due sfere con centro sulla sorgente e di raggi $r = 2$ m e $R = 4$ m.

Sia U l'energia emessa dalla sorgente per secondo.

Siano I_r ed I_R le intensità misurate sulla sfera piccola e sulla sfera grande rispettivamente.

L'energia che in un secondo attraversa le due sfere è la stessa U emessa dalla sorgente.

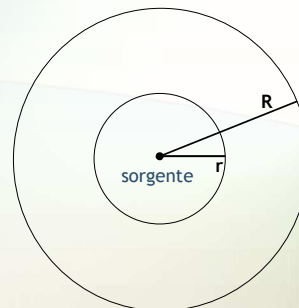
Risulta

- sulla sfera di raggio r : $I_r = U/(4\pi r^2)$
- sulla sfera di raggio R : $I_R = U/(4\pi R^2)$

Il rapporto tra queste intensità è:

$$I_R / I_r = r^2/R^2 \quad \text{ovvero} \quad I_R = I_r / 4$$

Raddoppiando la distanza dalla sorgente la intensità diminuisce di un fattore 4.



1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

24

Dualismo onda-corpuscolo

Dualismo onda-particella

Alcuni esperimenti indicano che le radiazioni elettromagnetiche si comportano come un'onda; altri esperimenti indicano che esse si comportano come una corrente di particelle (che prendono il nome di fotoni o quanti del campo elettromagnetico). Queste due teorie che a prima vista possono apparire incompatibili, hanno dimostrato entrambe la loro validità.

I fisici sono giunti alla conclusione che questo *dualismo* deve essere accettato come un fatto della natura. Le radiazioni elettromagnetiche appaiono dunque come un fenomeno più complesso di una semplice onda o di un semplice fascio di particelle

Principio di complementarità di N. Bohr

Nella comprensione di un certo esperimento con radiazione elettromagnetica dobbiamo servirci o della teoria ondulatoria o di quella corpuscolare ma non di entrambe. Ciò nonostante dobbiamo tener presenti entrambi gli aspetti, ondulatorio e corpuscolare, se vogliamo ottenere una piena comprensione dei fenomeni. I due aspetti sono complementari l'uno dell'altro

Elettroni nell' atomo

Postulati di Bohr

1. Gli atomi possono esistere in certi stati energetici (stazionari) che non irradiano energia. Questi stati stazionari corrispondono ad orbite nella rappresentazione classica lungo cui gli elettroni si muovono come in un moto planetario.
2. Il momento angolare di un elettrone in un'orbita stazionaria è uguale ad un multiplo intero di $h/2\pi$. L'elettrone può avere solo quelle orbite corrispondenti ad un multiplo intero della lunghezza d'onda ad esso associata

$$\lambda = \frac{h}{p} = \frac{h}{mv} = \frac{h}{\sqrt{2mE_k}}$$

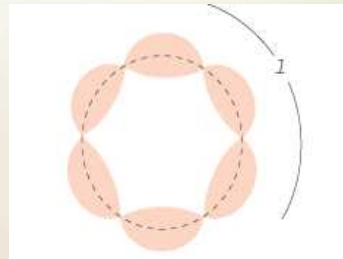
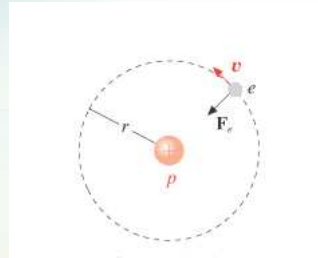
$$n\lambda = 2\pi r_n$$

$$l_n = r_n \cdot mv_n = n \frac{h}{2\pi} = n\hbar$$

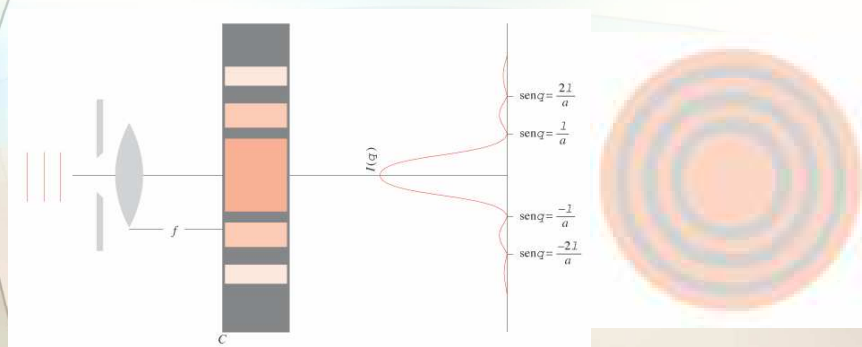
Per l'atomo di idrogeno

$$r_n = 4\pi\epsilon_0 \frac{n^2 \hbar^2}{mZe^2}$$

$$E_n = -\frac{Z^2 e^4 m}{8h^2 \epsilon_0^2} \frac{1}{n^2}$$



Diffrazione da una fenditura



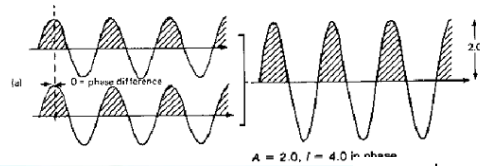
1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

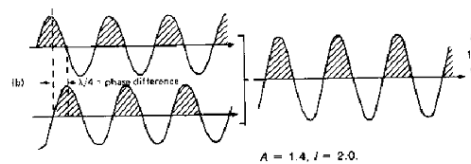
27

Interferenza di onde

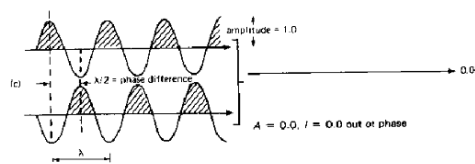
onde in fase (differenza di fase = 0)



onde non in fase (differenza di fase $\neq 0$)



onde in antifase (differenza di fase = $\lambda/2$)

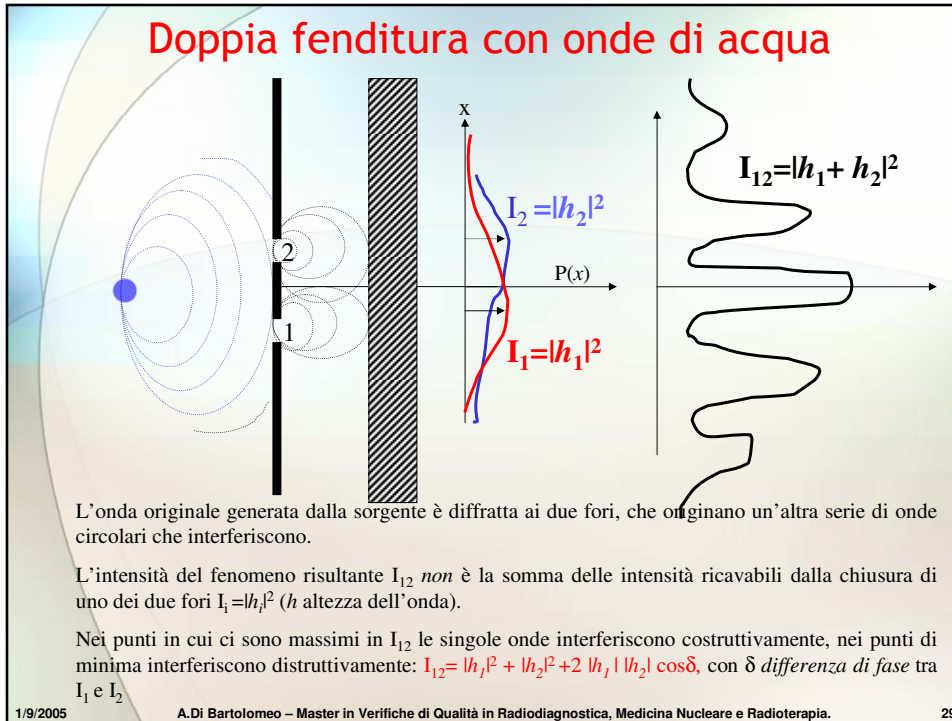


1/9/2005

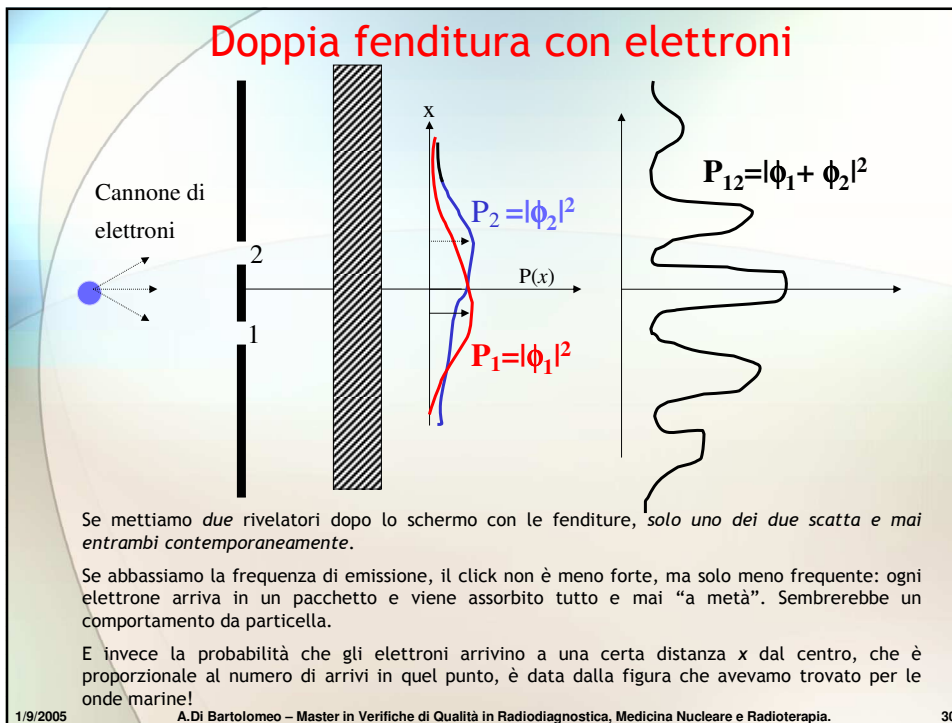
A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

28

Doppia fenditura con onde di acqua



Doppia fenditura con elettroni



Esempi

Esempio n.1

Calcolare la lunghezza d'onda di un raggio laser di luce rossa visibile alla frequenza di $f=4.74 \cdot 10^{14}$ Hz.

Soluzione

Poiché $\lambda \cdot f = c$ si ha

$$\begin{aligned}\lambda &= c/f = \\ &= (3 \cdot 10^8 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}) / (4.74 \cdot 10^{14} \text{ s}^{-1}) = 6.33 \cdot 10^{-7} \text{ m} = 633 \text{ nm}\end{aligned}$$

Esempio n.2

Calcolare l'energia di una luce visibile verde di frequenza $6 \cdot 10^{14}$ Hz.

Soluzione

Poiché $E = h \cdot f$ si ha

$$\begin{aligned}E &= h \cdot f = \\ &= (4.2 \cdot 10^{-15} \text{ eV} \cdot \text{s}) \cdot (6 \cdot 10^{14} \text{ s}^{-1}) = 2.5 \text{ eV}\end{aligned}$$

Esempi

Si calcoli l'energia del fotone relativo alla luce avente lunghezza d'onda 400 nm (violetto) e a quella di 800 nm (rosso). (Queste sono all'incirca le lunghezze d'onda estreme dello spettro visibile.)

L'energia di un fotone con lunghezza d'onda di 400 nm è:

$$E = h\nu = \frac{hc}{\lambda} = \frac{1240 \text{ eV} \cdot \text{nm}}{400 \text{ nm}} = 3.1 \text{ eV}$$

L'energia di un fotone con lunghezza d'onda di 800 nm è:

$$E = \frac{1240 \text{ eV} \cdot \text{nm}}{800 \text{ nm}} = 1.55 \text{ eV}$$

Esempi

Un microscopio elettronico usa elettroni con energia di 50 keV. Si trovi la lunghezza d'onda di questi elettroni.

La lunghezza d'onda per un **elettrone** è data dalla relazione di De Broglie, in cui h è la costante di Planck e $p = mv$ è la quantità di moto dell'elettrone:

$$\lambda = \frac{h}{p}$$

$$E = \frac{1}{2}mv^2 = \frac{(mv)^2}{2m} = \frac{p^2}{2m} \rightarrow p = \sqrt{2mE}$$

$$\lambda = \frac{h}{\sqrt{2mE}} = \frac{6.63 \cdot 10^{-34} \text{ J} \cdot \text{s}}{\sqrt{2 \cdot 9 \cdot 10^{-31} \text{ kg} \cdot 50 \cdot 10^3 \cdot 1.6 \cdot 10^{-19} \text{ J}}} = 5.5 \cdot 10^{-12} \text{ m}$$

N. B. L'energia degli elettroni (50 keV) è stata trasformata in joule (J) ricordando che $1 \text{ eV} = 1.6 \cdot 10^{-19} \text{ J}$.

Spettro elettromagnetico (1)

Radiazione Elettromagnetica
Formule principali

λ = lunghezza d'onda

f = frequenza

c = velocità di prop.

$$\text{nel vuoto} = 3 \cdot 10^8 \frac{\text{m}}{\text{s}}$$

$$h = 6.626 \cdot 10^{-34} \text{ J} \cdot \text{s}$$

$$\lambda \cdot f = c \Rightarrow \lambda = \frac{c}{f}$$

$$U_{\text{fotone}} = h \cdot f$$

$$I \propto \begin{cases} E^2 \\ \text{numero fotoni} \end{cases}$$

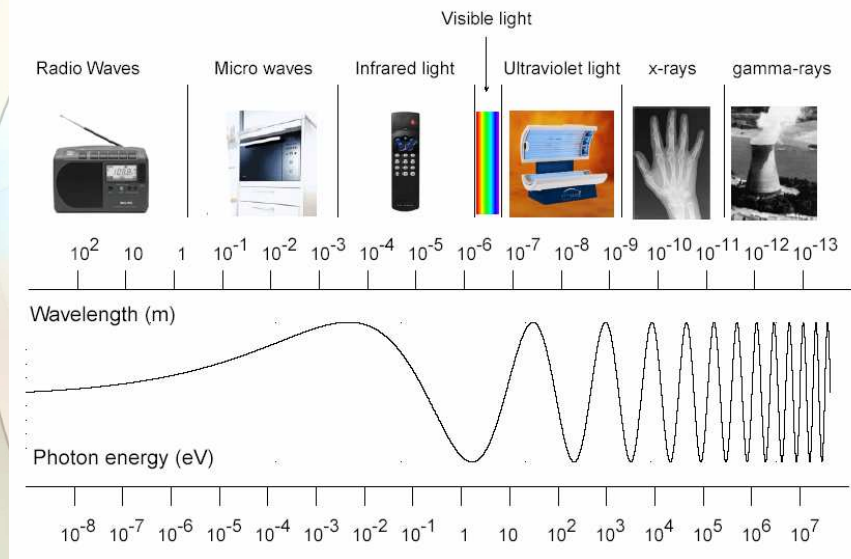
$$I \propto \frac{1}{d^2} \left[I_2 = I_1 \left(\frac{d_1}{d_2} \right)^2 \right]$$

L'intera gamma delle radiazioni elettromagnetiche.

Può essere diviso in varie bande, al crescere (decretere) dell'energia (della lunghezza d'onda):

- Onde radio (10⁰ - 10⁴ m)
- Radar e microonde (10⁻⁴ - 10⁻¹ m)
- Infrarosso (10⁻⁶ - 10⁻⁵ m)
- Luce visibile (10⁻⁷ - 10⁻⁶ m)
- Ultravioletto (10⁻⁹ - 10⁻⁷ m)
- Raggi X e raggi gamma (10⁻¹⁶ - 10⁻⁹ m)

Lo spettro elettromagnetico (2)

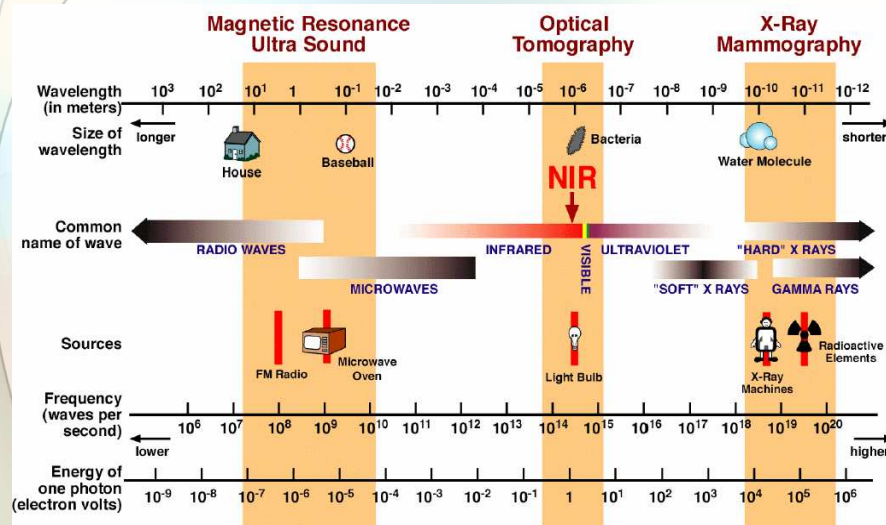


1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

35

Spettro elettromagnetico e immagini mediche



1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

36

Lo spettro elettromagnetico (3)

Onde radio

sono radiazioni elettromagnetiche dotate di elevata lunghezza d'onda (1-10000 m); le radiofrequenze (RF) vengono usate in risonanza magnetica

Radar e microonde

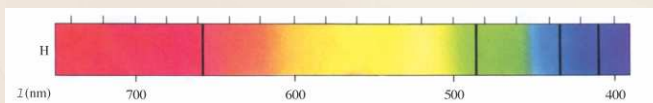
hanno lunghezza d'onda minore (da 10^{-1} a 10^{-4} m) ed energia maggiore delle onde radio. Vengono usate in molte applicazioni: nei forni a microonde, per la navigazione e per il controllo del traffico. All'interno di un forno a microonde, l'energia sviluppata dalla radiazione elettromagnetica induce una rapida vibrazione delle molecole di acqua presenti all'interno degli alimenti determinandone il riscaldamento

Infrarosso

le radiazioni infrarosse o calore hanno una minore lunghezza d'onda ed una maggiore energia rispetto a radar e microonde (10^{-6} a 10^{-5} m). Sono in grado di riscaldare oggetti nelle loro vicinanze. Per esempio è possibile percepire il calore proveniente da un tostapane. E' inoltre possibile visualizzare nello spettro del visibile le radiazioni infrarosse di elevata energia (è possibile la luminosità delle anse del tostapane)

Luce visibile

è in grado di attivare alcune cellule dell'occhio. E' collocata in una banda ristretta dello spettro elettromagnetico ($4.0 \cdot 10^{-7}$ da $7.5 \cdot 10^{-7}$ m). Il colore rosso è quello a maggiore lunghezza d'onda e a minore energia. Il colore blu e violetto hanno massima energia e minore lunghezza d'onda dello spettro del visibile.



1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

37

Lo spettro elettromagnetico (4)

Ultravioletto

le lunghezze d'onda vanno da 10^{-9} a 10^{-7} m. E' dotata di energia sufficiente a distruggere i batteri e a produrre mutazioni a livello degli strati della cute. Le lampade ad ultravioletto sono usate nei laboratori per eliminare la contaminazione batterica. Si ritiene che la luce ultravioletta sia responsabile della maggior parte delle scottature e delle neoplasie cutanee.

Raggi X e raggi γ

sono dotate di lunghezze d'onda molto corte tra 10^{-16} e 10^{-9} m, hanno alta frequenza ed elevata energia (dell'ordine dei keV) e sono in grado di determinare processi di ionizzazione, possiedono cioè energia sufficiente a rimuovere un elettrone dal suo stato orbitale in un atomo. I raggi X utilizzati in radiologia derivano da interazioni con gli elettroni orbitali; i raggi gamma invece derivano da trasformazioni di tipo nucleare e vengono rilasciati da nuclei di atomi radioattivi. La sola differenza tra raggi X e γ è la loro origine. Diversi raggi X usati in radiologia hanno energia maggiore rispetto ad alcuni tipi di raggi gamma.

Raggi X

Energia della radiazione: 0.1 - 1000 keV ($\sim 10^{-10}$ - 0.01 nm)

Range per la diagnostica -20-120 keV

Energia di ionizzazione per gli elettroni di valenza -10 eV \Rightarrow

I raggi X sono una radiazione ionizzante, quindi dannosa

1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

38

Raggi X

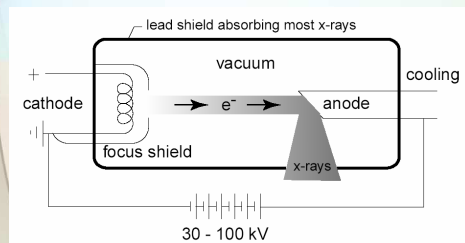
- Introduzione ai raggi X
- Atomi (cenni)
- Radiazione elettromagnetica
- **Generazione e spettri di raggi X**
- Tubi radiogeni
- Circuiti per la produzione di raggi X
- Interazione di raggi X con la materia
- Controllo di qualità e dosimetria (cenni)

1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

39

Produzione dei raggi X



I raggi X sono generati in un *tubo a raggi X (tubo radiogeno)*, che consiste di un tubo a vuoto con un catodo ed un anodo

La corrente nel catodo per eccitazione termica rilascia elettroni (*emissione termoionica*), che vengono accelerati verso l'anodo (tipicamente di tungsteno o di molibdeno) da una ddp (kV o kVp), tra anodo (+) e catodo (-). La corrente di elettroni nel tubo è misurata in mA

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**, circa l'80%
- **transizione atomica** → **radiazione caratteristica**, circa 20%

1/9/2005

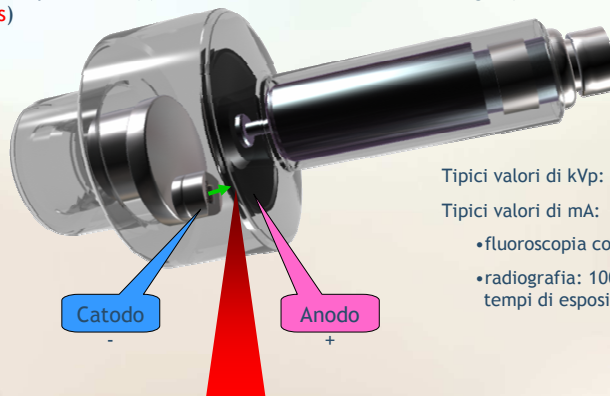
A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

40

Moderno tubo radiogeno

Tre 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 (di qualche A), 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
3. Il tempo di esposizione (**s**), che controlla la fluenza di energia (talora combinato con mA in **mAs**)



Tipici valori di kVp: 20-150 kV

Tipici valori di mA:

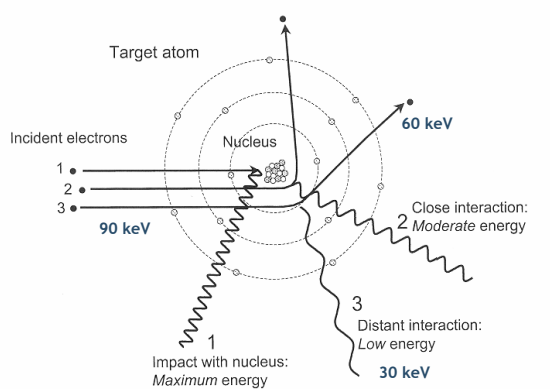
- fluoroscopia continua: 1-5 mA
- radiografia: 100-1000 mA con tempi di esposizione < 0,1 sec

1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

41

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:

$$E \leq E_{max} = e \cdot V$$

$$\lambda \geq \lambda_{min} = (h \cdot c) / (e \cdot V)$$

(e=carica dell'elettrone)

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

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

1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

42

Esempio

Qual è la lunghezza d'onda minima dello spettro continuo dei raggi X emessi da un tubo televisivo che funziona col potenziale di 1500 V?

Ricordiamo innanzitutto la definizione di elettronvolt:

1 eV è l'energia acquistata da un elettrone accelerato da una differenza di potenziale di 1 V.

Pertanto l'energia cinetica massima degli elettroni nel tubo televisivo sarà 1500 eV; questa sarà anche l'energia massima dei raggi X emessi. La lunghezza d'onda minima corrisponde proprio all'energia massima:

$$\lambda_{\text{minima}} = \frac{hc}{E_{\text{massima}}} = \frac{1240 \text{ eV} \cdot \text{nm}}{1500 \text{ eV}} = 0.827 \text{ nm}$$

Spettro della radiazione di frenamento

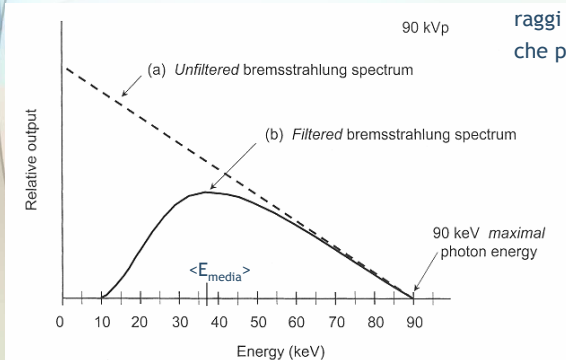
Componente a bassa energia, non utile per la formazione dell'immagine, filtrata per ridurre dose al paziente

Spettro continuo

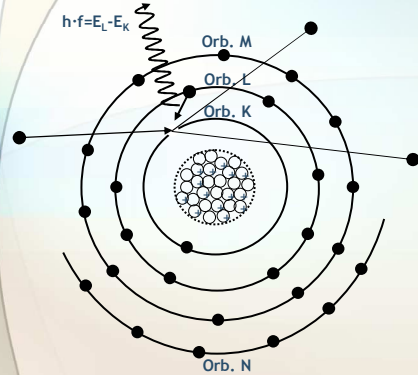
valori piccoli dell'energia più probabili

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

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



Produzione dei raggi X: rad. caratteristica



Radiazione caratteristica

raggi X prodotti quando un elettrone rimosso dalla sua orbita per urto 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

Spettro della radiazione caratteristica

L'energia dei raggi X emessi è uguale alla differenza delle energie degli orbitali

$$E = h \cdot f = E_n - E_m$$

Spettro discontinuo, a righe

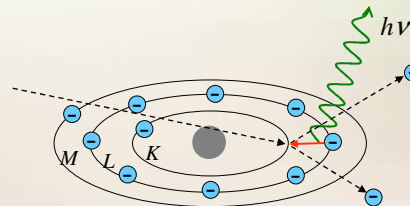
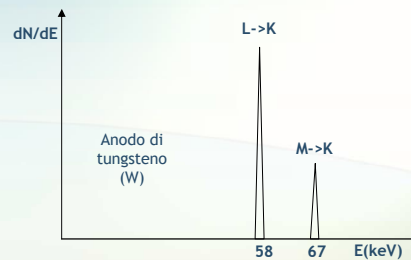
L'elettrone proiettile deve avere energia superiore a quella di legame dell'elettrone k.

L'energia dei raggi X caratteristici non è modificabile

Esempio

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.



Nomenclatura radiazione caratteristica

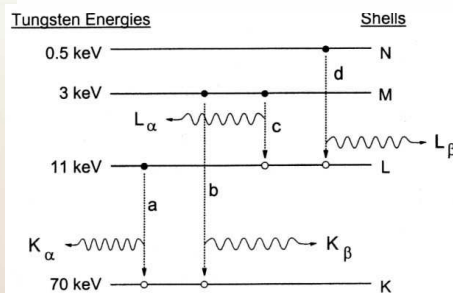
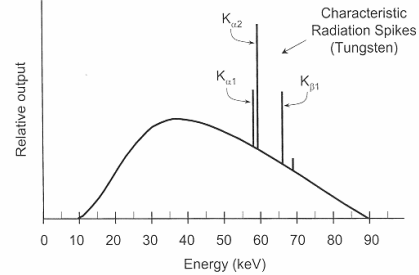
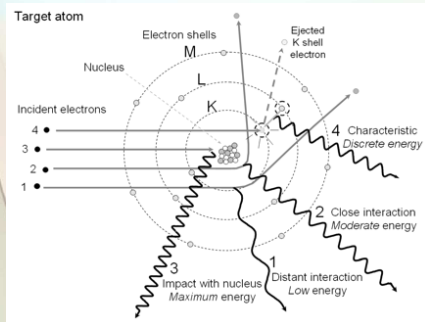
Spettro completo:

bremsstrahlung + rad. caratteristica

Le linee prendono il nome del livello energetico più basso coinvolto nel processo. Il livello più alto coinvolto è indicato con una lettera greca

$\Delta n = 1 \rightarrow$ transizione α ,

$\Delta n = 2 \rightarrow$ transizione β , ...



1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

47

Spettro dei raggi X

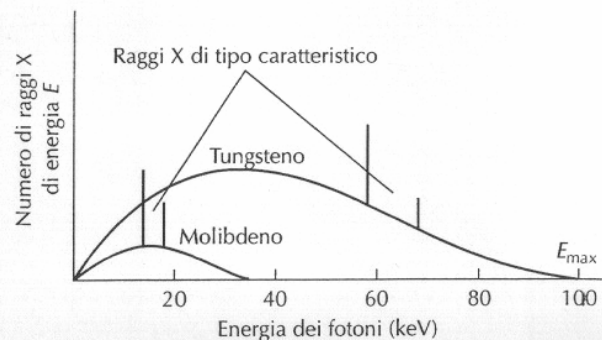
Materiali anodici diversi producono:

- Diversi raggi caratteristici
- Diversa quantità di RX 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).
Maggiore contrasto dei tessuti mammari

Anche possibili anodi di **rodio**: 20 e 23 keV



1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

48

Parametri di controllo del fascio di raggi X

$d_{dp_{\text{anodo-catodo}}}$ (kVp):	<E>, E _{max} , Quantità
I_{catodo} (mA), tempo (s)	Quantità

$$1 \text{ mA} = 6.24 \cdot 10^{15} \text{ elettroni/s}$$

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.**

Quantità (o intensità)

numero di fotoni X. 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 proiettati).

Parametro di controllo: **corrente (flusso di elettroni) nel tubo radiogeno (mA), tempo di esposizione (s) e potenziale applicato (kVp):**

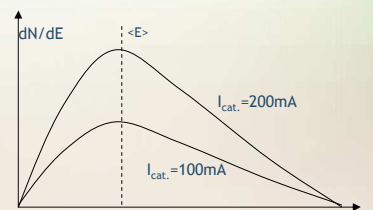
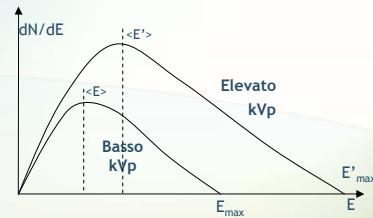
$$\text{quantità} \sim Z_{\text{anodo}} \cdot kVp^2 \cdot mAs$$

Esposizione

è proporzionale alla fluenza di energia del fascio di raggi X e associa caratteristiche della qualità e della quantità, quindi dipende da entrambe.

Principale parametro di controllo: **kVp**

$$\text{esposizione} \sim kVp^2$$



Controllo dell'esposizione

Esposizione definita come dQ/dm

carica elettrica prodotta dai raggi X per unità di massa di aria (STP), misurata in R:
1 Roentgen = $2.5 \cdot 10^{-4}$ C/kg

L'intensità di un tubo a raggi x si suole indicare con l'esposizione diviso la corrente del tubo e il tempo di esposizione per specifiche condizioni operative. Esempio: "5 mR/mAs a 70 kVp per sorgente-immagine a distanza 100 cm e con filtraggio equivalente a 2 mm di Al"

L'esposizione è all'incirca proporzionale alla dose nei tessuti molli

Parametro di controllo principale: **Esposizione $\sim kVp^2$**

esempio: l'esposizione relativa di un fascio generato con 80 kVp rispetto a quella generata con un fascio di 60 kVp per la stessa corrente nel tubo e per lo stesso tempo di esposizione (es 40 mAs) è

$$(80/60)^2 = 1.78$$

un aumento di 20 kVp -> aumento di quasi un fattore 2 dell'esposizione

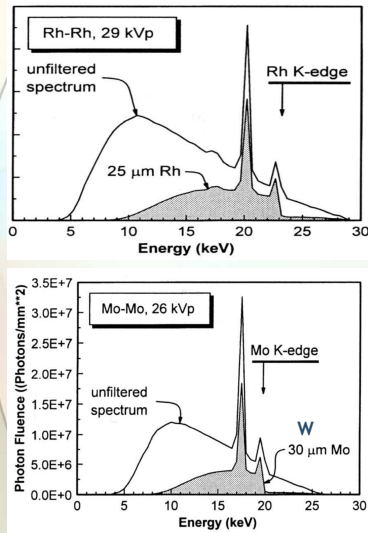
Per mantenere costante l'esposizione, variazioni dei kVp devono essere compensate da variazioni dei mAs, secondo la seguente formula

$$mAs_2 = mAs_1 \cdot \left(\frac{kVp_1}{kVp_2} \right)^2$$

Nell'esempio precedente per mantenere la stessa esposizione che si aveva a 60 kVp, occorre compensare l'aumento di kVp con una diminuzione dei mAs di

$$(60/80)^2 \cdot 40 \text{ mAs} = 9.5 \text{ mAs}$$

Filtraggio del fascio di raggi 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

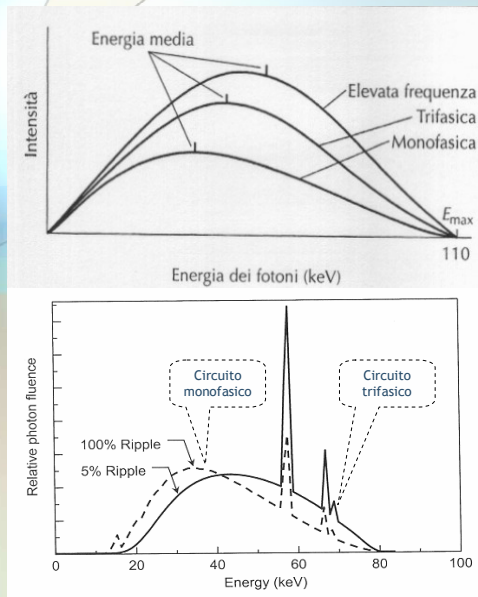
Non determina cambiamenti dell'energia massima del fascio né della posizione della radiazione caratteristica, cambia però l'energia media

1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

51

Forme d'onda dei generatori



Diversi circuiti vengono usati per la ddp tra anodo e catodo e per la corrente al catodo

- Circuiti monofasici
- Circuiti trifasici
- Circuiti ad alta frequenza

Hanno effetti sia sulla quantità che sulla qualità del fascio

Circuiti che producono un voltaggio più uniforme determinano una maggiore intensità ed una maggiore energia media del fascio, a parità di kVp e mA impostati

Con kVp fissato, un generatore monofasico fornisce una differenza di potenziale media più bassa di un circuito trifasico o ad alta frequenza

Il valore dell'energia massima non dipende dalla forma d'onda dei generatori

1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

52

Raggi X

- Introduzione ai raggi X
- Atomi (cenni)
- Radiazione elettromagnetica
- Generazione e spettri di raggi X
- **Tubi radiogeni**
- Circuiti per la produzione di raggi X
- Interazione di raggi X con la materia
- Controllo di qualità e dosimetria (cenni)

Caratteristiche dei raggi x: riassunto

Spettro dei raggi X

- **Bremsstrahlung**: parte continua 80%
- **Radiazione caratteristica**: righe discrete 20%

Parametri di controllo tubo radiogeno:

- **KVp, mA, sec (ovvero mAs)**

La **qualità** ($\langle E_{\text{media}} \rangle \approx E_{\text{max}}/3$) dipende da

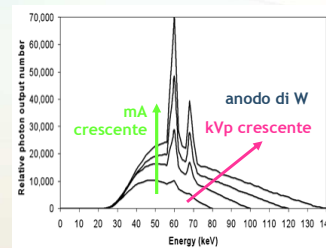
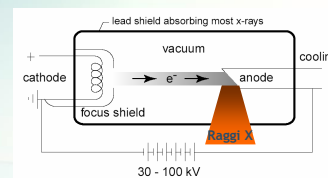
- **kVp**
- forma d'onda degli alimentatori
- filtraggio all'uscita dal tubo

La **quantità** (numero di fotoni) dipende

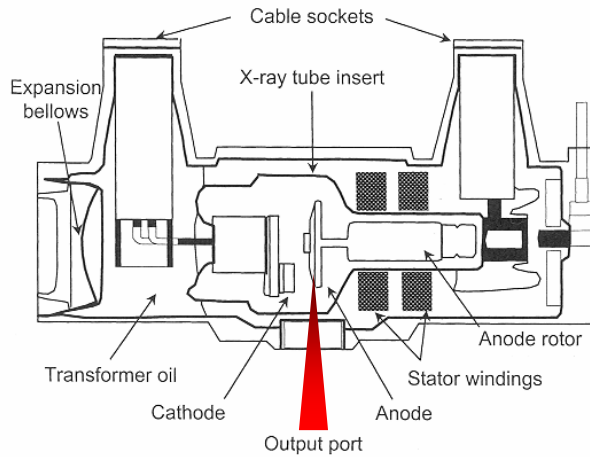
- $Z_{\text{bersaglio}} \times (kVp)^2 \times mA \times s$
- $mA \times s = mAs$
- forma d'onda dei generatori
- filtraggio all'uscita dal tubo

L' **Esposizione**

- misura la **fluenza di energia** del fascio di raggio X;
- dipende dalla qualità e dalla quantità ed è proporzionale a $(kVp)^2$
- a parità di esposizione, cambiamenti di kVp devono essere compensati con aggiustamenti di $mA \cdot s$, inversamente proporzionali a $(kVp)^3$



Componenti del tubo radiogeno



Alloggiamento metallico che supporta, isola e protegge il tubo a raggi X (x-ray tube insert)

Olio nell'alloggiamento utile per la dissipazione del calore, per l'isolamento elettrico e per assorbire la **radiazione di fuga** (raggi X emessi in tutte le direzioni). L'**expansion bellows** (soffietto di espansione) spegne il tubo quando l'olio si surriscalda, espandendosi.

Schermaggi di piombo all'interno dell'alloggiamento attenuano la radiazione di fuga

Normativa

radiazione di fuga < 100 mR/h ad 1 m di distanza dal tubo

Fascio primario

Raggi X emessi attraverso la porta di uscita (**output port**) presente nell'alloggiamento

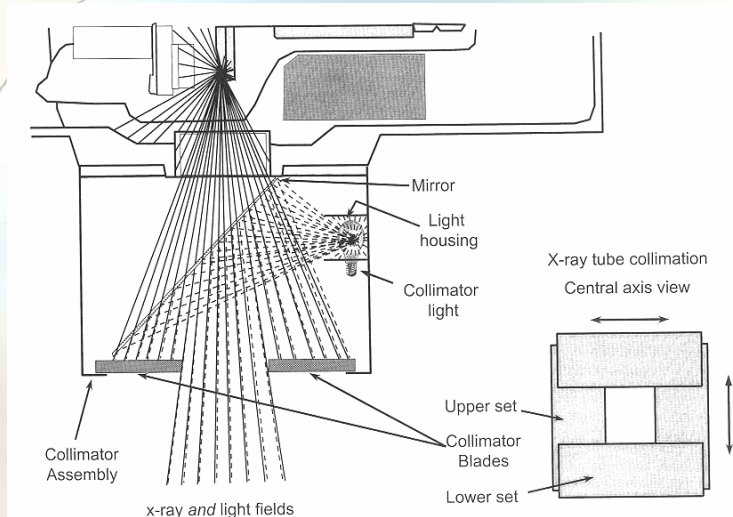
Roentgen (R) = quantità di raggi X che produce una ionizzazione di $2.58 \cdot 10^{-4}$ C/kg (1 esu/cm³) nell'aria ad STP. Vecchia unità. Facile da misurare con le camere ad ionizzazione, ma non molto conveniente quando l'oggetto irradiato è un tessuto.

1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

55

Collimatori



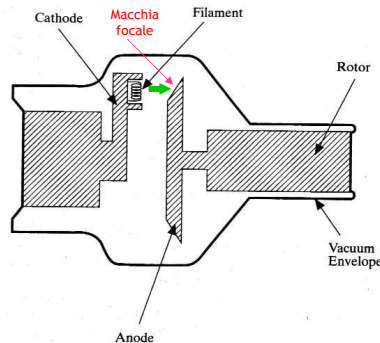
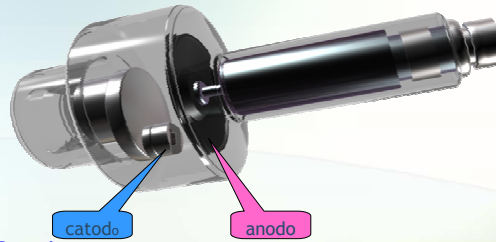
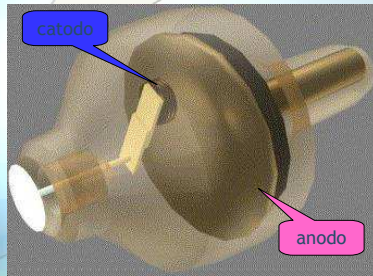
Servono a regolare le dimensioni e la forma del fascio di raggi X che emerge dalla porta del tubo
Shutter (otturatori) di piombo paralleli ed opposti limitano le dimensioni del fascio all'area utile del rivelatore
Centratore luminoso per regolare la collimazione

1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

56

Tubo radiogeno



Catodo

elettrodo negativo costituito da due filamenti, uno più piccolo e uno più grande, all'interno di *coppe focalizzatrici*

Anodo

elettrodo positivo che contiene l'area, di pochi mm², contro la quale impattano gli elettroni, detta *macchia focale*. L'energia degli elettroni è rilasciata all'anodo al 99% sotto forma di calore ed all'1% sotto forma di raggi X

Corrente di elettroni nel tubo: mA (50-800 mA)

Corrente nel filamento catodico: A (2-5 A)

1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

57

Elettroni sull'anodo: calore e raggi x

Principali fattori che modificano l'efficienza di produzione dei raggi x

- Il numero atomico Z del materiale bersaglio (anodo)
- l'energia cinetica degli elettroni incidenti (che è determinata dalla ddp acceleratrice)

Rapporto dell'energia dissipata sotto forma di radiazione e quella sotto forma di calore:

$$R = \frac{\text{dissipazione radiativa}}{\text{dissipazione per collisioni}} = \frac{E_k Z}{820'000}$$

E_k è l'energia cinetica degli elettroni incidenti in keV e Z è il numero atomico del bersaglio

Esempio

Per elettroni che colpiscono un anodo di tungsteno ($Z=74$) a 100 keV (quindi accelerati da un potenziale di 100 kVp) il rapporto $R = (100 \cdot 74) / 820000 = 0.009 = 0.9\%$.

In altri termini **più del 99% dell'energia degli elettroni è dissipata in calore e non produce raggi X**

Per elettroni di 6 MeV, $R = 54\%$.

1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

58

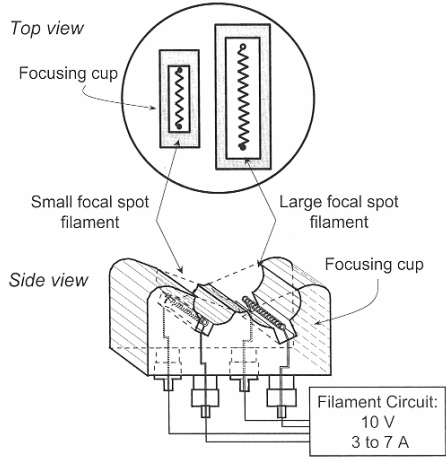
Catodo

Elettroni emessi quando i filamenti elicoidali (di W o Mo) sono riscaldati (*effetto termoionico*) da passaggio di corrente. Aumento o riduzione della temperatura del filo catodico determina aumento o riduzione del numero di elettroni emessi (mA) e quindi modifica l'intensità del fascio di raggi X

Il circuito connesso al filamento fornisce una tensione di circa 10V producendo correnti di 2-5 A (fino a 7 A, mentre nel tubo correnti da 50 ad 800 mA!)

Filamento più grande: macchia focale più larga, dispersione di calore su un'area più grande, maggiore quantità di raggi x

Filamento piccolo: macchia focale più piccola per ottenere immagini dettagliate



1/9/2005

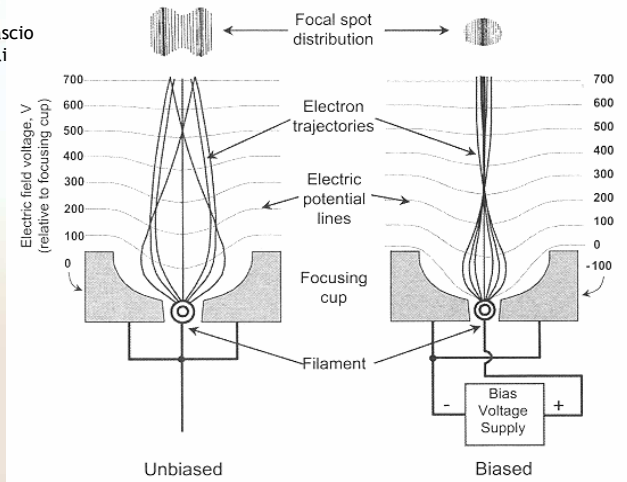
A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

59

Coppe focalizzatrici

Circondano il filamento e determinano la larghezza del fascio di elettroni nel tubo
Una coppa focalizzatrice isolata può essere *polarizzata* con una tensione negativa rispetto al filamento (-100 V) per

- ridurre lo spread del fascio
- produrre macchie focali più piccole

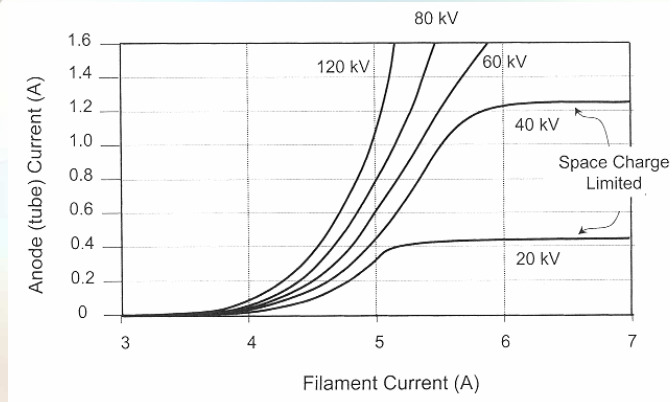


1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

60

Corrente nel tubo (all'anodo) vs corrente al catodo



La corrente nel filamento determina la temperatura e quindi il rate di emissione elettronica. Se non c'è ddp tra anodo e catodo una nuvola elettronica (carica spaziale) si forma intorno al filamento.

Piccoli cambiamenti nella corrente del filamento possono produrre notevoli cambiamenti nella corrente del tubo.

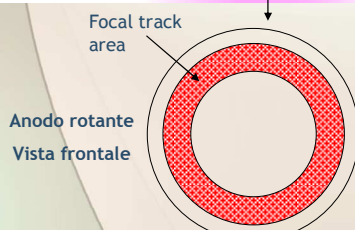
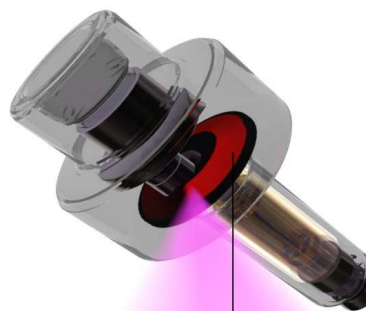
1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

61

Anodo

La rotazione *non* cambia le dimensioni della macchia focale



Materiale di elevato numero atomico

- l'efficienza di produzione dei raggi X aumenta al crescere del numero atomico del materiale anodico

Materiale con elevato punto di fusione

- Durante l'esposizione la macchia focale può raggiungere temperature fino a 3000 °C
- Il tungsteno è il materiale anodico più usato perché ha punto di fusione di 3422 °C, numero atomico elevato $Z=74$ ($A=183$) e può sostenere grandi deposizioni di calore senza che la sua superficie mostri cracking o pitting

I tubi radiogeni usati per applicazioni diagnostiche hanno *anodi rotanti*

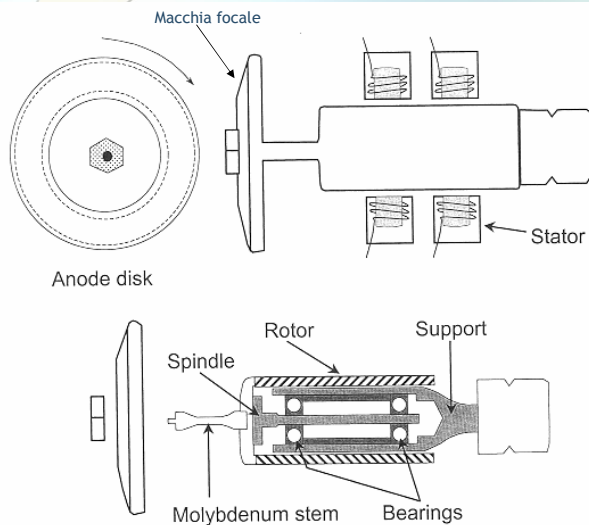
- Più elevati carichi termici e generazione di fasci di raggi X più intensi
- La rotazione fa in modo che l'energia termica sia concentrata su un'area ed una massa più grande
- Il calore viene trasferito dall'anodo alle pareti dell'alloggiamento del tubo per irradiazione

1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

62

Anodo



Bersaglio

- disco di tungsteno e con la parte corrispondente alla macchia focale angolata
- dimensioni disco: 6-15 cm

Asse

di molibdeno (bassa conduzione di calore) per evitare trasporto di calore e danneggiamento del rotore

Rotore

Motore ad induzione

Statore

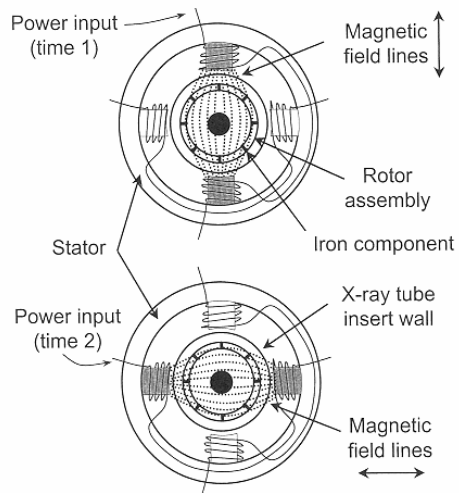
Elettromagneti attivati da una corrente sincronizzata, la variazione del loro campo magnetico determina la rotazione dell'anodo

1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

63

Rotore e statori



Rotore

Consiste di sbarre di rame disposte intorno ad un nucleo di ferro cilindrico

Statori

Elettromagneti che circondano il rotore fuori dal tubo a raggi X

Correnti alternate passano attraverso gli avvolgimenti degli statori, causando la rotazione del rotore

Tipiche velocità di rotazione sono

- basse velocità: 3000-3600 giri al minuto (rpm) (corrente ac a 60 Hz)
- alte velocità: 9000-10000 rpm (corrente trifase ac a 180 Hz)

1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

64

Tubo radiogeno con anodo fisso

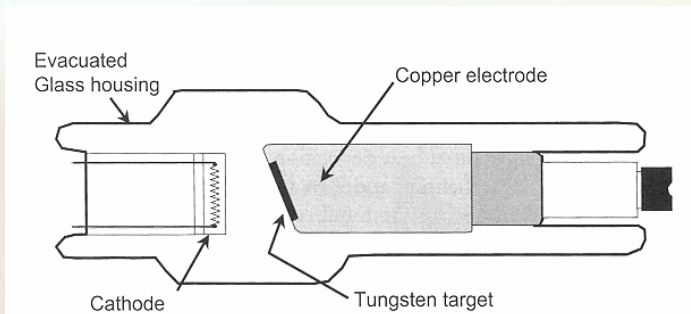
Consiste di un inserto di tungsteno in un blocco di rame

Duplice scopo del rame:

- Supporta il bersaglio di tungsteno
- Dissipa calore

La piccola area del bersaglio limita la dissipazione di calore possibile, e di conseguente vi è una limitazione nella corrente del tubo e nell'intensità del fascio di raggi X ottenibile

Usato come tubo portatile e per applicazioni in campo odontoiatrico

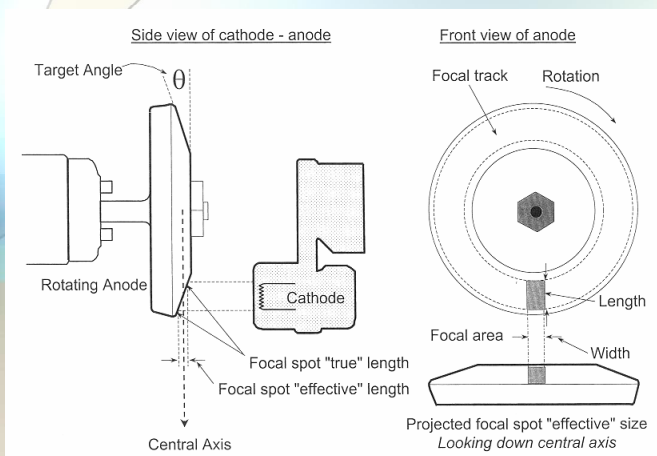


1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

65

Angolo anodico e macchia focale (1)



Piccole macchie focali permettono di ottenere immagini più dettagliate

Fuoco ottico di dimensioni ridotte rispetto al fuoco elettronico

La larghezza della **macchia focale efficace** è uguale alla larghezza della macchia focale reale

Lunghezza macchia focale efficace = lunghezza focale reale $\times \sin \theta$

Macchia focale efficace di area minore della macchia focale reale

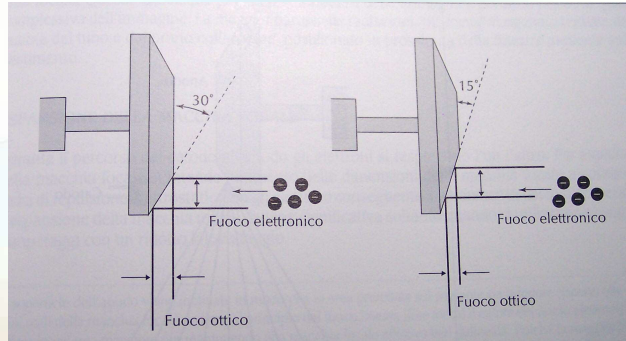
1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

66

Angolo anodico e macchia focale (2)

Dimensioni macchia focale: 1-3 mm



Il *principio del fuoco lineare* sfrutta l'angolazione dell'anodo per diffondere il calore prodotto dagli elettroni su una superficie maggiore, rendendo possibili operazioni con valori mA più elevati ottenere fuochi ottici e macchie focali efficaci di dimensioni ridotte
ottenere immagini più dettagliate
Angolo anodico tra 7 e 20 °C; valori tipici 12-15 °C

Dimensioni macchia focale: esempio

Esercizio

L'area della macchia focale anodica per un anodo con angolo di 20° ha lunghezza 4 mm e larghezza 1.2 mm. Qual è la grandezza della macchia focale proiettata sull'asse centrale (macchia focale efficace?)

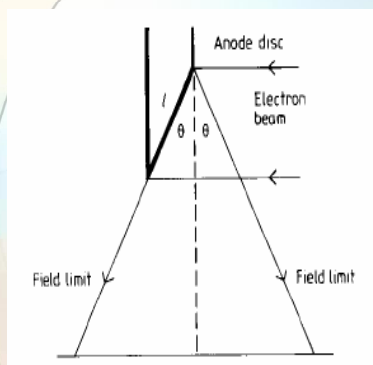
Soluzione

Lunghezza efficace = lunghezza * sin θ = 4 mm * sin 20° = 1.36 mm

Larghezza efficace = larghezza = 1.2 mm

Area macchia focale efficace = 1.36 * 1.2 mm²

Angoli anodici



Angoli anodici ottimali dipendono dall'uso clinico dell'immagine

Piccoli angoli anodici preferibili per ricettori d'immagine a piccolo campo (cineangiografia, neuroangiografia) dove si usano dispositivi con campo limitato all'intensificatore

Grandi angoli anodici sono necessari in radiografia generale per avere copertura di grandi aree a corte distanze tra macchia focale ed immagine

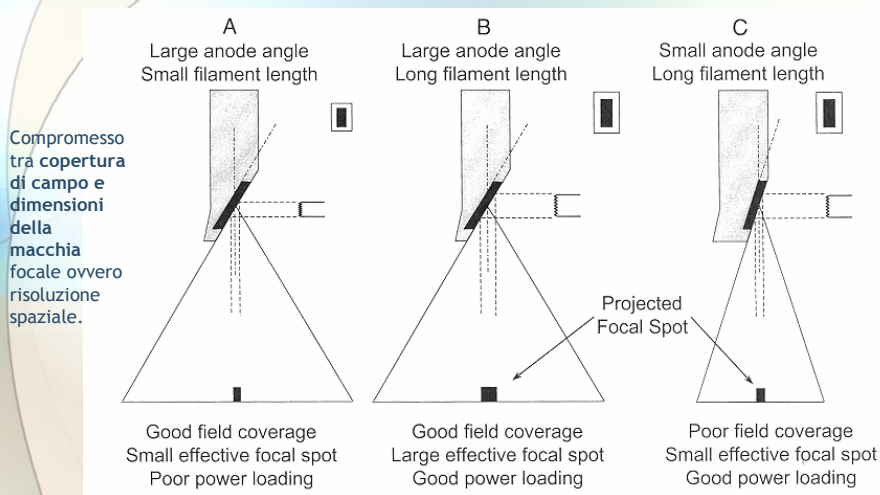
Uso di un anodo obliquo per ridurre le dimensioni della macchia focale efficace. La lunghezza del fascio di elettroni è $l \cos \theta$, mentre la lunghezza della macchia focale vista dall'asse centrale del campo dei raggi X è $l \sin \theta$.

1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

69

Dimensioni della macchia focale



Per elevati mA con ridotti kVp occorre considerare l'effetto della mutua repulsione degli elettroni all'interno del tubo. Repulsione che determina la

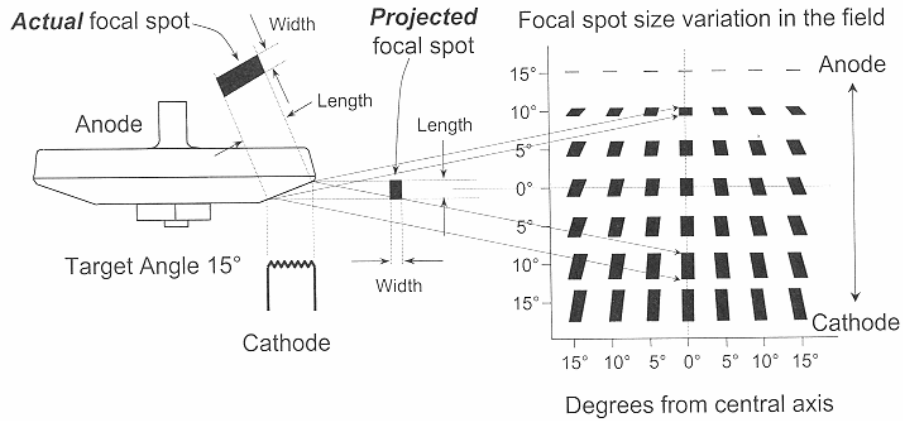
espansione della macchia focale

1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

70

Dipendenza dalla posizione



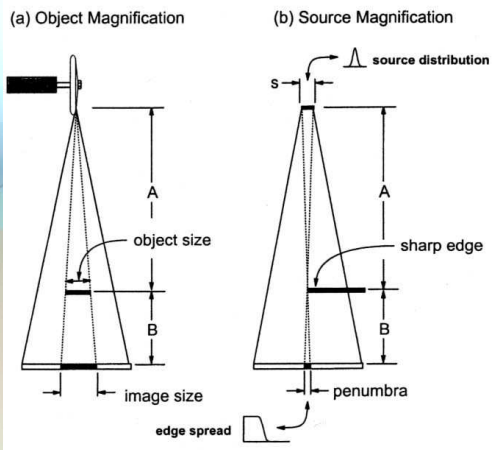
- La lunghezza della macchia focale efficace varia con la posizione nel piano dell'immagine, in direzione anodo-catodo
- La larghezza dell'immagine focale efficace cambia poco nel piano dell'immagine
- La dimensione nominale è specificata in corrispondenza del raggio frontale

1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

71

Ingrandimento e sfocatura dell'immagine



Ingrandimento geometrico dato da

$$M = \frac{I}{O} = \frac{A+B}{A}$$

Riduzione di M minimizzando B , cioè mettendo il paziente vicino al film. Lo spessore finito del bersaglio può produrre variazioni in M .

Sfocatura dei bordi e delle strutture fini dovuta alla grandezza finita della sorgente determina la *penombra* p :

$$p = s \frac{B}{A}$$

⇒ perdita di risoluzione spaziale

1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

72

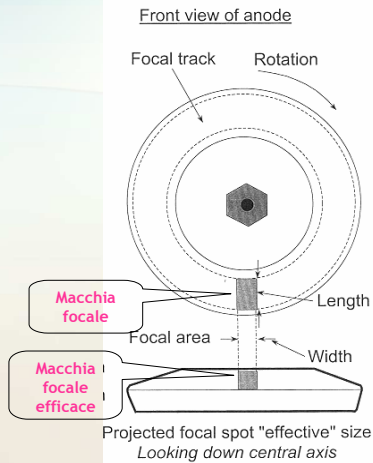
Misurazione della grandezza della macchia focale (efficace)

Per misurare le dimensioni della macchia focale si usano fantocci di quattro tipi, che differiscono per la geometria

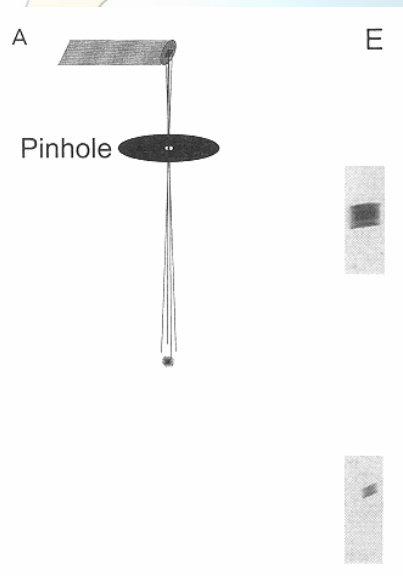
- Pinhole camera
- Slit camera
- Star pattern (reticolo a stella)
- Resolution bar pattern (reticolo a barre di risoluzione)

La **macchia focale** (fuoco elettronico) è l'area sull'anodo colpita dagli elettroni (la sua grandezza è determinata principalmente dalla lunghezza del filamento catodico e dalla larghezza della coppa focalizzatrice)

La **macchia focale efficace** è la proiezione lungo l'asse centrale della macchia focale in basso, nel campo dei raggi X (ha la stessa larghezza ma lunghezza diversa della macchia focale)



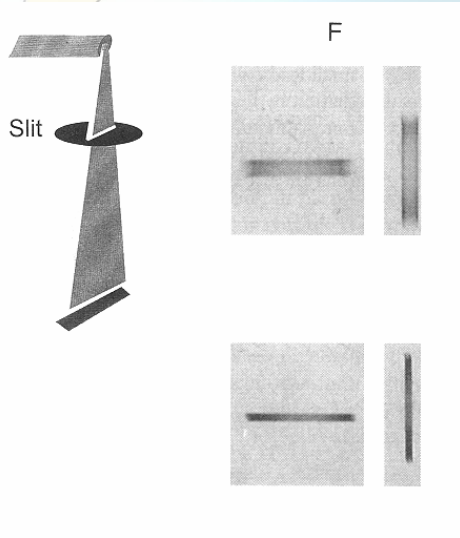
Pinhole camera



Apertura circolare molto piccola (10-30 μm di diametro) in un disco di un metallo sottile ma altamente radiopaco come piombo, tungsteno o oro

L'immagine della macchia focale registrata con la pinhole camera posizionata sull'asse centrale tra il tubo a raggi X ed il rivelatore

Slit camera

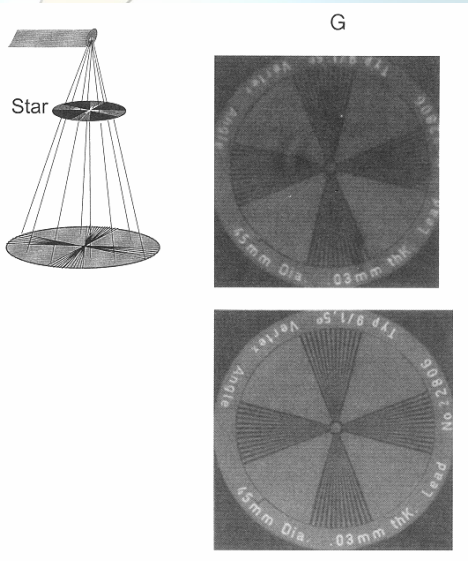


La *slit camera* consiste di una lastra di materiale radioopaco (spesso tungsteno) con una sottile fessura, tipicamente larga $10\ \mu\text{m}$

La misura della larghezza della distribuzione sull'immagine fornisce una sola dimensione della macchia focale

Una seconda radiografia, presa con la fessura perpendicolare alla precedente, fornisce l'altra dimensione della macchia focale

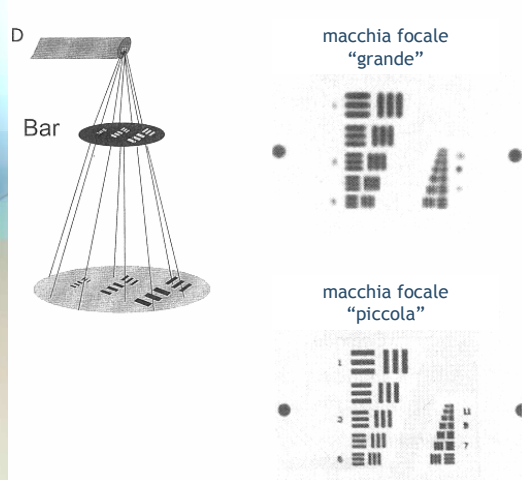
Star pattern



Il reticolo a forma di stella contiene un pattern di raggi di piombo di larghezza e spaziatura decrescente verso il centro su un sottile disco di plastica

L'immagine del reticolo stellare per un determinato ingrandimento e la misura della distanza del pattern nero più esterno sull'immagine fornisce una stima del potere risolvibile della macchia focale nelle direzioni perpendicolare e parallela all'asse anodo-catodo

Fantoccio a barre



Simile al reticolo a stella, contiene barre radioopache di piombo di larghezza e spaziatura variabile

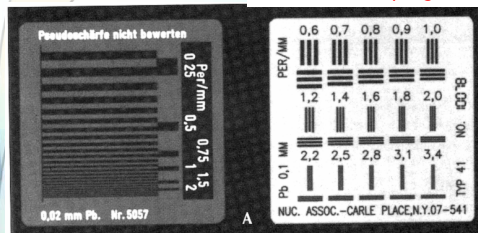
Le immagini dei modelli a barre mostrano la risoluzione effettiva perpendicolare e parallela all'asse anodo-catodo, per un fissato ingrandimento

Risoluzione spaziale

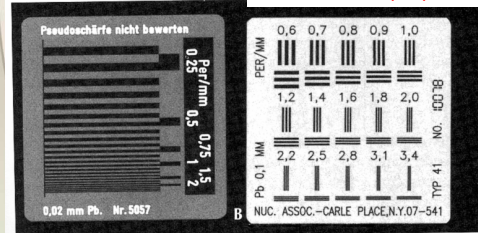
- livello minimo di separazione tra due linee che consenta di riconoscerle come separate nell'immagine.
- Misurata in coppie di linee per millimetro **lp/mm**
- **Macchie focali piccole hanno migliore risoluzione**

Macchia focale e risoluzione spaziale

Macchia focale più grande

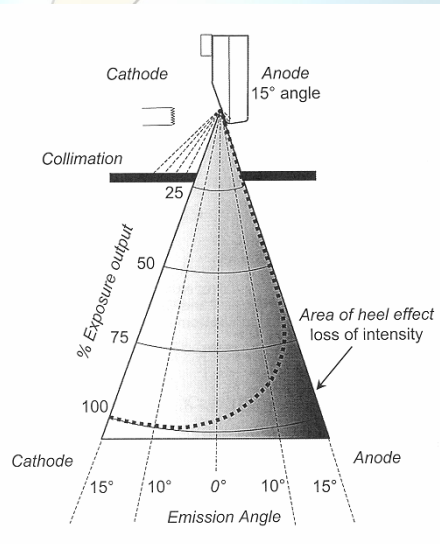


Macchia focale più piccola



L'immagine ottenuta con la macchia focale più grande ha risoluzione minore e pertanto permette di individuare un numero inferiore di coppie di linee per millimetro rispetto a quella ottenuta con macchia focale piccola.

Effetto anodico



Heel effect

Variazione dell'intensità (fino al 40 %) del fascio tra lato catodico ed anodico perché i raggi emessi attraversano diverse quantità di materiale anodico
Raggi emessi verso il lato catodico attraversano meno materiale dei raggi emessi verso il lato anodico

Effetto più pronunciato per

- Angoli anodici minori
- Maggiori dimensioni del campo
- Minore distanza tra la sorgente ed il ricettore d'immagine (SID, source-to-image distance)

E' buona norma posizionare il tubo a raggi X col catodo sopra le parti corporee più spesse del paziente, per ottenere un annerimento uniforme.

Compensatori

Sono filtri che consentono di variare l'intensità del fascio in funzione della posizione, in modo da rendere il fascio più uniforme; sono collocati vicino alla porta d'uscita del tubo.

Filtraggio e compensazione

FILTRAGGIO

In radiologia diagnostica, vengono aggiunti dei filtri per attenuare la parte di spettro di raggi x che ha probabilità minima di penetrare attraverso il paziente e raggiungere il rivelatore

La dose al paziente è così ridotta

L'alluminio è il materiale di filtraggio più comunemente usato. Alternative sono rame, plastica, il vetro e, per usi speciali, il berillio.

Esistono delle regole per il filtraggio minimo (esempio, 2.5 mm Al per macchine destinate ad operare a potenziali al di sopra di 70 kVp)

COMPENSAZIONE

I compensatori sono filtri aggiuntivi con una forma intesa a cambiare il pattern spaziale dell'intensità dei raggi X incidenti sul paziente in modo da fornire una esposizione uniforme al rivelatore

Sono collocati vicino alla porta del tubo a raggi X o all'esterno dell'assemblaggio del collimatore

Radiazione off focus

Raggi X prodotti in sedi diverse dalla macchia focale, quando elettroni proiettili colpiscono altre parti dell'anodo

Riduce la nitidezza delle immagini e quindi la qualità complessiva dell'immagine

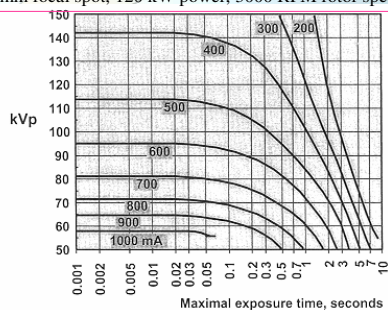
La maggior parte viene attenuata dal rivestimento

1/9/2005

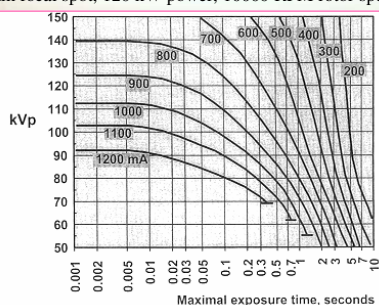
A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

81

1.2 mm focal spot, 120 kW power, 3000 RPM rotor speed



1.2 mm focal spot, 120 kW power, 10000 RPM rotor speed



Curve di carico (rating charts)

Fornisce informazioni sulle *combinazioni permesse di kVp, mA e tempo di esposizione* per un particolare tubo a raggi x con specifica grandezza della macchia focale, data velocità di rotazione e tipo di generatore

Elevati kVp, mA e tempi di esposizioni non sono consentiti. Soltanto bassi mA sono consentiti ad elevati kVp.

Sovraccarichi termici possono danneggiare in maniera irrimediabile il tubo

- il calore è la principale causa di rottura del tubo
- il costo di un tubo è come quello di un'automobile!
- Stadio di preparazione all'esposizione:
riscaldare l'anodo prima di procedere alle esposizioni (tipico: 2 esposizioni di 2s, 70 kVp e 100 mA)

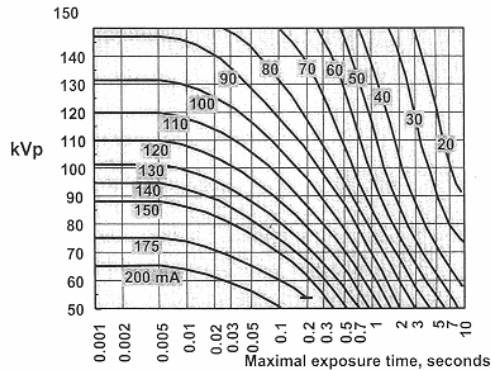
1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

82

Uso delle curve di carico

macchia focale 0.3 mm , potenza 10 kW,
velocità rotore 10000 RPM



Macchie focali più grandi e/o
velocità di rotazioni più elevate
permettono maggiori carichi di
potenza

Trovare l'intersezione del kVp e del
tempo di esposizione richiesto

Determinare il corrispondente mA
(interpolare tra curve adiacenti se
necessario). Questo è il *massimo* mA
permesso dalla macchia focale del tubo

Paragonare il mA *desiderato* al massimo
mA *permesso*. Se il mA desiderato è più
grande del permesso, l'esposizione non
è consentita

Per i grafici dei mA in funzione del
tempo con varie curve kVp, le regole
sono le stesse ma con uno scambia di
kVp e mA

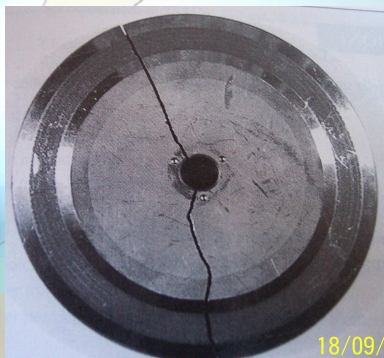
Per decidere se una esposizione è possibile
occorre anche tenere conto delle esposizioni
precedenti perché c'è un limite sul calore
totale accumulato.

1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

83

Unità termiche



Anodo spaccato in due pezzi in
seguito a rottura indotta da elevate
temperature

Energia (HU) =
tensione di picco (kVp) ×
corrente del tubo (mA) ×
tempo di esposizione (sec) ×
fattore di correzione

Il calore prodotto nell'anodo dagli elettroni
proiettile dipende da mA, s, kVp e viene misurato
in *unità termiche* o *heat units* (HU):

- Sistemi monofasici:

$$HU = kVp \times mA \times s$$

- Sistemi trifasici esapulsati:

$$HU = 1,35 \times kVp \times mA \times s$$

- Sistemi trifasici dodecapulsati:

$$HU = 1,41 \times kVp \times mA \times s$$

- Sistemi ad alta frequenza:

$$HU = 1,41 \times kVp \times mA \times s$$

A parità di kV e mA e s con alte frequenze si
deposita una maggiore quantità di calore

1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

84

Uso delle unità termiche

Esempio

Calcolare il carico termico in HU se l'esposizione è effettuata con un circuito ad alta frequenza con 100 kV, 200 mA e 0,1 s

Risposta

$$HU = 1,41 \times 100 \text{ kV} \times 200 \text{ mA} \times 0,1 \text{ s} = 2820 \text{ HU}$$

Esempio

Il massimo carico termico sopportabile da un tubo radiogeno è pari a 25'000 HU. Eseguendo una serie di 3 esposizioni in rapida successione con circuiti ad alta frequenza e parametri tecnici pari a 120kVp, 200 mA e 0,15 s, si eccederà il limite termico di questo dispositivo?

Risposta

Unità termiche di una singola esposizione

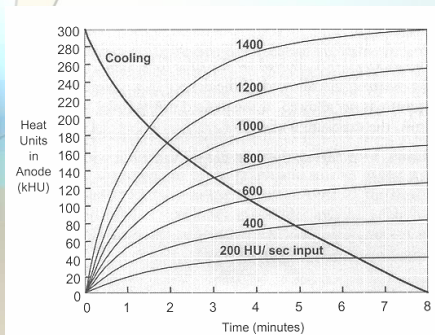
$$HU = 1,41 \times 120 \text{ kV} \times 200 \text{ mA} \times 0,15 \text{ s} = 5076 \text{ HU}$$

Assumendo che non ci sono dissipazioni di calore, le unità termiche delle tre esposizioni sono:

$$HU = 3 \times 5076 \text{ HU} = 15'228 \text{ HU} < 25'000 \text{ HU}$$

Esposizioni multiple: Grafico di raffreddamento dell'anodo

Mostra il carico termico anodico residuo in funzione del tempo mentre l'anodo si raffredda

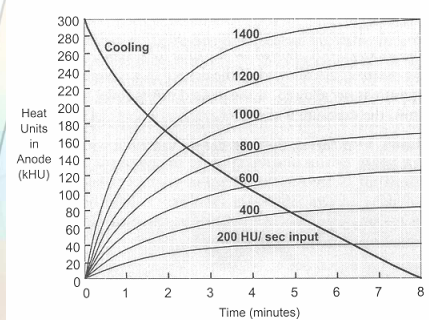


Il carico termico anodico massimo è il valore più elevato sull'asse Y del grafico

Dopo una serie di esposizioni, il carico termico totale accumulato sull'anodo è calcolato come la somma dell'HU corrispondente a ciascuna esposizione

Se è necessario aspettare prima di riutilizzare il tubo per evitare di danneggiare l'anodo, il grafico di raffreddamento specifica quanto tempo aspettare

Esposizioni multiple Grafico di riscaldamento dell'anodo



(*) La **fluoroscopia** è una tecnica radiologica dinamica utilizzata per visualizzare strutture in movimento e localizzare eventuali anomalie senza registrazione delle immagini su pellicola. Essa fornisce un'immagine dinamica in tempo reale a mano a mano che i raggi X attraversano il corpo del paziente.

Lo stesso grafico mostra le curve di ingresso del calore (riscaldamento) che corrispondono ad un irraggiamento continuo risultante da una operazione di fluoroscopia (*)

Le curve all'inizio crescono molto rapidamente poi raggiungono un plateau

- Il rate di energia termica in ingresso è uguale al rate di dissipazione di energia termica per emissione radiativa

Utile per determinare la quantità di calore accumulato sull'anodo dopo una certa durata della fluoroscopia

Raffreddamento/riscaldamento anodo: esercizi

Esercizio n.1

Quanto a lungo uno deve aspettare per eseguire una sequenza di 20 film, ciascuno acquisito ad 85 kVp e 80 mAs, se ci sono 250000 HU accumulate sull'anodo del tubo in una precedente acquisizione?

Soluzione

Secondo la figura precedente, il carico di calore massimo sull'anodo è 300 kHU.

Le 20 esposizioni risulteranno in un carico

$$(85 \times 80) \text{ HU} \times 20 \text{ film} = 136000 \text{ HU}$$

Poiché ci sono già 250 kHU sull'anodo, altre 136 kHU farebbero superare il limite massimo (300 kHU) di 86 kHU.

Bisogna quindi aspettare un tempo tale da dissipare 86 kHU. Sulla curva bisogna passare da 250 kHU (a 0.6 min) a 250-86 kHU = 164 kHU (a 2.2 min) cioè aspettare un intervallo di tempo minimo di

$$2.2 - 0.6 = 1.6 \text{ minuti.}$$

Quindi occorre aspettare almeno 1.6 minuti prima di fare i 20 film

Esercizio n.2

Determinare quanto calore si accumula su un anodo, inizialmente a temperatura ambiente, in 7 minuti di fluoroscopia (80 kVp e 5 mA)

Soluzione

Il numero di HU/s è calcolato dal prodotto dei kVp e mA: $80 \times 5 = 400 \text{ HU/s}$.

Dalla curva di riscaldamento dell'anodo corrispondente a 400 HU/s si può vedere che dopo 7 minuti il calore accumulato all'anodo è circa 82 kHU.

Nota: se l'andamento del calore accumulato non seguisse questa curva ma una legge lineare allora il calore accumulato sarebbe $400 \text{ HU/s} \times 7 \times 60 \text{ s} = 168 \text{ kHU}$ cioè più del doppio!

Potenza del tubo radiogeno

Descrive l'energia per unità di tempo che può essere fornita dall'alimentatore o assorbita dal tubo

Potenza (kW)

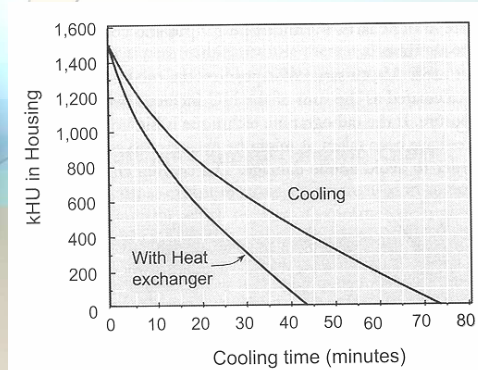
in kilowatts (kW) è l'energia media fornita dalla massima corrente nel tubo per 100 kVp e tempo di esposizione di 0.1 s

$$\text{Potenza} = 100 \text{ kVp} \times A_{\text{max}} \quad \text{per una esposizione di 0.1 s}$$

La potenza dipende dalle dimensioni della macchia focale. Macchia focale piccola → potenza minore

Nominal X-ray Tube Focal Spot Size (mm)	Typical Power Rating (kW)
1.2-1.5	80-125
0.8-1.0	50-80
0.5-0.8	40-60
0.3-0.5	10-30
0.1-0.3	1-10
<0.1 (micro-focus tube)	<1

Grafico di raffreddamento dell'housing



Il calore generato nell'anodo si trasferisce allo "housing" del tubo. La temperatura dell'olio isolante e della cuffia aumenta

La curva è usata nello stesso modo come la curva di raffreddamento dell'anodo

Il carico di calore dello housing tipicamente supera quella dell'anodo.

La dissipazione di calore è più efficace se un sistema di scambio di calore viene usato: l'olio circola attraverso un radiatore di calore esterno.

Se il calore diventa eccessivo un soffiato (bellows) attiva un interruttore che spegne il tubo.

Legge inverso del quadrato della distanza

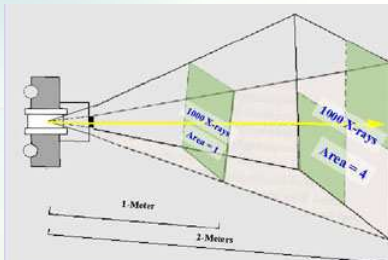
L'intensità del fascio di raggi X emesso da un tubo radiogeno segue la legge dell'inverso del quadrato della distanza:

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

Raddoppiamo la distanza dal tubo, l'intensità del fascio diminuisce di un fattore 4

Dimezzando la distanza il livello di radiazione aumenta di un fattore 4

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 fotoni 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.

1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

91

Esempio

Un operatore sta normalmente 1 m lontano dal paziente durante una cineangiografia. Il rate di esposizione in questo punto è 15 mrem/min (*) e la durata della cineangiografia è di 2 minuti. Quale sarebbe la riduzione di dose se l'operatore stesse a distanza 1.2 m?

Soluzione

L'esposizione originaria (a distanza 1 m):

$$EspA = I_A \cdot t = 15 \frac{\text{mrem}}{\text{min}} \cdot 2 \text{ min} = 30 \text{ mrem}$$

L'esposizione ad 1.2 m è invece:

$$I_B = I_A \left(\frac{d_A}{d_B} \right)^2 = 15 \frac{\text{mrem}}{\text{min}} \left(\frac{1.0 \text{ m}}{1.2 \text{ m}} \right)^2 = 10.41 \frac{\text{mrem}}{\text{min}}$$

$$EspB = I_B \cdot t = 10.41 \frac{\text{mrem}}{\text{min}} \cdot 2 \text{ min} = 20.8 \text{ mrem}$$

$$\frac{EspB - EspA}{EspA} = \frac{(20.8 - 30) \text{ mrem}}{30 \text{ mrem}} = -31\%$$

Allontanandosi di soli 20 cm si è ottenuta una riduzione del 31% nella dose assorbita!

(*) Il **rem** - radiation equivalent man - è una misura della dose equivalente, tiene conto degli effetti biologici dei diversi tipi di radiazione e della diversa sensibilità degli organi. 100 rem=1Sv.

1/9/2005

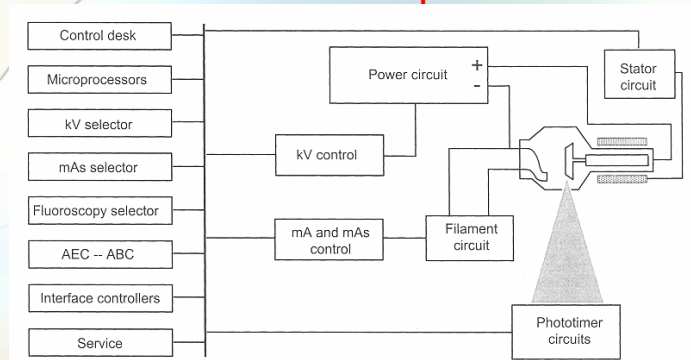
A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

92

Raggi X

- Introduzione ai raggi X
- Atomi (cenni)
- Radiazione elettromagnetica
- Generazione e spettri di raggi X
- Tubi radiogeni
- **Circuiti per la produzione di raggi X**
- Interazione di raggi X con la materia
- Controllo di qualità e dosimetria (cenni)

Console dell'operatore



L'operatore seleziona i **kVp**, i **mA**, il **tempo di esposizione** e la **dimensione della macchia focale**

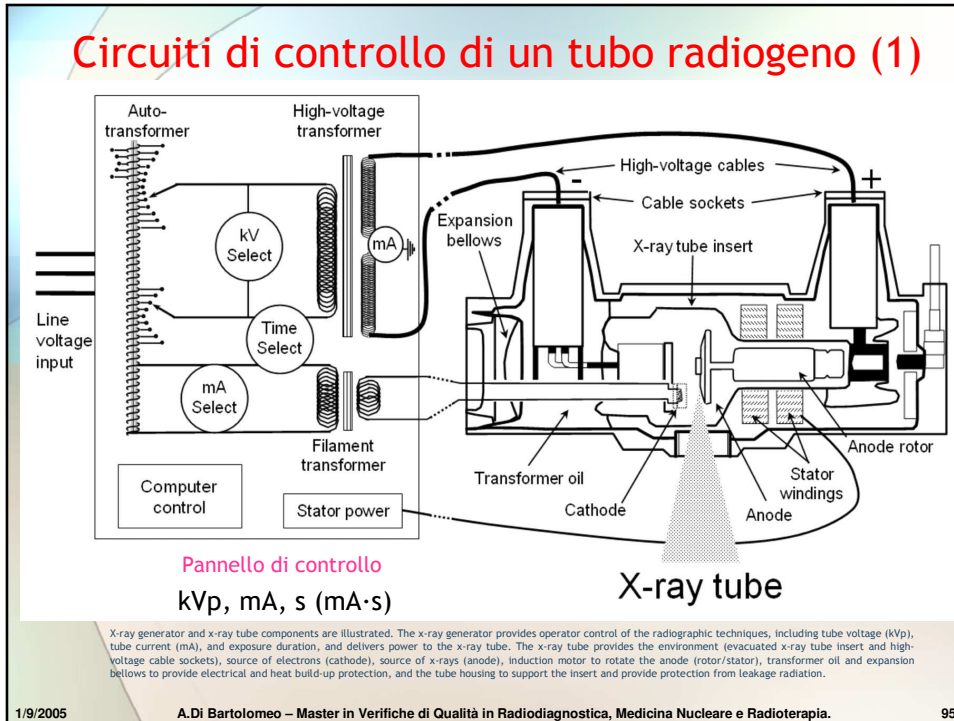
Il kilovoltaggio picco (kVp) determina la qualità del fascio di raggi x, che gioca un ruolo nel contrasto del soggetto

La corrente nel tubo (mA) determina la quantità di raggi X (per un fissato kVp)

La selezione della grandezza della macchia focale è di solito determinata dal settaggio dei mA

Alcuni generatori sono dotati di tecniche preprogrammate

Circuiti di controllo di un tubo radiogeno (1)



Circuiti di controllo di un tubo radiogeno (2)

Per avere un fascio di raggi X regolare e controllabile è necessario che la tensione tra anodo e catodo sia continua o poco variabile.

Trasformatore elevatore e raddrizzatore ad onda intera per regolare la tensione tra anodo e catodo

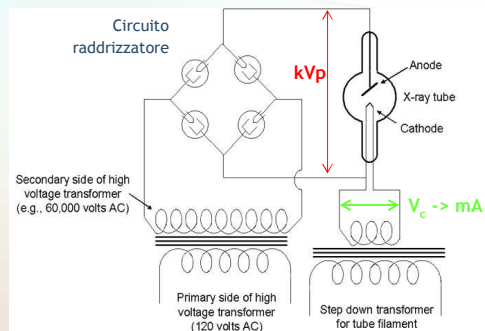
- **parametro kVp**

Trasformatore riduttore per regolare la **corrente nel catodo** (A) e quindi **la corrente nel tubo** (mA)

- **parametro mA**

Altri circuiti

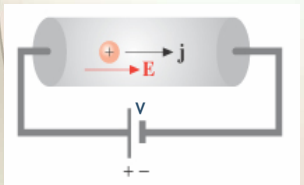
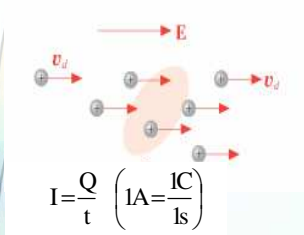
- Temporizzatore
- Circuito **AEC**
- Temporizzatore di sicurezza



Corrente elettrica

Corrente

quantità di carica che attraversa la sezione del conduttore nell'unità di tempo. Misurata in Ampère: $1A = 1C/1s$



Tensione o differenza di potenziale (ddp) tra due punti

- lavoro del campo elettrico per spostare una carica positiva unitaria da un punto all'altro lungo un qualsiasi cammino
- si misura in Volt: $1V = 1J/1C$.
- creata con pile o generatori di tensione
- se tra due punti di un conduttore vi è ddp allora nel conduttore scorre una corrente elettrica proporzionale alla ddp applicata (*legge di Ohm*):

$$V = R \cdot I \Rightarrow I = \frac{V}{R}$$

R = resistenza del conduttore misurata in Ohm (Ω)

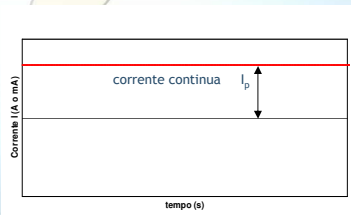
Corrente

quantità di carica che attraversa la sezione del conduttore nell'unità di tempo. Misurata in Ampère: $1A = 1C/1s$

Corrente continua ed alternata

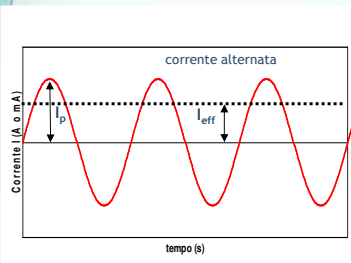
Corrente (tensione) continua $I = I_p$

- ha una sola direzione
- ha valore costante nel tempo
- viene prodotta con pile o raddrizzatori di corrente



Corrente (tensione) alternata $I = I_p \sin(\omega t + \phi)$

- ha una direzione per metà di un ciclo e direzione opposta per l'altra metà.
- Utilizzata nella maggior parte delle apparecchiature elettriche.
- Frequenza 50 Hz.
- Assume con regolarità valori positivi e negativi al trascorrere del tempo. 1/100 s una direzione, 1/100 s direzione opposta.
- *Misurata al picco*: I_p , V_p (o tra picchi consecutivi $2I_p$, I_{pp} , $2V_p$ o V_{pp}).



Valori efficaci

- valori di tensione o corrente misurati da molti strumenti

$$I_{\text{eff}} = \sqrt{(I^2)_{\text{medio}}} = \frac{1}{\sqrt{2}} I_p \quad V_{\text{eff}} = \sqrt{(V^2)_{\text{medio}}} = \frac{1}{\sqrt{2}} V_p$$

Corrente continua: potenza elettrica

Quantità di energia erogata o assorbita nell'unità di tempo.

Misurata in watt: $1 \text{ W} = 1 \text{ J}/1 \text{ s} = 1 \text{ A} \cdot 1\text{V}$.

La potenza di 1 W si ha quando una corrente di 1 A scorre sotto la tensione di 1 V

La potenza elettrica si esprime come

$$P = V \cdot I = \frac{V^2}{R} = R \cdot i^2$$

Esempio:

Calcolare la resistenza e la corrente che scorre in una lampadina che eroga una potenza di 100 W (sotto forma di luce e di energia termica) quando la tensione applicata è 220 V.

Risposta

La resistenza della lampadina è

$$P = \frac{V^2}{R} \rightarrow R = \frac{V^2}{P} = \frac{(220\text{V})^2}{100\text{W}} = \frac{(220\text{V})^2}{100\text{W}} = \frac{48400 \text{ V}^2}{100 \text{ VA}} = 484 \frac{\text{V}}{\text{A}} = 484\Omega$$

La corrente nella lampadina è

$$P = V \cdot I \rightarrow I = \frac{P}{V} = \frac{100 \text{ W}}{220 \text{ V}} = 0.45 \text{ A}$$

Corrente alternata: potenza elettrica

Nel caso di corrente/tensione alternata, la *potenza istantanea* è una complicata funzione del tempo

$$P = V_p \sin \omega t \cdot I_p \sin(\omega t + \phi) = V_p \cdot I_p (\cos \phi \cdot \sin^2 \omega t + \sin \phi \cdot \cos 2\omega t)$$

$$\phi = \phi_v - \phi_i$$

Importante è la *potenza media* durante uno o più periodi

$$P_{\text{media}} = \frac{1}{2} V_p \cdot I_p \cdot \cos \phi = V_{\text{eff}} \cdot I_{\text{eff}} \cdot \cos \phi$$

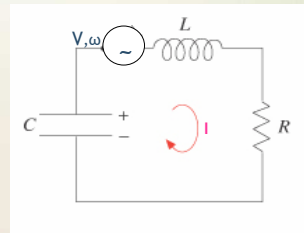
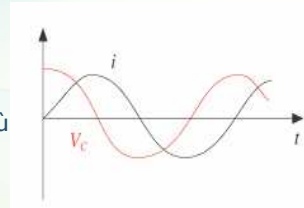
Il termine $\cos \phi$ si chiama *fattore di potenza*

Esempio

Circuito R, L, C in serie. Potenza massima

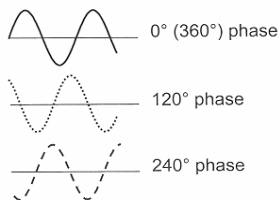
quando $\omega^2 = 1/(RL)$ (*risonanza*)

$$\cos \phi = \frac{R}{\sqrt{\left(\frac{1}{\omega C} - \omega L\right)^2 + R^2}}$$

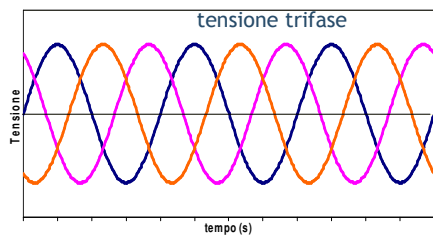


Corrente trifase

60 Hz AC line voltage input for each of 3 phases



$$V_a = V_p \sin(\omega t), V_b = V_p \sin(\omega t + 120^\circ), V_c = V_p \sin(\omega t + 240^\circ)$$



Somma delle tre componenti = 0 in ogni istante

Insieme di tre segnali con la stessa ampiezza e frequenza ma fase diversa di 120°

Circuito trifase

genera, distribuisce e utilizza energia mediante una terna di tensioni di uguali ampiezza e frequenza ma sfasate tra loro di 120°

Circuiti trifase vantaggiosi

- la potenza istantanea P è costante

$$P = 3 \frac{V_{\text{eff}}^2}{R} = 3 \cdot P_{\text{eff, una fase}}$$

- a parità di potenza richiede l'uso di una quantità minore di materiale conduttore

E' possibile aggiungere altre componenti per ottenere tensioni/correnti con più fasi, ad esempio a 6, 12, 24 componenti

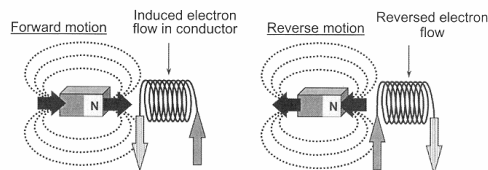
1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

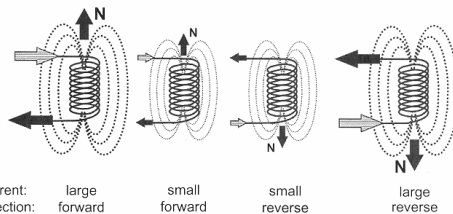
101

Induzione elettromagnetica

A Changing magnetic field induces electron flow:



B Current (electron flow) in a conductor creates a magnetic field; amplitude and direction determines magnetic field strength and polarity



Flusso del campo magnetico Φ è - al numero di linee di forza del campo magnetico che attraversa la superficie delimitata dal circuito

Legge di Faraday: una variazione del flusso nel tempo determina l'insorgere di una tensione indotta nel circuito e quindi di una corrente

Legge di Lenz: la corrente circola in verso tale da opporsi alla causa che la produce

$$\Phi = \int_{\text{Area}} \vec{B} \cdot d\vec{A}$$

$$V_{\text{ind}} = - \frac{d\Phi}{dt}$$

Spira di raggio r e resistenza R in un campo magnetico uniforme

$$\Phi = \int_{\text{Area}} \vec{B} \cdot d\vec{A} = B \cdot A = k t \cdot \pi r^2$$

$$V_{\text{ind}} = - \frac{d\Phi}{dt} = k \pi r^2$$

$$I_{\text{ind}} = \frac{V_{\text{ind}}}{R}$$

1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

102

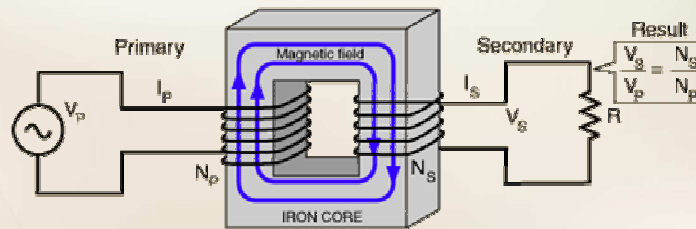
Trasformatore (1)

Dispositivo in corrente/tensione alternata, che serve a variare l'ampiezza della corrente e della tensione. E' formato da due avvolgimenti intorno ad un nucleo di ferro.

Relazione tra ingresso (avvolgimento **primario**) e uscita (avvolgimento **secondario**), che sono elettricamente isolati:

$$V_s = V_p \frac{N_s}{N_p}$$

I trasformatori lavorano con maggiore efficienza a tensioni più elevate perché è più efficace l'accoppiamento primario-secondario. Un trasformatore operante a 3000 Hz è molto più piccolo di uno operante a 50 Hz.

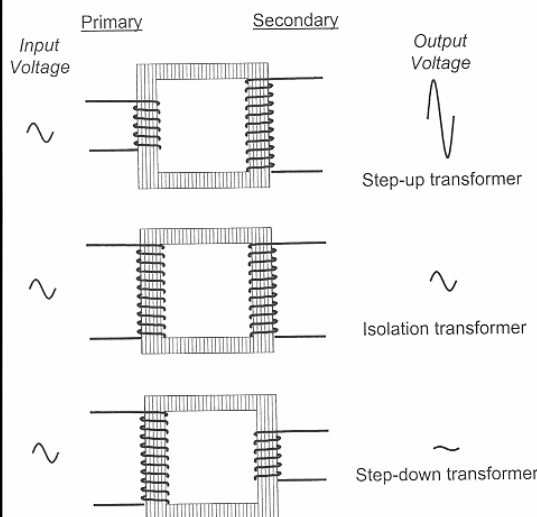


1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

103

Trasformatore (2)



In un trasformatore ideale la potenza di ingresso è uguale a quella di uscita

$$P_{out} = P_{in} \rightarrow V_s I_s = V_p I_p$$

nella realtà circa 20 % della potenza viene persa

$$P_{out} = 80\% \cdot P_{in}$$

Una riduzione di corrente è accompagnata da un aumento di tensione e viceversa

1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

104

Ingresso/uscita di un trasformatore

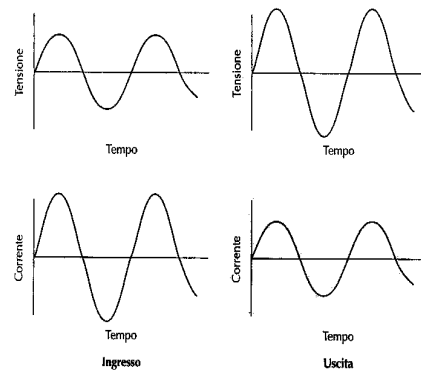
trasformatore elevatore

Tensione (corrente) al secondario di valore più alto (basso) rispetto alla tensione (corrente) al primario

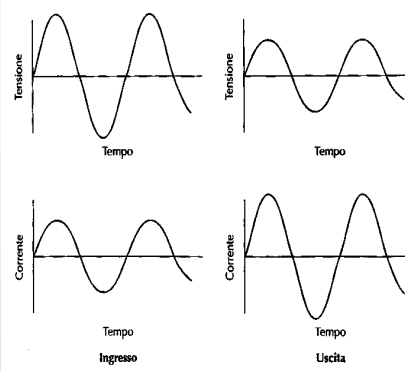
trasformatore riduttore

Tensione (corrente) al secondario di valore più basso (alto) rispetto alla tensione (corrente) al primario

Trasformatore elevatore



Trasformatore riduttore



1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

105

Autotrasformatore

Consiste di una singola bobina avvolta attorno ad un nucleo di ferro

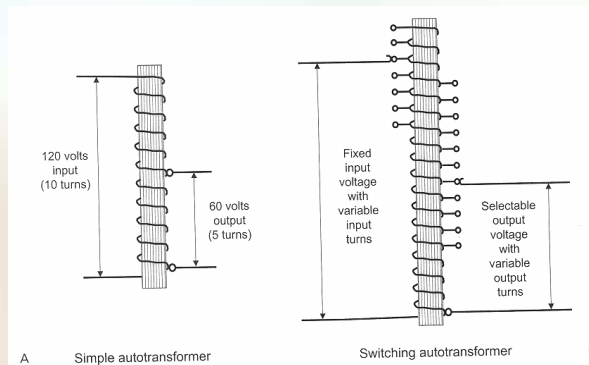
Si basa sulla **auto-induzione** piuttosto che sulla **mutua-induzione**:

$$V = -d\Phi_B/dt$$

(legge induzione di Faraday)

Non isola elettricamente il primario dal secondario

Connessioni disponibili in ingresso ed in uscita organizzate in **morsettiere**



1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

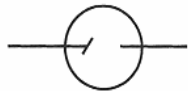
106

Diodi

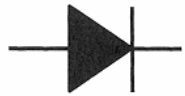
Diodes

One-way flow of electrons

Anode ← e⁻ Cathode



*Vacuum tube diode
(e.g., x-ray tube)*



Solid-state diode

Dispositivi elettronici con due terminali che permettono il flusso di corrente **soltanto in una direzione**

Esempio di un diodo è lo stesso tubo a raggi X

Diodi a vuoto o valvole

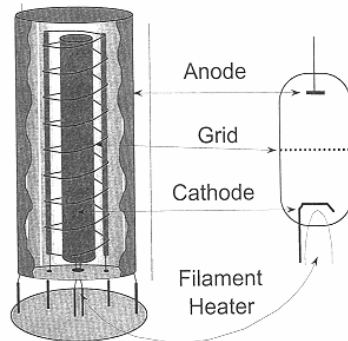
I diodi a stato solido contengono un cristallo di un *materiale semiconduttore*

Cristalli di silicio, germanio o arseniuro di gallio drogati con "impurezze" come fosforo, boro
-Conduttività aumenta quando la tensione è applicata in una direzione ma è ridotta ad un livello molto basso quando il voltaggio è applicato con opposta polarità

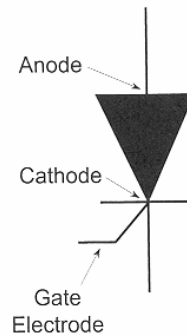
Triodi

Un diodo tubo a vuoto con un terzo elettrodo (*griglia*) localizzato vicino al catodo

Gli elettroni dal catodo all'anodo devono passare attraverso la griglia
Piccole tensioni negative applicate alla griglia esercitano grandi forze sugli elettroni dal catodo, permettendo commutazione (on/off) della o controllo della corrente.



Vacuum tube triode



Solid-state triode (thyristor)

Circuiti raddrizzatori (1)

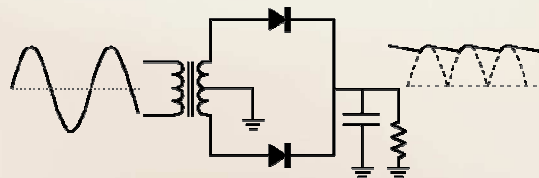
Diodo: dispositivo elettronico che permette il passaggio della corrente in una sola direzione

Raddrizzatore a semionda e ad onda intera



Circuito raddrizzatore + circuito RC:

corrente AC trasformata in una corrente DC, con un piccolo ripple



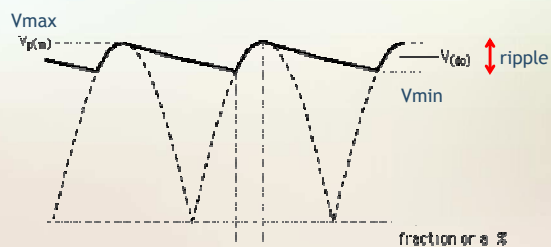
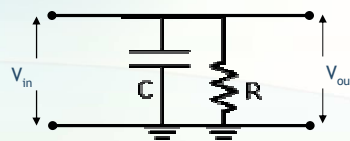
1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

109

Ripple

$$\% \text{ voltage ripple} = \frac{V_{\max} - V_{\min}}{V_{\max}} \times 100$$



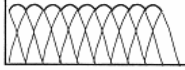
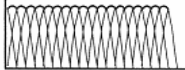

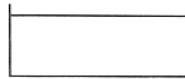


1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

110

Riduzione del ripple

Generator type	Typical voltage waveform	kV ripple
Single-phase 1-pulse (self rectified)		100%
Single-phase 2-pulse (full wave rectified)		100%
Corrente trifase esapulsata 3-phase 6-pulse		13% - 25%
Corrente trifase dodecapulsata 3-phase 12-pulse		3% - 10%
Medium--high frequency inverter		4% - 15%
Constant Potential		<2%

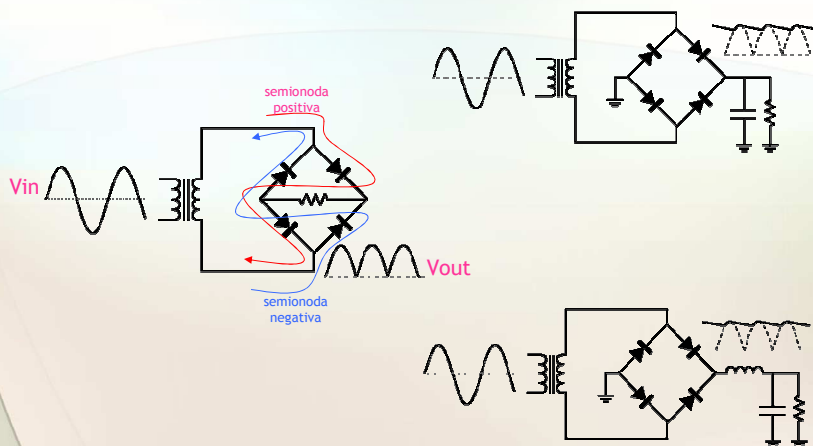
1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

111

Circuiti raddrizzatori (2)

Raddrizzatori a ponte di diodi



1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

112

Uso di raddrizzatori con tubi a raggi X

(a) Electron flow through *single* rectifier circuit

Voltage Input

Voltage Output

First half-cycle

Second half-cycle

No X-rays One pulse / cycle

Raddrizzatore a semionda

Se l'anodo è molto caldo, quando il catodo è positivo rispetto all'anodo, si può avere propagazione all'indietro di elettroni, che possono distruggere il filamento catodico molto rapidamente.

Perciò il potenziale tra catodo ed anodo deve avere sempre la stessa direzione, cioè anodo positivo rispetto al catodo.

Raddrizzatore a ponte

(b) Electron flow through *bridge* rectifier circuit

Voltage Input

Voltage Output

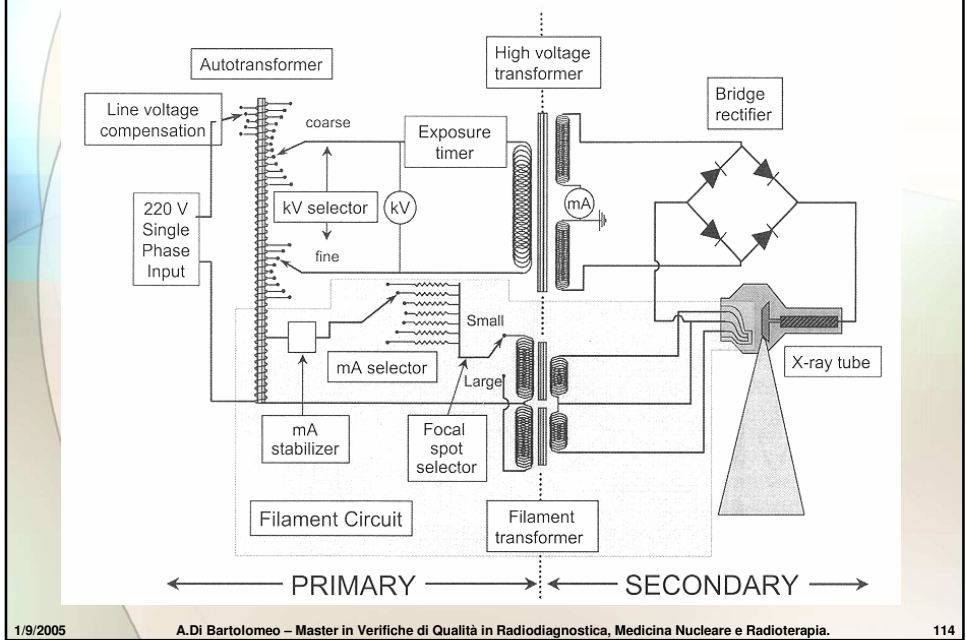
First half-cycle

Second half-cycle

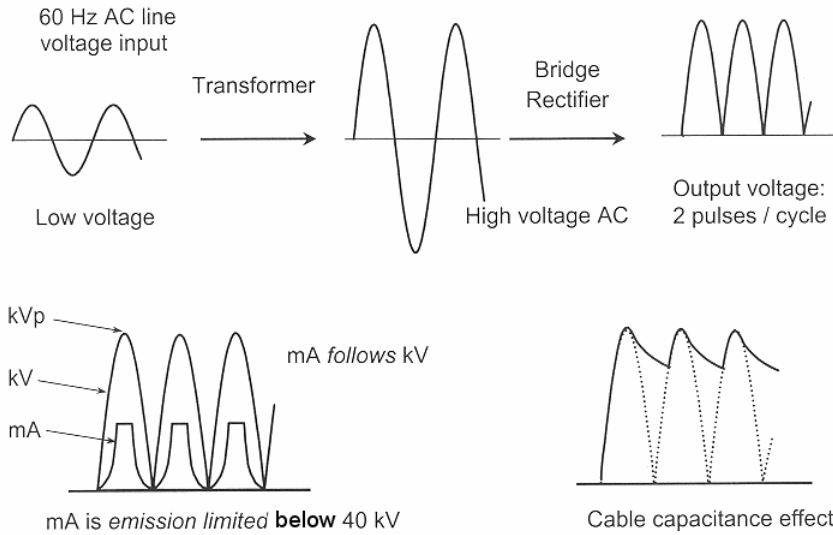
Two pulses / cycle

1/9/2005 A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia. 113

Alimentazione del tubo a raggi X



Segnale ac per il tubo a raggi X

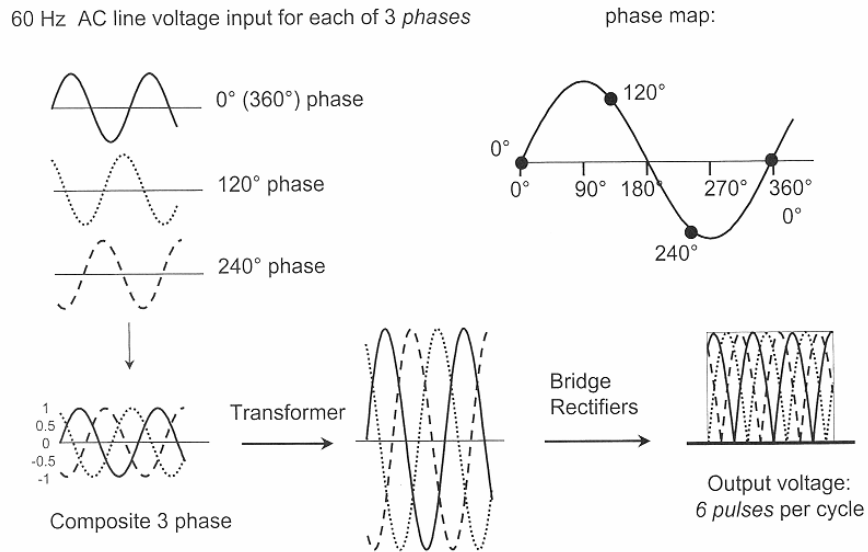


1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

115

Segnale trifase per il tubo a raggi X

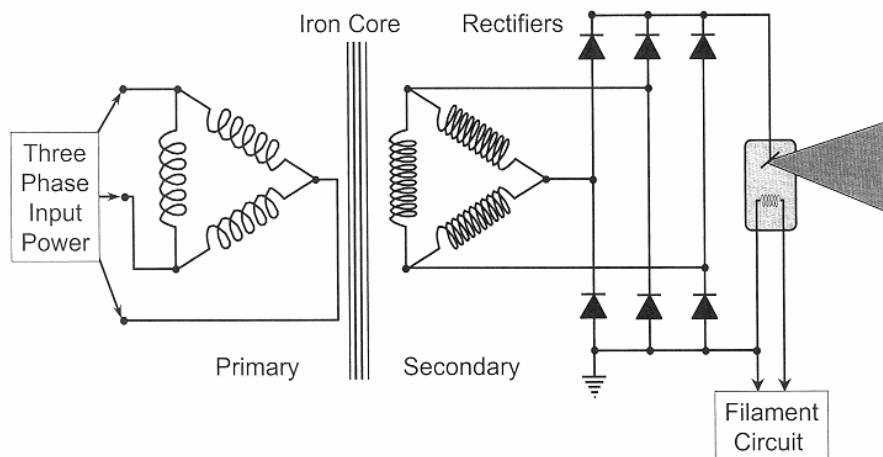


1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

116

Circuito trifase e raddrizzatori

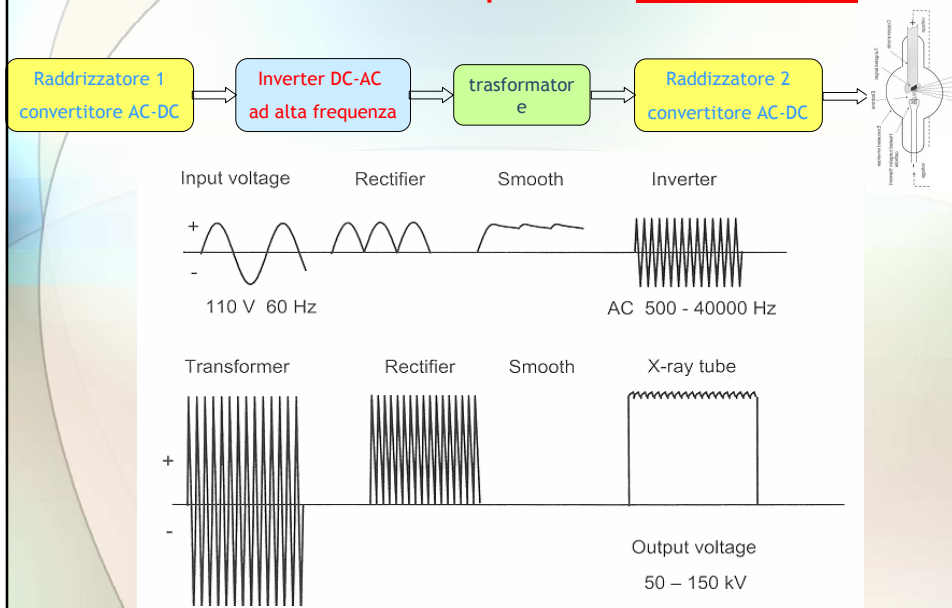


1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

117

Circuiti ad alta frequenza: invertitore



1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

118

Circuiti ad alta frequenza

Alta frequenza: 500 a 50000 HZ

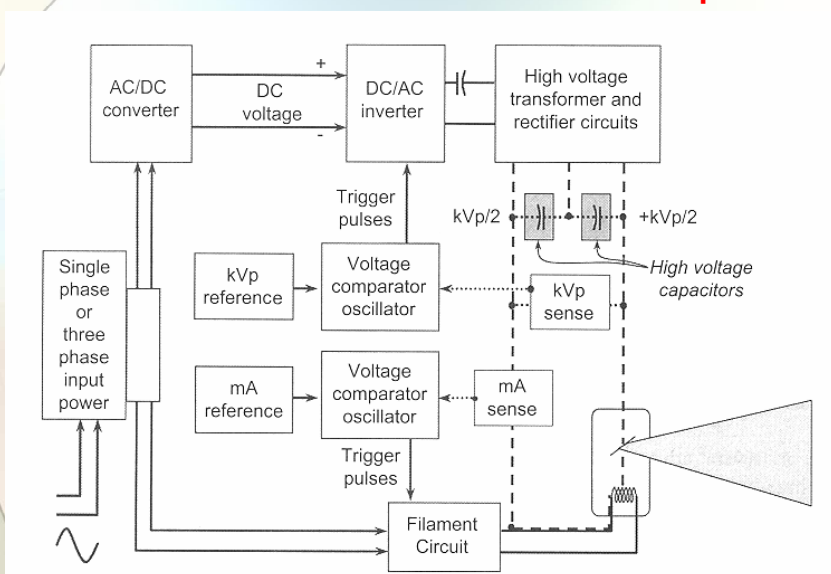
Circuiti più costosi ma con numerosi altri vantaggi

- Ridotte dimensioni e peso dell'apparecchiatura
- Trasformatori ad alta frequenza più efficienti, compatti ed economici
- Ridotto ripple della tensione applicata
- Migliore efficacia nella produzione dei raggi X

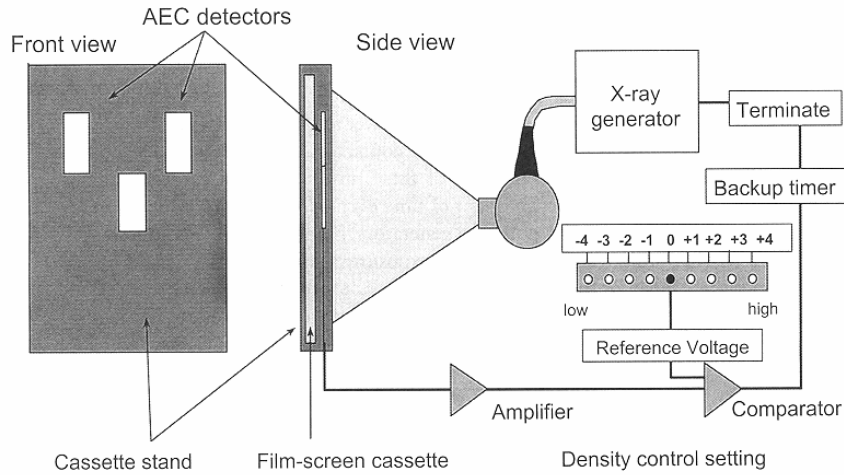
Negli apparecchi per tomografia computerizzata i circuiti ad alta frequenza, essendo di dimensioni contenute, sono inseriti all'interno del *gantry*

La tecnologia ad elevata frequenza ha reso possibile lo sviluppo di apparecchiature per *TC a spirale*

Schema alimentazione ad alta frequenza



Controllo automatico dell'esposizione (AEC)



Backup timer: temporizzatore di sicurezza (di solito 5s).

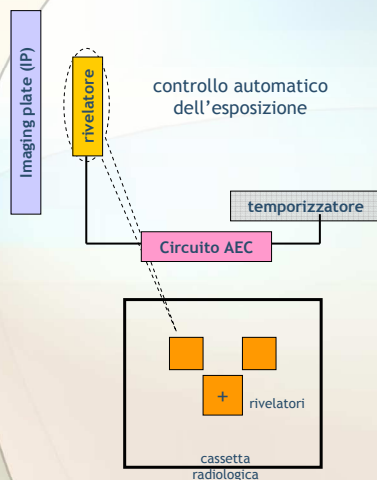
Densità di annerimento complessivo della pellicola regolabile dall'operatore, fino ad un 30%.

1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

121

Controllo automatico dell'esposizione (AEC)



AEC Automatic Exposure Control

misura la quantità di radiazione in uscita dal paziente ed interrompe il fascio di raggi X quando una fissata dose di radiazioni ha raggiunto il rivelatore.

E' tarato per produrre nell'immagine il giusto annerimento, *indipendentemente dalle dimensioni del paziente*. Il raggio è mantenuto acceso finché viene raggiunta la dose appropriata.

AEC composto da tre rivelatori (*phototimer*) ai vertici di un triangolo, che vengono usati singolarmente o in gruppo. Possono essere a *ionizzazione, scintillazione o a stato solido*.

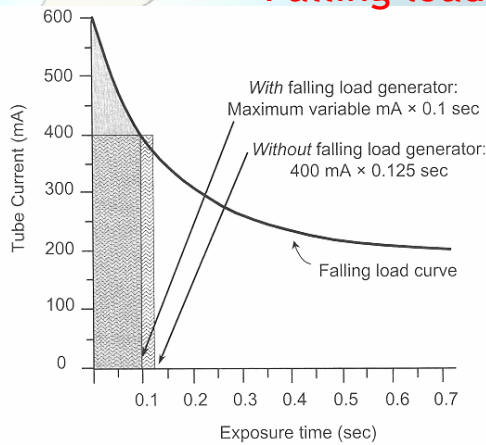
L'AEC è tarato sulla base dell'accoppiamento schermo/pellicola usati

1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

122

Falling load generator



Lavora in connessione con l'AEC
L'operatore seleziona il kVp, nell'AEC, il **falling load generator** controlla il **parametro mA·s** (corrente del tubo x tempo)

Seleziona la corrente del tubo (mA) più elevata per il fissato kVp, considerando la capacità di dissipazione di calore del tubo a raggi X

Fornisce la quantità di raggi X desiderata nel più breve tempo possibile

Funziona riducendo in maniera continua la potenza man mano che l'esposizione procede

Esempio: Esposizione con 50 mAs ad 80 kVp.

400 mA massima corrente costante tollerabile dalla macchia focale a 80 kVp

Quindi un tempo di 125 ms deve essere scelto.

Il falling load generator invece inizia con una corrente di 600 mA che riduce gradualmente.

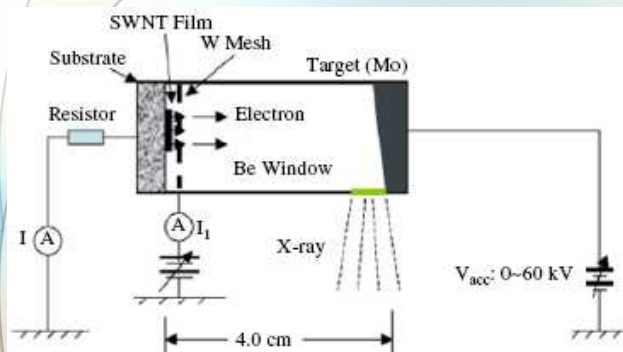
La stessa esposizione si realizza così nel tempo di 1 s.

1/9/2005

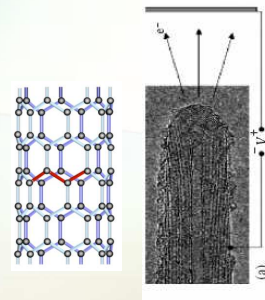
A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

123

Ricerca sui tubi radiogeni

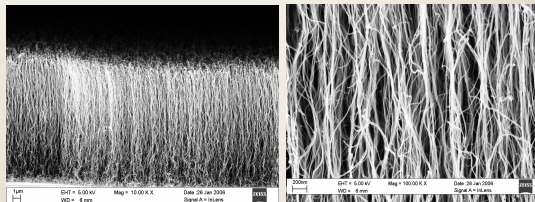


Nanotubo di carbonio



Tubi a raggi X con catodi costituiti da nanotubi di carbonio, che emettono elettroni per "effetto punta" senza bisogno di essere scaldati.

Catodo freddo con notevoli vantaggi.



1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

124

Raggi X

- Introduzione ai raggi X
- Atomi (cenni)
- Radiazione elettromagnetica
- Generazione e spettri di raggi X
- Tubi radiogeni
- Circuiti per la produzione di raggi X
- **Interazione di raggi X con la materia**
- Controllo di qualità e dosimetria (cenni)

Interazione dei raggi X

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

assorbiti, diffusi o trasmessi

Assorbimento

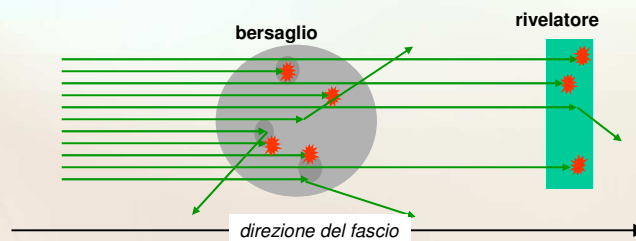
il fotone sparisce e tutta la sua energia è trasferita al paziente

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*

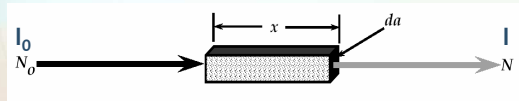
Attenuazione dei raggi X

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}]

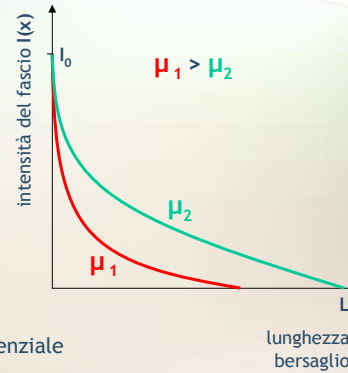


$$I(x) = I_0 e^{-\mu \cdot x} \Leftrightarrow N(x) = N_0 e^{-\mu \cdot x}$$

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

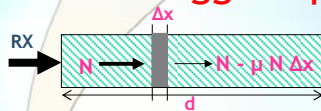


1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

127

Legge esponenziale (decescente)



Numero di fotoni rimossi da uno strato dx di materiale $\mu N dx$

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

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

$$N(d) = N_0 e^{-\mu \cdot d}$$

Esempio

Se lo spessore x del bersaglio è $x=1$ cm, allora se

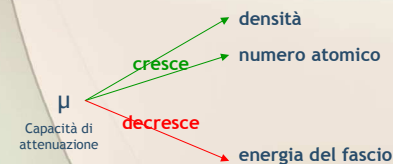
$\mu = 1 \text{ cm}^{-1}$ -> il 63 % del fascio è assorbito

$\mu = 2 \text{ cm}^{-1}$ -> il 87 % del fascio è assorbito

$\mu = 3 \text{ cm}^{-1}$ -> il 95 % del fascio è assorbito

$\mu = 4 \text{ cm}^{-1}$ -> il 98 % del fascio è assorbito

$\mu = 5 \text{ cm}^{-1}$ -> il 99 % del fascio è assorbito



$\mu \cdot x$ μ [cm^{-1}], x [cm]	$I(x)/I_0$ % fascio in uscita	$[I_0 - I(x)]/I_0$ % fascio assorbito
1	36,79%	63,21%
2	13,53%	86,47%
3	4,98%	95,02%
4	1,83%	98,17%
5	0,67%	99,33%
6	0,25%	99,75%
7	0,09%	99,91%
8	0,03%	99,97%
9	0,01%	99,99%
10	0,00%	100,00%

1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

128

Coefficiente di attenuazione lineare

μ misurato in $[cm^{-1}]$

- dipende dall'energia del fotone ($-1/E^3$)
- dipende dal materiale bersaglio (densità ρ e numero atomico, $-Z^3$)

$$\mu \propto \begin{cases} \rho \\ Z^3 \\ 1/E^3 + f(E) \end{cases}$$

Coefficiente di attenuazione di massa

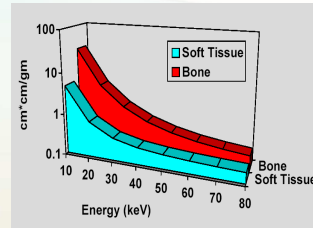
μ/ρ $[cm^2/g]$

indipendente dallo stato fisico del materiale, cioè dal numero di atomi per unità di volume

Esempio.

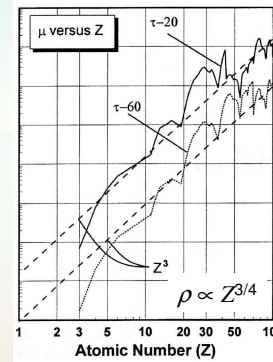
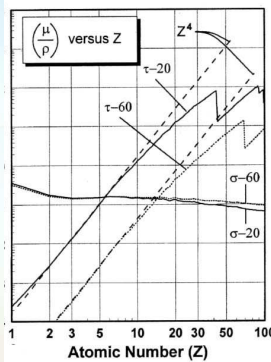
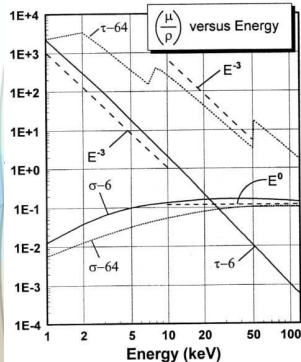
A 50 keV

$$\frac{\mu_{acqua}}{\rho_{acqua}} = \frac{\mu_{ghiaccio}}{\rho_{ghiaccio}} = \frac{\mu_{vapore\ acqua}}{\rho_{vapore\ acqua}} = \mu_{acqua} \left[\frac{cm^2}{g} \right] = 0.214 \frac{cm^2}{g}$$



$$I(x) = I_0 e^{-\left(\frac{\mu}{\rho}\right)\rho x}$$

Dipendenza dei coefficienti di attenuazione



Attenuation Coefficient	Density	Atomic Number	Energy
(τ/ρ)	—	Z^4	$1/E^3$
τ	ρ	Z^3	$1/E^3$
σ	ρ	Z^0 (independent*)	E^0 (independent*)
σ_r	ρ	—	$1/E^{1.2}$

*over the diagnostic x-ray region from 10 to 100 keV.

Legend:
 $\tau-6$: photoelectric cross-sect. @ $Z = 6$ (C)
 $\tau-64$: photoelectric cross-sect. @ $Z = 64$ (Gd)
 $\sigma-6$: Compton cross-sect. @ $Z = 6$ (C)
 $\sigma-64$: Compton cross-sect. @ $Z = 64$ (Gd)
 $\tau-20$: photoelectric cross-sect. @ 20 keV
 $\tau-60$: photoelectric cross-sect. @ 60 keV
 $\sigma-20$: Compton cross-sect. @ 20 keV
 $\sigma-60$: Compton cross-sect. @ 60 keV

Contrasto del soggetto

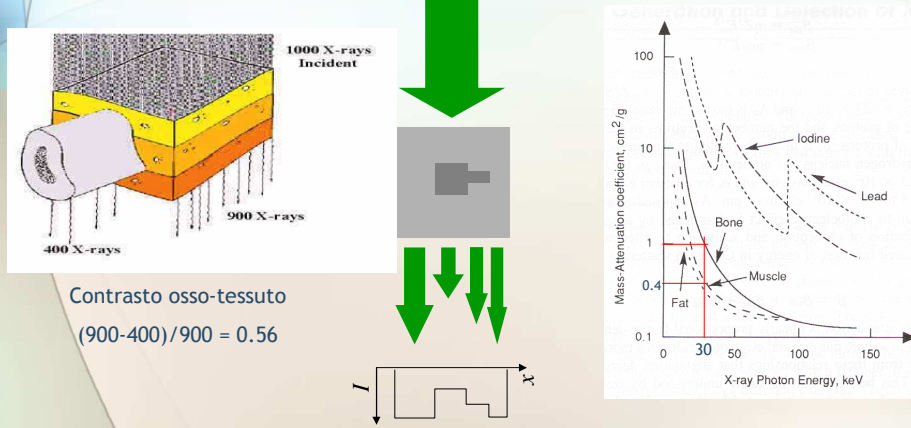
Componenti del tessuto molle (${}^1\text{H}$, ${}^6\text{C}$, ${}^7\text{N}$, ${}^8\text{O}$) : $Z < 10$

Ossa: ${}^{20}\text{Ca}$ ($Z=20$)

Spazi riempiti di aria, basso Z e ρ

Le ossa producono maggiore attenuazione dei tessuti; il muscolo maggiore attenuazione del grasso; il grasso maggiore attenuazione di parti riempite di aria

Da ciò il **contrasto del soggetto**, cioè differenze nell'intensità di Rx trasmessi

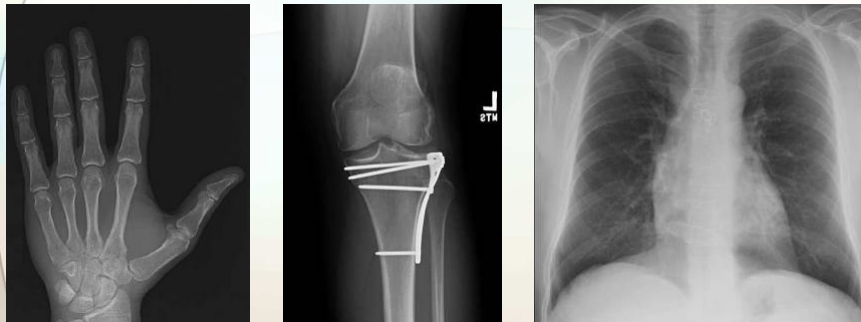


1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

131

Esempi di contrasto



1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

132

Strato emivalente

Lo strato emivalente SEV (Half value layer HVL) è lo spessore di un determinato materiale capace di ridurre l'intensità del fascio alla metà del suo valore originario

$$I(x = \text{HVL}) = \frac{I_0}{2} \Rightarrow 0.5 = e^{-\mu(x=\text{HVL})}$$

$$\Rightarrow \ln 2 = \mu \text{ HVL}$$

$$\Leftrightarrow \text{HVL} = \frac{\ln 2}{\mu} = \frac{0.693}{\mu}$$

Lo strato emivalente dipende ovviamente dalle stesse quantità da cui dipende μ ma in maniera inversa

Nota: il doppio di spessore non determina doppia attenuazione; due strati emivalenti non riducono l'intensità del fascio a zero, ma ad un quarto dell'intensità originaria!

$$I = \frac{I_0}{2^n} \quad n = \text{numero strati emivalenti}$$

Esempio: strato emivalente di tessuti molli - 4 cm.

Caratteristiche di attenuazione di materiali e tessuti biologici

Materiale	Densità g/cm ³	Numero atomico	$\mu@50\text{keV}$ cm ⁻¹
Aria	0.0013	7.6	0.000290
Polmone	0.32	7.4	na
Grasso	0.91	6.3	0.193
Acqua	1	3.3	0.214
Muscolo	1.0	7.4	na
Osso	1.9	13.8	0.573
Iodio	4.9	53	na
Bario	3.5	56	na
Piombo	11.4	82	na

kVp	Tissue HVL (cm)
40	1.48
50	1.74
60	1.93
70	2.08
80	2.21
90	2.33
100	2.44
110	2.53
120	2.61
130	2.69
140	2.76

Agenti di contrasto

materiali di numero atomico e/o densità diversa da quelli dei tessuti circostanti. Esempi: aria, bario, iodio.

Sostanze radiopache: osso, bario (z=56), iodio (z=53)

Sostanze radiotrasparenti: aria, grasso, parenchima polmonare

Cammino libero medio

La lunghezza del cammino di un singolo fotone X nella materia è imprevedibile. Può andare da zero ad infinito.

La **distanza media** percorsa prima di una interazione da un raggio X, detto (Mean Free Path -MFP-, cammino libero medio), si calcola dal coefficiente di attenuazione o dal HVL:

$$\text{MFP} = \frac{1}{\mu} = \frac{1}{0.693/\text{HVL}} = 1.44 \text{ HVL}$$

Esempio

Per fotoni di 100 keV, il tessuto molle ha coefficiente di attenuazione lineare 0,016 mm⁻¹.

Calcolare l'intensità relativa del fascio trasmesso da 6 mm di tessuto molle.

Soluzione:

$$\frac{I}{I_0} = e^{-\mu x} = e^{-0.016 \frac{1}{\text{mm}} \cdot 60 \text{ mm}} = e^{-0.96} = 0.38 = 38\%$$

L'attenuazione percentuale del fascio è quindi

$$\frac{I_0 - I}{I_0} = 1 - \frac{I}{I_0} = 1 - 0.38 = 0.62 = 62\%$$

Esempio

Per il muscolo, con raggi X di 40 keV, $\mu = 0.4 \text{ cm}^2/\text{g}$.

- Calcolare l'attenuazione su un fascio di raggi X di uno spessore di 20 cm di muscolo ($\rho_{\text{muscolo}} = 1$).
- Calcolare lo strato equivalente SEV del muscolo

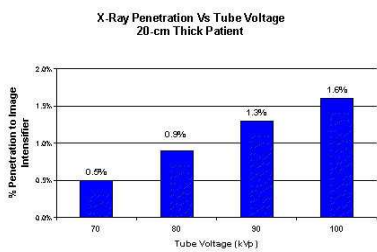
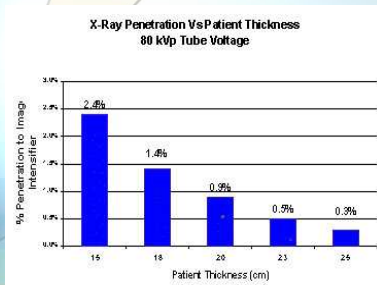
Soluzione:

$$\frac{I}{I_0} = e^{-\left(\frac{\mu}{\rho}\right)\rho x} = e^{-0.4 \frac{\text{cm}^2}{\text{g}} \cdot 1 \frac{\text{g}}{\text{cm}^3} \cdot 20 \text{cm}} = e^{-8}$$

$$e^{-8} = 3.35 \cdot 10^{-4} = 3.35 \cdot 10^{-2} \% = 0.0335 \%$$

$$\text{SEV} = \frac{0.693}{\left(\frac{\mu}{\rho}\right) \cdot \rho} = \frac{0.693}{0.4 \frac{\text{cm}^2}{\text{g}} \cdot 1 \frac{\text{g}}{\text{cm}^3}} = 1.7 \text{ cm}$$

Attenuazione dei raggi X: riassunto



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

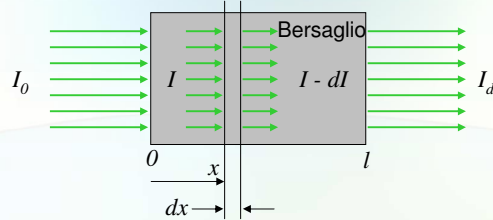
Densità del tessuto (g/cm^3)

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 \rightarrow maggiore attenuazione

Raggi X in un bersaglio omogeneo



Consideriamo il cambiamento relativo in intensità dI su una piccola distanza dx :

dI è proporzionale a: $-I dx$ \Rightarrow

$$dI = -I\mu dx \Leftrightarrow \frac{dI}{I} = -\mu dx$$

$\mu = \sigma_t \rho_n$: [coefficiente di attenuazione lineare](#)

Legge esponenziale dell'assorbimento

Integrando sopra l'intera lunghezza del bersaglio

$$\int_{I_0}^{I_d} \frac{dI}{I} = -\int_0^l \mu dx \Rightarrow$$

$$\ln I_d - \ln I_0 = -\mu l \Leftrightarrow \ln \frac{I_d}{I_0} = -\mu l$$

$$\Rightarrow \frac{I_d}{I_0} = e^{-\mu l}$$

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

Raggi X in un bersaglio disomogeneo

Il coefficiente di assorbimento lineare dipende dalla posizione all'interno del bersaglio $\mu = \mu(x)$

Fascio monocromatico (tutti i fotoni con la stessa energia)

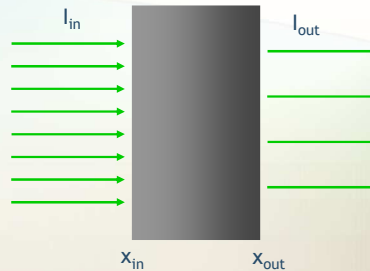
$$I_{out} = I_{in} e^{-\int_{x_{in}}^{x_{out}} \mu(x) dx}$$

Un fascio reale di raggi X contiene un intero spettro di energia

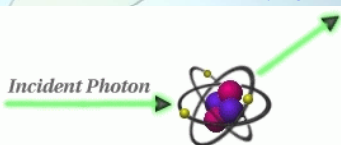
$$I_{out} = \int_0^{\infty} \sigma(E) dE$$

quindi

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

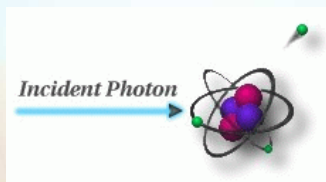


Diffusione coerente o Thomson/Rayleigh

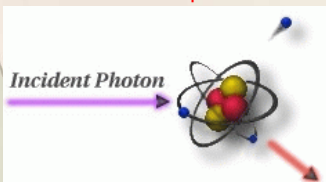


Il fotone interagisce con l'intero atomo, cambia direzione ma non energia. Non produce ionizzazione. Dovuto a raggi X a bassa energia < 10 keV. Non importante per la diagnostica radiologica.

Effetto fotoelettrico

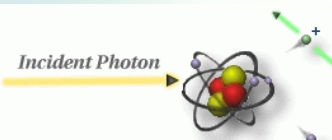


Effetto Compton



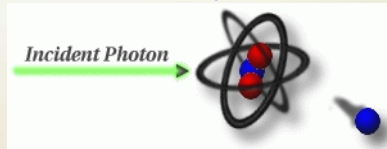
Processi di interazione

Produzione di coppie



Si verifica per energie >1.02 MeV, quando il fotone passa vicino al nucleo. Il fotone si trasforma in una coppia elettrone-positrone. Non si verifica normalmente per raggi X della radiologia. Il positrone annichila subito dopo con un elettrone e genera due fotoni di 511 keV, in direzioni opposte.

Fotodisintegrazione



Fotodisintegrazione nucleare. Il fotone è dotato di energia tale da spezzare il nucleo atomico (>10 MeV), riducendolo in due o più frammenti. Necessita di fasci ad energia superiore a quella usata in diagnostica radiologica.

Processi d'interazione in radiologia

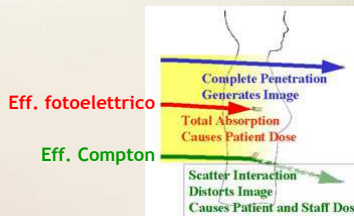
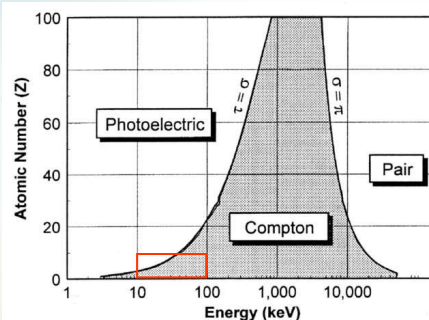
Processi di interazioni rilevanti in radiologia diagnostica:

- Effetto (assorbimento) fotoelettrico
- Effetto (diffusione) Compton

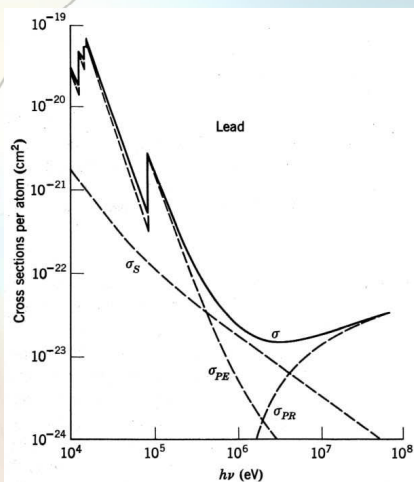
il coefficiente di assorbimento lineare è la somma dei coefficienti di assorbimento fotoelettrico e di diffusione Compton

$$\mu = \mu_{fe} + \mu_{sc}$$

I coefficienti $\mu_{fe} + \mu_{sc}$ sono proporzionali alle probabilità di interazione (dette sezioni d'urto ("cross-section") [τ e σ , rispettivamente]) di ciascun processo.

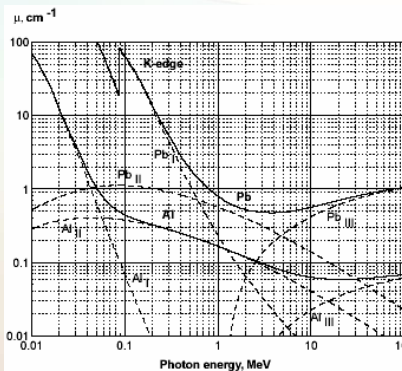


Esempi di sezioni d'urto (1)



La sezione d'urto è proporzionale alla probabilità che un fotone interagisca (effetto Compton, fotoelettrico etc) con l'atomo.

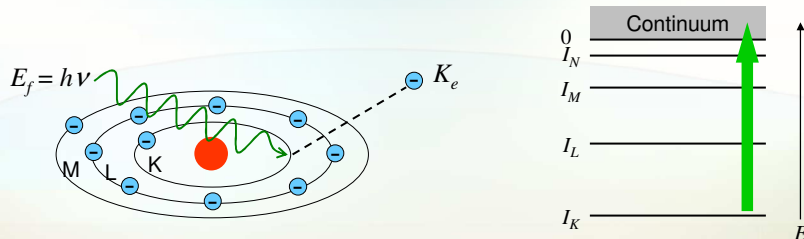
- σ_{PE} : effetto fotoelettrico
- σ_S : diffusione Compton
- σ_{PR} : produzione di coppie (per $E > 2\text{MeV}$, non rilevante per medical imaging)



Aumento della sezione d'urto in funzione di Z

L'effetto fotoelettrico (1)

Il fotone urta un elettrone degli shell (interni) dell'atomo bersaglio. L'elettrone assorbe tutta l'energia dal fotone (il fotone sparisce) e viene eccitato nel continuo, cioè si stacca dall'atomo.



Per un dato shell, è possibile solo se l'energia E_f del fotone è maggiore dell'energia di ionizzazione dello shell:

$$E_f \geq I_{K, L, M, \dots}$$

Per la conservazione dell'energia, l'energia cinetica K_e dell'elettrone risulta

$$K_e = E_f - I_{K, L, M, \dots}$$

L'elettrone emesso prevalentemente nella direzione del fotone incidente ed è tipicamente fermato in circa 1 mm di tessuto

1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

145

L'effetto fotoelettrico (2)

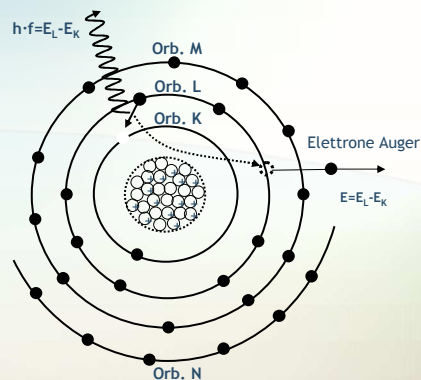
La vacanza lasciata nello shell K o L etc viene occupata con una transizione elettronica.

L'energia emessa nella transizione è rilasciata o come raggi X o come cascata di elettroni Auger

L'emissione di elettroni Auger è più probabile per atomi di piccolo numero atomico (come quelli presenti nel corpo)

- l'emissione Auger è dominante in radiodiagnostica a seguito di effetto fotoelettrico

L'elettrone Auger è di solito dello stesso shell dell'elettrone che occupa la vacanza



Basso Z -> maggiore probabilità di transizioni non radiative e quindi di emissione di

elettroni Auger

1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

146

L'effetto fotoelettrico (3)

- Il processo di assorbimento fotoelettrico è più probabile - cioè la sezione d'urto τ è maggiore - per $E_f \approx I_{K, L, M, \dots}$ (*risonanza*)
- La sezione d'urto dell'effetto fotoelettrico *decrece* fortemente con l'energia del fotone ($\propto E_f^{-3}$) quando l'energia del fotone aumenta relativamente a $I_{K, L, M, \dots}$
- La sezione d'urto dell'effetto fotoelettrico aumenta fortemente con Z ($\sim Z^3$)
- L'assorbimento fotoelettrico nello shell K generalmente domina

⇒ L'effetto fotoelettrico dipende da:

$$\tau \propto \frac{Z^3}{E_p^3}$$

Z – numero atomico dell'elemento

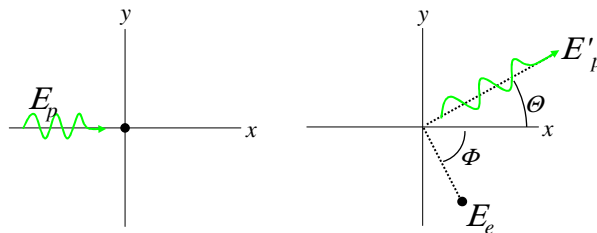
E – energia della radiazione (fotone)

Fissata l'energia del fotone, la probabilità di interazione fotoelettrica nello iodio ($z=53$) è 18.6 volte maggiore della probabilità di interazione nel calcio ($z=20$). Infatti: $(53/20)^3 = 18,6$

La diffusione Compton

Il fotone X interagisce con uno degli elettroni debolmente legati (shell più esterni). Questo elettrone può essere considerato libero perché

$$E_{x\text{-ray}} \approx 1\text{-}100 \text{ keV} \gg E_{e,b} \approx \text{pochi eV}$$



Processo di urto anelastico:

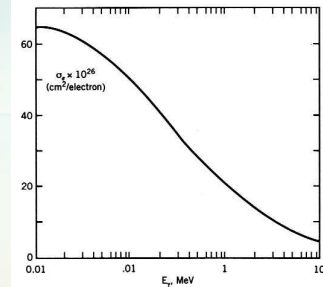
$$E'_p = E_p - E_e = \frac{E_p}{1 + \alpha(1 - \cos \theta)}; \quad \alpha = \frac{E_p}{m_e c^2} = \frac{E_p}{511 \text{ keV}} \quad \theta = \Theta + \Phi$$

L'effetto Compton contribuisce alla perdita di contrasto ed all'esposizione dei professionisti radiologi

Sezione d'urto Compton σ

La sezione d'urto di diffusione Compton
 decresce con l'energia del fotone
 aumenta con la densità elettronica ρ_e
 [elettroni/cm³]

Debole dipendenza (aumento) da Z



⇒ Lo scattering Compton dipende da:

$$\sigma \propto \rho_e E^{-1}$$

E – energia della radiazione (fotone)

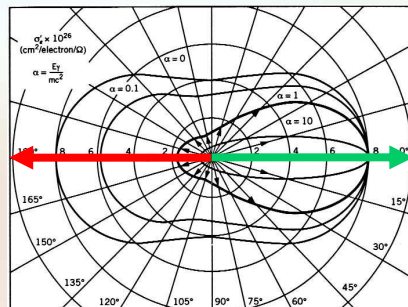
ρ_e – densità elettronica

Distribuzione angolare dello scattering Compton

- La probabilità di un fotone di essere diffuso in una certa direzione dipende dall'energia del fotone E_p :
 - bassa E_p ⇒ alta probabilità di “backscatter” ($\sim 180^\circ$)
 - alta E_p ⇒ alta probabilità di “forward scatter” (distribuzione piccata, $\sim 0^\circ$)

incident photons

180°

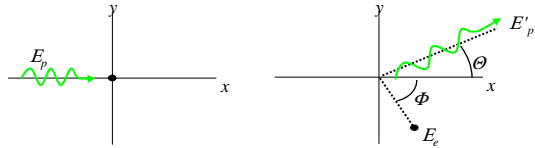


0°

L'angolo di scattering dell'elettrone non può superare 90°

L'angolo di scattering del fotone invece può essere anche 180°

Energia trasferita al fotone diffuso



$$E_p = E'_p + E_e$$

Per un dato angolo di diffusione, la frazione di energia trasferita al fotone diffuso diminuisce all'aumentare dell'energia del fotone incidente.

- ad energie più alte, la maggior parte dell'energia è trasferita all'elettrone diffuso
- Esempio: per un angolo di scattering di 60° , l'energia del fotone diffuso E' è il 90% dell'energia del fotone incidente a 100 keV, ma soltanto il 17% a 5 MeV.

L'elettrone emesso perde la sua energia cinetica attraverso eccitazione o ionizzazione degli atomi del materiale circostante. Contrariamente al fotone, l'energia dell'elettrone è assorbita nel vicinanza del punto di scattering.

Alle energie usate in radiodiagnostica (15-150 keV), la maggior parte dell'energia incidente è trasferita al fotone scatterato, che se rivelato dal ricevitore d'immagine contribuisce al degrado dell'immagine.

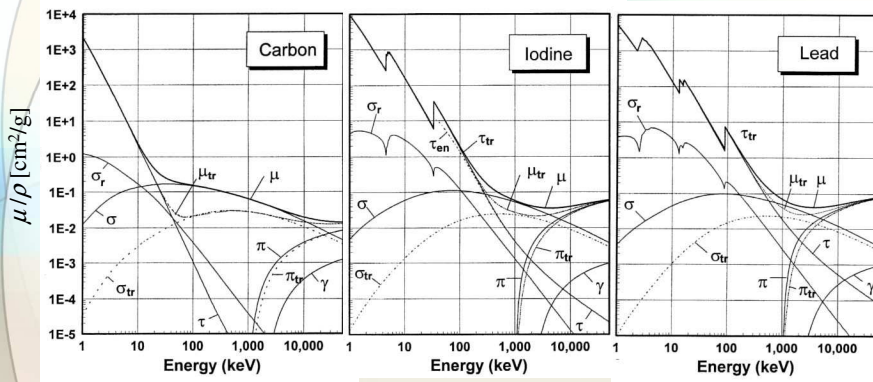
- Esempio per un fotone di 80 keV la più piccola energia che il fotone scatterato può prendere è 61 keV

1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

151

Esempi di sezioni d'urto (2)



Z = 6

Z = 53

Z = 82

Legend:

- τ : Photoelectric absorption
- σ : Compton scatter
- π : Pair production

Not discussed in detail in lecture:

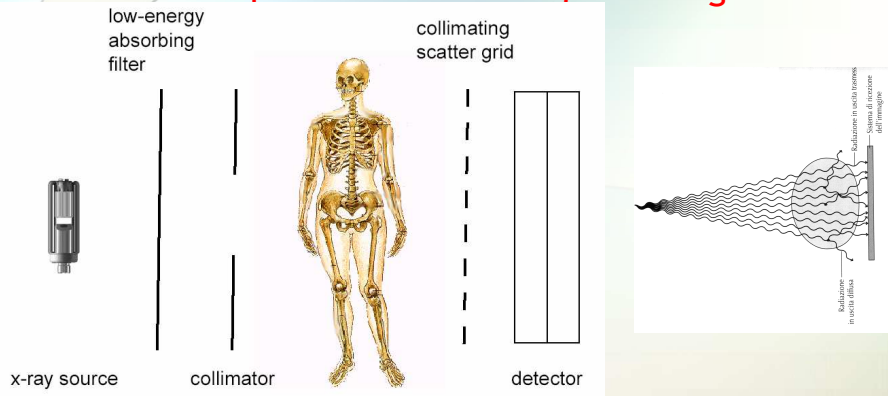
- σ_r : Raleigh scatter
- π_{tr} : Triplett production
- μ_{tr} : mass energy transfer coeff.
- τ_{tr} : photoelectric energy transfer coeff.
- μ_{en} : mass energy absorption coeff.

1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

152

Schema di acquisizione di immagini radiografiche



Generatore di raggi X

Filtro di alluminio, rimuove la radiazione soft cioè i fotoni a bassa energia (processo detto beam hardening)

Collimatore, per ridurre la parte di paziente irradiata

Paziente, soggetto attenuatore del fascio di raggi X

Griglia, matrice collimatrice di tungsteno che assorbe i fotoni diffusi (scatterati). Ferma i fotoni a grande angolo di incidenza.

Rivelatore, può essere una combinazione **schermo-pellicola**, un **intensificatore d'immagine** con telecamera, una cassetta contenente un **storage-phosphor plate** o un **flat panel detector** (rivelatore a schermo piatto).

1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

153

Griglia anti-diffusione

Interazioni Compton significative per basse energie dei fotoni E_p (37-50% di tutti i fotoni)

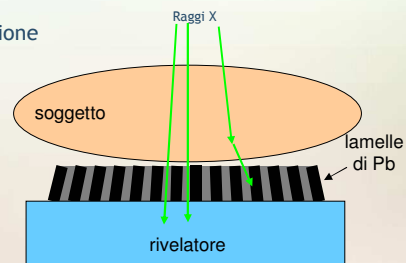
Griglia lineare

- lamelle di piombo + materiale interstiziale radiotrasparente
- Lamelle focalizzate verso la sorgente
- **Rapporto di griglia**, rapporto tra altezza delle lamine e loro distanza: - 3.5 o 5:1
- **Fattore di riduzione**: -5 Scatter-to-primary (SPR) reduction
- Correzione della diffusione soltanto in una dimensione

Griglie a croce introdotte di recente

Griglie vengono mosse durante l'esposizione

Esposizione più lunga



1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

154

Raggi X

- Introduzione ai raggi X
- Atomi (cenni)
- Radiazione elettromagnetica
- Generazione e spettri di raggi X
- Circuiti per la produzione di raggi X
- Tubi radiogeni
- Interazione dei raggi X con la materia
- **Controllo di qualità e dosimetria (cenni)**

Controllo di qualità dell'apparecchiatura RX

Controllo di qualità

- Misurazione e valutazione degli strumenti radiologici
- L'effettuazione regolare dei controlli consente di rilevare e correggere possibili problemi prima che questi possano influenzare la qualità delle immagini diagnostiche

Controlli periodici e monitoraggio del funzionamento di tutte le apparecchiature:

- *Prove di accettazione e collaudo*, subito dopo l'installazione
- *Prove di mantenimento di costanza*, controlli a varie scadenze del funzionamento
- *Prove di verifica o stato*, controlli per la correzione di eventuali deviazioni rispetto agli standard previsti

I controlli di qualità vengono eseguiti da personale qualificato e con strumenti dedicati

Documentazione: data, tipo di verifica, risultati, identificazione dell'operatore

Controllo di qualità dell'apparecchiatura RX

I controlli di qualità dell'apparecchiatura radiologica consistono nel monitoraggio periodico di:

- **Tubo a raggi X**
- **Circuiti elettrici associati**
- Adeguatezza dei fattori di esposizione
- Sistemi di trattamento della pellicola, dei fosfori di storage etc.

Attenzione!

Specifiche (quali tolleranza e frequenza, etc) dei vari controlli qui menzionati sono puramente indicative.

Esse non sono necessariamente in accordo con le normative vigenti.

Verifiche della dimensione della macchia focale o della risoluzione del sistema (1)

Con l'invecchiamento del tubo, la superficie dell'anodo può diventare irregolare (*craterizzazione*) causando un ingrandimento della macchia focale efficace, poiché la superficie irregolare determina un aumento della componente del fascio non correttamente focalizzata

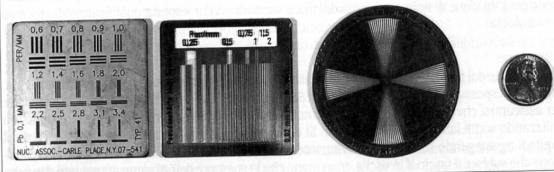
Sfocatura da macchia focale: la degradazione della macchia focale provoca la formazione di immagini sfocate sul radiogramma

Le dimensioni della macchia focale e la risoluzione del sistema vanno controllate con frequenza annuale

Dimensioni e risoluzione devono essere comprese entro un intervallo di $\pm 50\%$ rispetto a quelle previste

Dimensione macchia focale e risoluzione

Per misurare le dimensioni della macchia focale efficace si usano diversi tipi di fantocci:

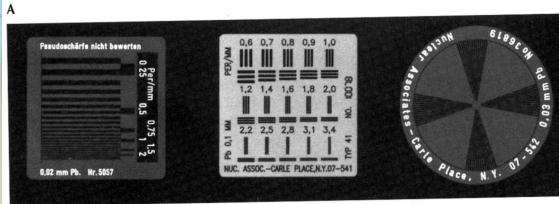


Pinhole camera

- Metodo più accurato, misura diretta, ma con notevole complessità e tempo di impiego

Star pattern, reticolo a forma di stella

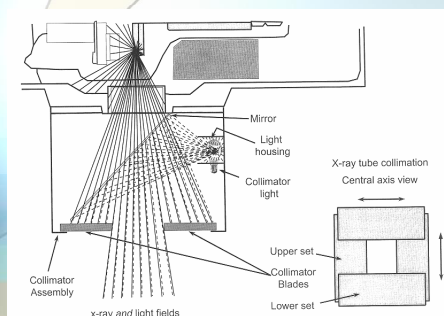
- produce l'immagine di una stella dal cui diametro si deduce la dimensione della macchia focale attraverso una formula matematica



Bar Phantom, fantoccio a barre

- Produce un'immagine con serie di barre orizzontali e verticali
- Permette di determinare in maniera diretta la risoluzione spaziale del sistema
- Permette di ottenere in maniera rapida e semplice la misura dell'eventuale degradazione, in termini di risoluzione spaziale e della qualità dell'immagine radiografica
- La risoluzione di un sistema schermo/pellicola deve essere maggiore di 8 lp/mm (coppie di linee per mm)

Collimazione



L'area illuminata dal centratore luminoso e l'area di effettiva irradiazione devono coincidere (*essere allineate*) per avere una corretta collimazione del fascio

Fattore di Convergenza luce/radiazione

Serve controllare anche il buon funzionamento dei diaframmi della cuffia del tubo

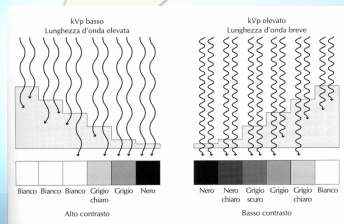
L'allineamento deve essere controllato annualmente e ogni qualvolta si sostituisce il tubo o la lampada del centratore

$$\Delta < 2\% \text{ SID}$$

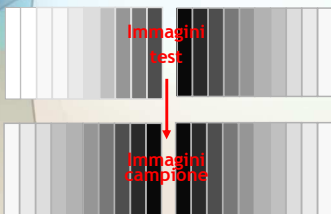
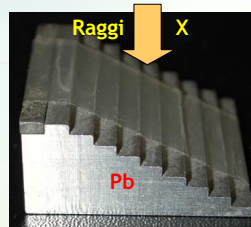
Per misurare la congruenza luce/radiazione si posiziona una cassetta radiografica al di sopra del tavolo radiografico. I margini dell'area illuminata dal centratore luminoso vengono segnati sulla cassetta posizionando dei punti di riferimento metallici (es monete). Si esegue l'esposizione e si confrontano i margini della luce e dell'immagine irradiata.

La deviazione campo illuminato/campo irradiato deve essere minore del 2% della distanza tra la sorgente ed il ricettore di raggi X (SID)

Adeguatezza dell'alta tensione applicata (kVp)



Le impostazioni errate dei kVp possono alterare
La dose ricevuta dal paziente
Il contrasto dell'immagine



Il valore dei kVp può essere misurato

Direttamente con un'apparecchiatura dedicata, staccando i cavi dell'alta tensione dal tubo (operazione delicata, personale specializzato)
Indirettamente utilizzando un *penetrametro* (di tipo *step wedge*) o un *kilovoltmetro digitale*

Il grado di annerimento (DO) del film posto al di sotto del *penetrametro* è correlata ai valori di kVp del fascio (raggi X con elevato kVp presentano penetrazione maggiore)

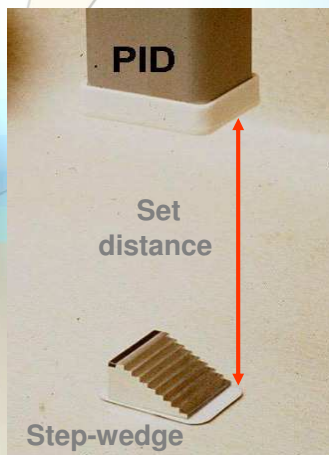
Il valore dei kVp deve rientrare entro $\pm 10\%$ del valore dei kVp impostato e deve essere verificato con frequenza annuale

1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

161

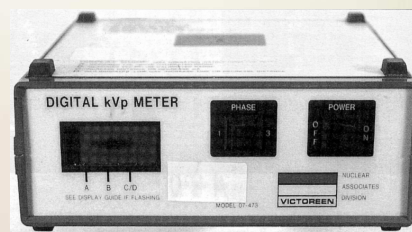
Step Wedge e Kilovoltmetro digitale



I moderni *kilovoltmetri digitali* sono sistemi elettronici che misurano il potere di penetrazione del fascio attraverso due diversi tipi di filtri di attenuazione. Il rapporto tra le due letture viene utilizzato per calcolare il valore di kVp del fascio.

Sono più accurati dei penetrametri

Sono in grado di rivelare variazioni di 1 kVp e forniscono valore massimo, medio ed efficace dei kVp



1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

162

Filtrazione

La filtrazione del fascio di raggi X è valutata in termini di *strato emivalente (SEV o HVL)*, espresso in spessori di alluminio

Il SEV si misura usando sottili lamelle di alluminio. Si eseguono una serie di misurazioni in assenza di alluminio e quindi aggiungendo strati progressivamente più spessi di alluminio. Si calcola il SEV verificando l'attenuazione che subisce il fascio in uscita, man mano che lo spessore di Al viene aumentato

Un fascio operante a 70 kVp deve avere un valore di SEV maggiore di 2.5 mm

La filtrazione va verificata annualmente per assicurarsi che la *penetranza* del fascio non abbia subito alterazioni

Tempo di esposizione

Un'impostazione non accurata del temporizzatore del tavolo di comando comporta un non esatto valore del parametro mAs e quindi una produzione di immagini di scarsa qualità

Il funzionamento del temporizzatore veniva verificato in passato con uno *spinning top*, un disco metallico con un foro al centro

- Con un voltaggio ac raddrizzato, capace di fornire un fascio solo in corrispondenza dei picchi, il buco del disco metallico appariva sulla pellicola come una serie di puntini
- Numero di puntini \rightarrow tempo di esposizione
- Esempio
Esposizione di 0.1 s. Durata picco 1/100 s per la corrente ac.
Numero picchi $0.1s / (1/100 s) = 10$. Quindi durante l'esposizione, il fascio è acceso 10 volte e si hanno 10 puntini sulla lastra fotografica

Oggi le misure si eseguono elettronicamente per mezzo di misuratori digitali dei tempi di esposizione

L'accuratezza del temporizzatore deve essere controllata annualmente
La tolleranza è del 10 % per tempi di esposizione maggiori di 100 ms

Riproducibilità dell'esposizione (costanza della risposta)

Riproducibilità dell'esposizione: a parità di fattori tecnici, la radiazione uscente dal sistema, misurata in milliroentgen (mR), deve essere la stessa

Tolleranza 5%

La costanza della risposta deve essere misurata annualmente con un dosimetro

Reciprocità dell'esposizione

- ogni combinazione di corrente e tempo risultante in uno stesso mAs deve fornire la stessa quantità di radiazione erogata (misurata in mR)
- tolleranza entro il 5%

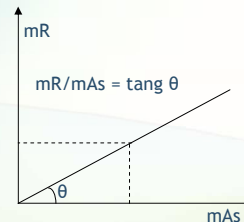
Tempo (s)	Corrente (mA)	mAs	Radiazione (mR)
0.02	500	10	40
0.1	100	10	40
0.4	25	10	39

Roentgen (R) = quantità di raggi X che produce una ionizzazione di $2.58 \cdot 10^{-4}$ C/kg nell'aria ad STP. Vecchia unità. Facile da misurare con le camere ad ionizzazione, ma non molto conveniente quando l'oggetto irradiato è un tessuto.

Linearità dell'esposizione con i mAs

La radiazione erogata (mR) aumenta in maniera lineare all'aumentare dei mAs

Il rapporto mR/mAs deve restare costante, con una tolleranza del 10% ($\pm 10\%$ dal valor medio)



Tempo (s)	Corrente (mA)	mAs	Radiazione (mR)	mR/mAs
0.05	100	5	19	3.8
0.1	50	5	21	4.1
0.2	50	10	38	3.8
0.4	25	10	31	2.9

Linearità non verificata per i dati in rosso nella tabella.

$$\langle mR/mAs \rangle = 3,65$$

$$10\% \rightarrow 0,365$$

$$\rightarrow 2.9 \text{ non entro il } 10\%$$

Sistema automatico di controllo dell'esposizione AEC

Il sistema AEC è in grado di compiere una misurazione della radiazione uscente ed adeguare automaticamente il tempo di esposizione in modo da produrre immagini di densità idonea

L'AEC compensa automaticamente le differenze di dimensioni dei pazienti variando il tempo di esposizione

L'AEC viene controllato annualmente per verificare che l'aumento del prodotto mAs sia sincronizzato con l'aumento dello spessore del paziente

Dosimetria dei raggi X

La **dose assorbita** di radiazione D [Gray] è definita come

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg} = 10^4 \text{ erg/g} = 100 \text{ Rad} = 6.24 \cdot 10^{12} \text{ MeV/kg}$$

La **dose equivalente** H [si misura in Sv (Sievert) o rem, 1 Sv = 100 rem], tiene conto del diverso grado di danneggiamento biologico di radiazioni di diverso tipo

La **dose efficace** H_E [Sv o rem] tiene dell'effetto dei diversi tipi di radiazione e della diversa sensibilità degli organi esposti:

$$H = QF \cdot D$$

$$H_E = \sum_i w_i \cdot H_i = w_1 \cdot H_1 + w_2 \cdot H_2 + \dots$$

QF: Fattore di qualità = pericolosità del tipo di radiazione

QF: (RX, gamma) = 1, protoni = 10, particelle alfa = 20

i : indica l'organo

w : sensibilità relativa dell'organo alla radiazione

Riepilogo

Sono stati trattati i seguenti argomenti

- Raggi X
- Atomi (cenni)
- Radiazione elettromagnetica
- Generazione e spettri di raggi X
- Tubi radiogeni
- Circuiti per la produzione di raggi X
- Interazione di raggi X con la materia
- Controllo di qualità e dosimetria (cenni)

Commenti e suggerimenti sono più che benvenuti!

Da identificare metodi per applicare la formazione

Ulteriori informazioni

Libri, articoli, fonti elettroniche:

- J.T. Bushberg et al., *The essential Physics of medical imaging*, Lippincott Williams and Wilkins
- R. A. Fosbinder et al, *L'immagine radiologica*, McGraw-Hill
- *Corso di lezioni ed esercitazioni sugli aspetti fisici della radiologia diagnostica*, Divisione Relazioni Esterne ed Informazione dell'ENEA DISP
- P. Suetens, *Fundamentals of medical imaging*, Cambridge University Press
- Lezioni di Dr. Harry L. Graber & Dr. Christoph H. Schmitz
<http://138.5.51.241/index/download.htm>

Elencare altre sessioni di formazione

Elencare servizi di consultazione e altre fonti

Glossario dei termini (1)

- **Anode.**
In an x-ray tube, the anode (also known as the target) is the positively charged electrode that attracts free electrons to subsequently produce x-rays. Fixed anodes and rotating disk designs are common.
- **Bremsstrahlung.**
A word of German origin meaning "braking radiation," which describes the process of x-ray production resulting from the deceleration of highly energetic electrons in the vicinity of an atomic nucleus of the target (anode) of the x-ray tube.
- **Bremsstrahlung spectrum.**
A recording of the continuous x-ray energies produced as a result of the bremsstrahlung interaction. This is also known as a polychromatic x-ray spectrum.
- **Cathode.**
In an x-ray tube, the cathode (also known as the source) is the negatively charged electrode, typically comprised of a filamentous structure that produces free electrons as a result of heating by electrical resistance.
- **Characteristic x-rays.**
Monoenergetic x-rays produced by the ejection of a K-shell electron from an element (e.g., the target of an x-ray tube) and the subsequent filling of the vacant electron by electrons from shells with lower binding energies, with energy equal to the difference in the binding energies of the shells.
- **Electromagnetic spectrum.**
The electromagnetic radiation spectrum is the complete range of the wavelengths of electromagnetic radiation, beginning with the longest radio waves (including those in the audio range) and extending through visible light (a very small part of the spectrum) all the way to the extremely short γ -rays that are a product of radioactive atoms.
- **Energy.**
The capacity of a physical system to do work. The common symbol is the uppercase letter E , and the standard unit is the joule, J. The common unit used for x-rays and γ -rays is the electron-volt, eV. Two main forms of energy are potential energy and kinetic energy. Potential energy is the energy stored in a system—for example, a stationary object in a gravitational field—or a stationary charged particle in an electric field has potential energy. Kinetic energy is observable as motion of an object, particle, or set of particles—for example, the motion of an electron in an electric field.
- **Fluence.**
The number of photons per unit area (e.g., mm²) specified at a given distance. For a point source with equal probability of emission at any angle, the fluence is calculated as the number of photons released from the source to the surface area of a sphere ($4\pi r^2$), where r is the radius at the specified distance.
- **Fluence rate.**
The fluence per unit time (e.g., per second).

1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

171

Glossario dei termini (2)

- **Focal spot.**
The area on the x-ray tube anode where electrons from the cathode interact and produce x-rays.
- **Focal track.**
The annular area on a rotating anode over which the stationary electron beam interacts during the production of x-rays.
- **Frequency.**
The number of complete cycles per second, measured in hertz (1 cycle per second), kilohertz, megahertz, gigahertz, or terahertz.
- **γ -Rays.**
Ionizing electromagnetic radiation of very short wavelength and energy >10 eV; by definition, γ -rays are the result of nuclear decay or nuclear energy release and are thus said to be of "nuclear" origin.
- **Heat unit (HU).**
The unit, equal to the product of the kVp and mA, is used to describe the accumulation or dissipation of heat energy in an x-ray tube anode or x-ray tube housing. Heat unit ratings are typically in the range of kHU to MHU. An alternate (and preferred) unit is the joule, which takes into account the characteristics of the high-voltage waveform.
- **Joule.**
One joule is defined as the amount of energy exerted when a force of 1 newton is applied over a displacement of 1 m. One joule is the equivalent of 1 watt of power radiated or dissipated for 1 s.
- **kVp.**
Kilovolt peak: the peak voltage applied to the x-ray tube, equal to 1,000 times the voltage; voltage varies with time with x-ray generator-produced waveforms. The average voltage (KVavg) is less than the peak voltage for all but constant-potential waveforms.
- **keV.**
Kiloelectron volt: 1,000 times the base unit of energy, the electron-volt. This is a common unit of energy used for describing the energy of x-ray photons. One eV is equal to the kinetic energy attained by an electron accelerated by a potential difference of 1 volt.
- **Leakage radiation.**
Results from the production of x-rays in directions other than the tube output port and is reduced by attenuating materials placed in the x-ray tube housing such that the total radiation is kept below a minimum value required by federal laws.
- **mA.**
Milliamperes: 1/1,000 of an A, unit of electrical current, which describes the transport of charge (positive or negative) per second as a result of an applied potential difference; 1 A of current represents 1 coulomb of charge/second, where 1 coulomb is equivalent to 6.24×10^{18} electrons. X-ray tube operation uses tube currents ranging from <1 mA (for fluoroscopy) up to 1,000 mA (for radiography).

1/9/2005

A.Di Bartolomeo – Master in Verifiche di Qualità in Radiodiagnostica, Medicina Nucleare e Radioterapia.

172

Glossario dei termini (3)

- **Magnification.**
Ratio of the image size to object size in an x-ray projection from a point source. X-ray systems use a distributed source (focal spot), which causes geometric blurring of magnified objects (not in contact with the detector) and loss of detail.
- **Period.**
The time duration of 1 cycle of a sinusoidal (periodic) wave. The period and the frequency are inversely equal.
- **Potential difference.**
The voltage placed across 2 electrodes, as in an x-ray tube, measured in volts.
- **Power.**
Electrical power is the rate at which electrical energy is converted to another form, such as motion, heat, or an electromagnetic field. The common symbol for power is the uppercase letter P. The standard unit is the watt, symbolized by W. In x-ray circuits, the kilowatt (kW) is often specified, where 1 kW = 1,000 W.
- **Rotor.**
The cylindrical component of an induction motor mounted on bearings inside the evacuated x-ray tube, comprised of alternating iron/copper core. The rotor, attached to the anode disk, turns in response to a rotating magnetic field produced by the stator outside of the x-ray tube envelope.
- **Stator.**
A wire-wrapped "donut" placed around the thin neck of the x-ray tube insert and adjacent to the rotor that produces a rotating magnetic field when energized with an electric current. The rotating magnetic field, permeable to the x-ray tube insert materials, drags the ferromagnetic iron structures of rotor assembly, causing the attached anode disk to rotate.
- **Thermionic emission.**
The process by which electrons are liberated from an intensely heated element, as in the cathode filament of an x-ray tube, by the filament circuit.
- **Tube rating charts.**
A graphic or tabular description of the allowable combinations of kVp, mA, and exposure time for an x-ray tube with specific power tolerance and dissipation capabilities dependent on several factors, including the size of the focal spot/anode angle, the anode rotation speed, and the anode diameter. Also included in this are anode and housing cooling charts, which describe the rate of heat dissipation as a function of accumulated heat energy.
- **Voltage.**
Voltage, also called *electromotive force*, is a quantitative expression of the potential difference in charge between 2 points in an electrical field. The standard unit is the volt, symbolized by an uppercase letter V. Voltage can be direct or alternating. A direct voltage maintains the same polarity at all times. In an alternating voltage, the polarity reverses direction periodically.

Glossario dei termini (4)

- **Watt (W).**
The standard unit of power (or energy per unit time) that is the equivalent of 1 J/s. The watt is used to specify the rate at which electrical energy is dissipated or the rate at which electromagnetic energy is radiated, absorbed, or dissipated.
- **Wavelength.**
The distance between identical points in the adjacent cycles of a waveform signal propagated in space or along a wire.
- **X-rays.**
Electromagnetic radiation with energy ranging from >10 eV through extremely high-energy, short wavelengths; by definition, x-rays are created by energy conversion by interactions outside of the atomic nucleus ("extranuclear" origin).
- **X-ray tube.**
An evacuated container (typically known as the tube insert) comprised of 2 electrodes (cathode and anode) in which x-rays are produced and surrounded by the tube housing, which provides electrical safety and radiation protection from leakage x-rays.