

Apparecchiature per la radioterapia

- Tubo radiogeno
- Cobalto 60
- Betatrone
- Acceleratore lineare

Tubo radiogeno

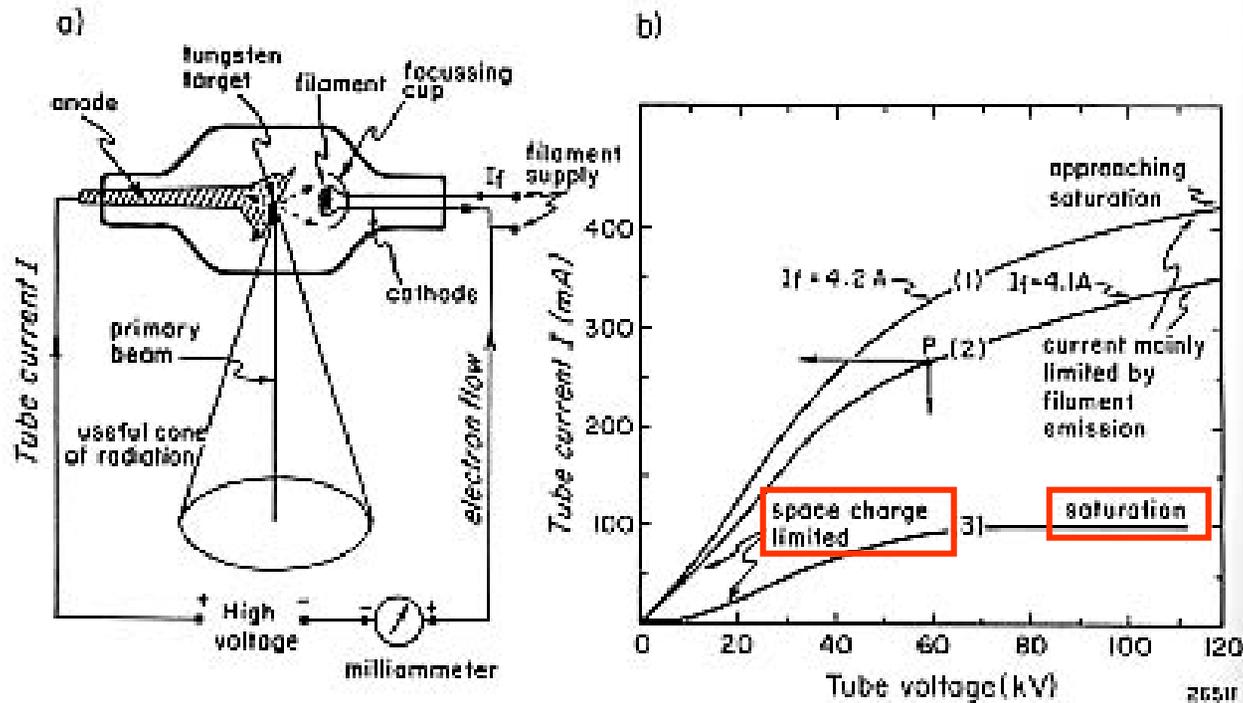


Figure 2-1. (a) Schematic diagram of x ray tube and circuit. (b) Tube current as a function of tube voltage: curves 1 and 2, Siemens B150 RGS tube. Curve 3, typical data for tube operating at a lower current.

99% dell'energia va in calore, raffreddamento: bersaglio di W (alto punto di fusione)
 In radioterapia si lavora nella regione di saturazione: la corrente e'
 determinata da I_f

Roentgentherapie

Bassa potenza, alta energia media erogata in tempi prolungati; grande macchia focale. Raffreddamento ad olio. Anodo schermato per limitare l'emissione Secondaria.

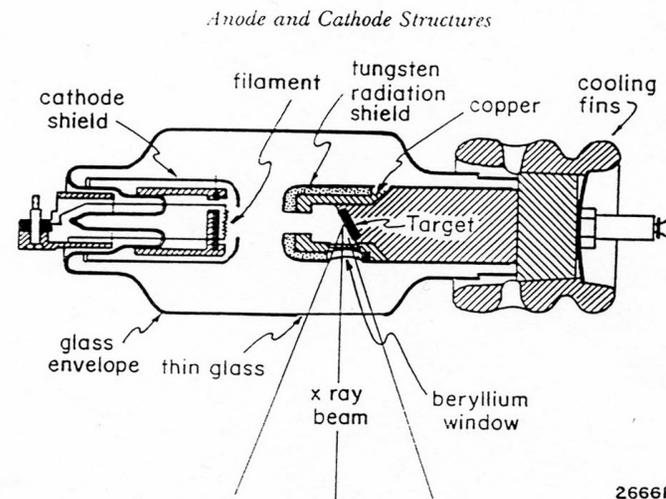


Figure 2-10. Hooded anode therapy tube, adapted from diagram by Philips.

Spettro energetico dei Rx

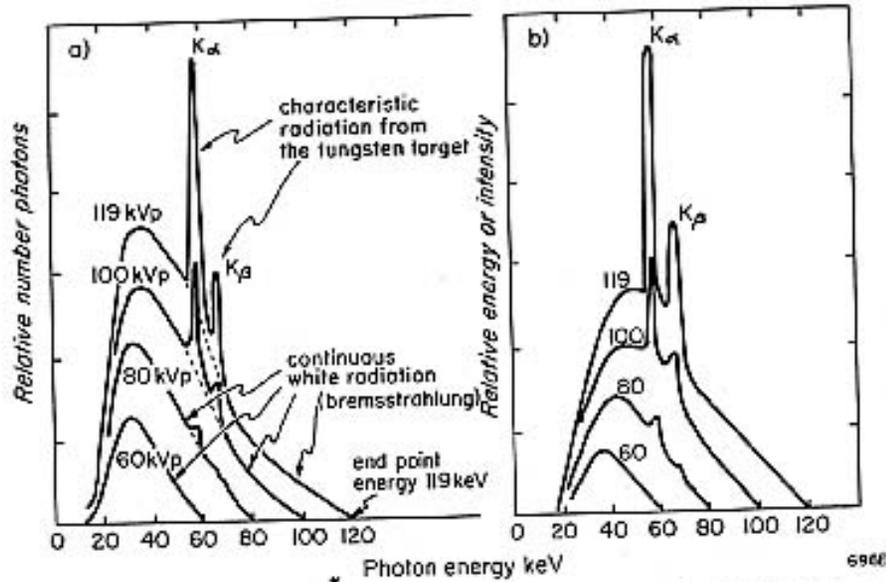


Figure 2-13. Observed spectra from a diagnostic x-ray tube excited at 60, 80, 100, and 119 kVp, due to Yaffe (Y1), added filter 2 mm Al.

Bersaglio sottile (una sola interazione):

$$I = \Phi_E E = k E Z$$

Bersaglio di spessore finito:

$$I(E) = \text{cost.} \times Z(E_{\text{max}} - E)$$

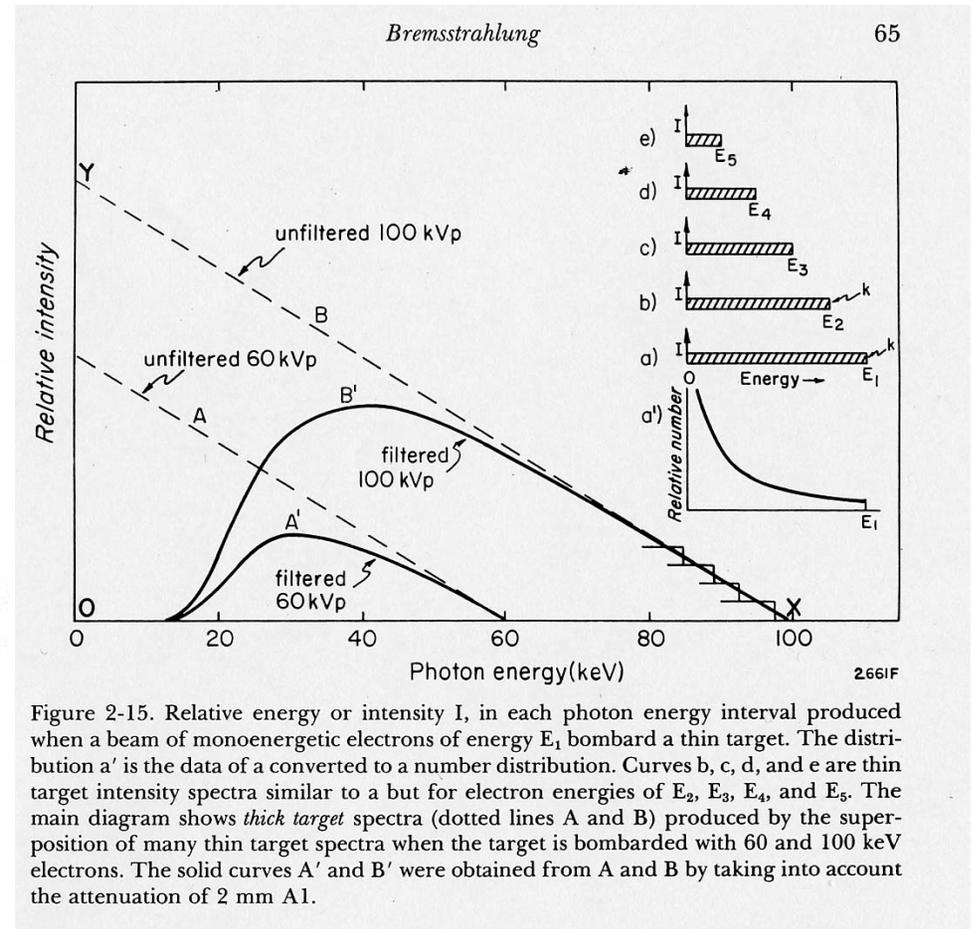
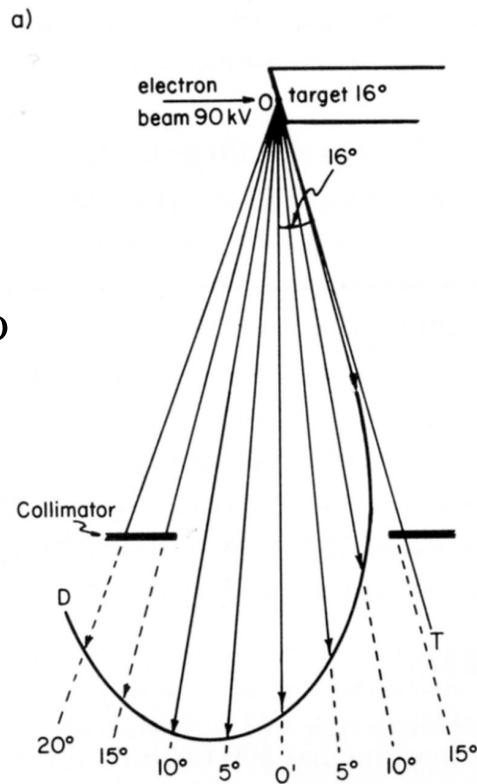


Figure 2-15. Relative energy or intensity I , in each photon energy interval produced when a beam of monoenergetic electrons of energy E_1 bombard a thin target. The distribution a' is the data of a converted to a number distribution. Curves b, c, d, and e are thin target intensity spectra similar to a but for electron energies of E_2, E_3, E_4 , and E_5 . The main diagram shows *thick target* spectra (dotted lines A and B) produced by the superposition of many thin target spectra when the target is bombarded with 60 and 100 keV electrons. The solid curves A' and B' were obtained from A and B by taking into account the attenuation of 2 mm Al.

Distribuzione angolare

Bersaglio spesso



Bersaglio sottile

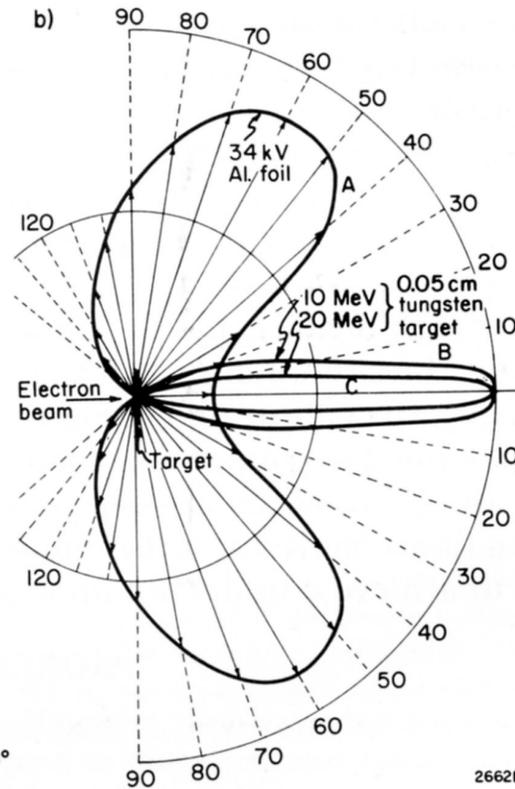
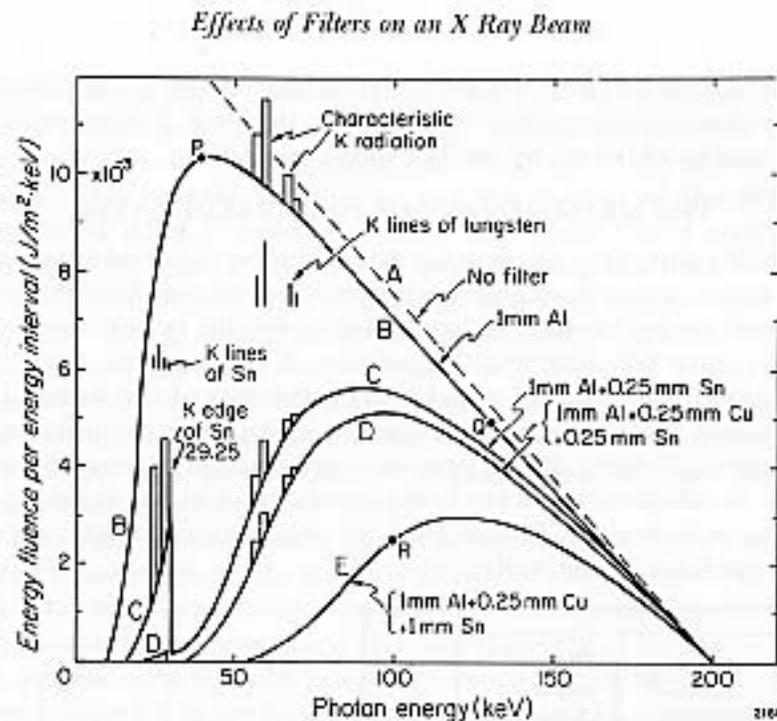


Figure 2-16. Polar diagram showing the variation of the intensity of x rays with angle produced by the electron bombardment of various targets. Curve A, 34 keV electrons bombarding a *thin* aluminum foil due to Honerjäger (H2). Curves B and C, 10 and 20 MeV electrons bombarding a *thin* 0.05 cm tungsten target as calculated by Schiff (S2). Curve D typical intensity distribution for a diagnostic x ray tube with a 16° *thick* tungsten target, with the beam taken at right angles to the electron beam and excited at 90 kV_p (Courtesy of K.W. Taylor).

Effetto di “indurimento” del fascio dal bersaglio spesso

Filtrazione

La “qualità” di un fascio di Rx e’ definita in termini di HVL (Half Value Layer) o **SEV** (Spessore EmiValente): spessore di un materiale di riferimento richiesto per ridurre di meta’ un fascio di Rx in termini di **esposizione** misurata in roentgen (**mm di Cu** per $V > 120\text{kV}$, **mm di Al** per V inferiori).



271

$$Z_{\text{Al}} = 13 \text{ (1 mm)}$$

$$Z_{\text{Cu}} = 29 \text{ (0.25 mm)}$$

$$Z_{\text{Sn}} = 50 \text{ (0.25 mm)}$$

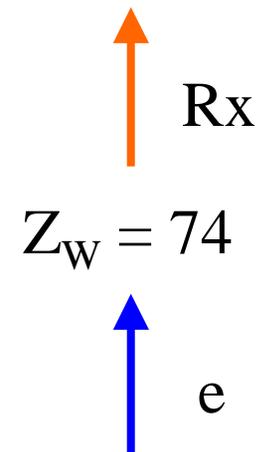


Figure 8-1. Graph showing how the spectral distribution of radiation generated by 200 keV electrons bombarding a thick W target changes with filtration. Dashed line A, unfiltered beam. Curves B, C, D, and E are obtained from A by calculating the attenuation produced by the indicated layers of Al, Cu, and Sn.

Fasci di alta energia

Dal 1945 si e' verificata una svolta drammatica in radioterapia grazie allo sviluppo di macchine acceleratrici e sorgenti di isotopi.

Unita' al **Co-60** sono state usate in un grande numero di centri nel ventennio '51-'71 insieme ai **betatroni**. Attualmente la tecnologia prevalente e' quella degli acceleratori lineari (**linac**).

In fase di sviluppo ed espansione l'uso di **fasci adronici** (protoni e ioni) con un paio di decine di centri sparsi per il mondo esistenti o in costruzione.

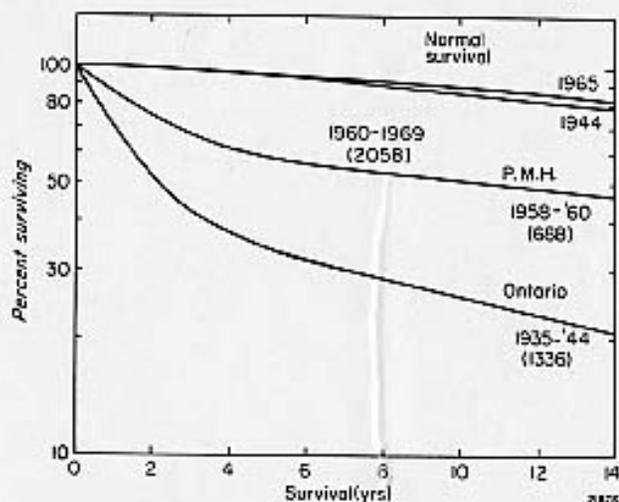


Figure 17-20. The actuarial survival curves for patients with carcinoma of the cervix treated by radiation in two different time periods. The lowest curve is the survival of those patients treated from 1935 to 1944 inclusive in the province of Ontario. The next curve, above, shows the survival of patients treated at the Princess Margaret Hospital between 1958 and 1969 with only the 688 patients between 1958 and 1960 being available for 14-year follow-up at the time of analysis. The upper two curves represent the survival of normal populations of women in Ontario who have the same age distributions as the patients treated. (Taken from Bush, B37.)

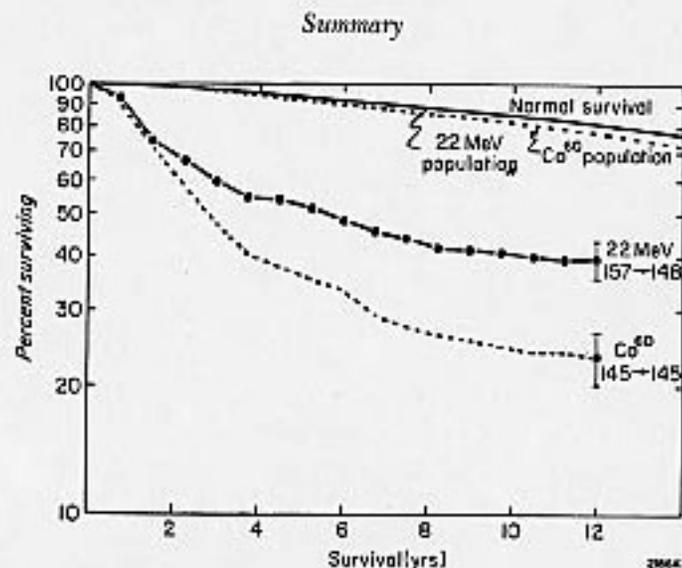


Figure 17-21. The actuarial survival of all patients with advanced Stage IIB and Stage III disease randomized between treatment of ⁶⁰Co and 22 MV betatron irradiation in a prospective study at the Princess Margaret Hospital. The survival of the normal populations of women with the same age distribution as the patients in each treatment arm are also shown. One standard deviation is shown on each treatment survival curve. (Taken from Bush, B37.)

Summary

717

Fasci di alta energia

Penetrazione: **depth dose**
(dose in profondita')

Contaminazione elettronica e filtraggio
Effetto dei collimatori nella regione di
build-up

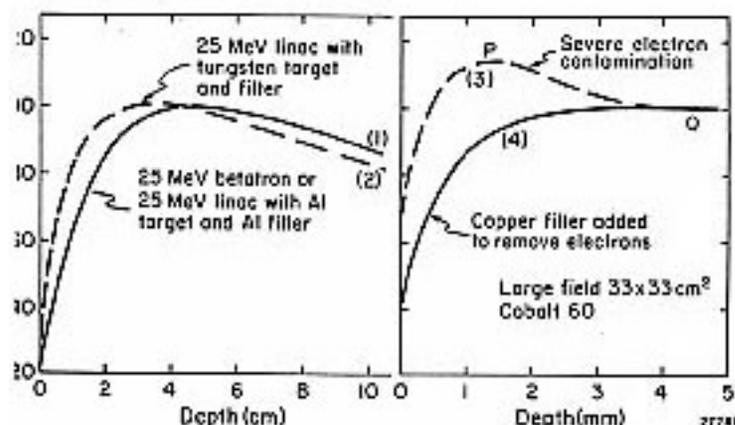
Uniformita' del campo,
filtro omogeizzatore

Penombra dovuta alla dimensione finita
della sorgente

Monitor e controllo

Posizionamento

Filtro degli elettroni



Curve 1, depth dose curve for a 25 MeV betatron or a 25 MeV linac using an Al filter. Curve 2, depth dose from a 25 MeV linac using a tungsten target filter (P3). Curve 3, buildup curve for a large field from a Co-60 unit showing electron contamination, which can be removed with a copper filter to yield

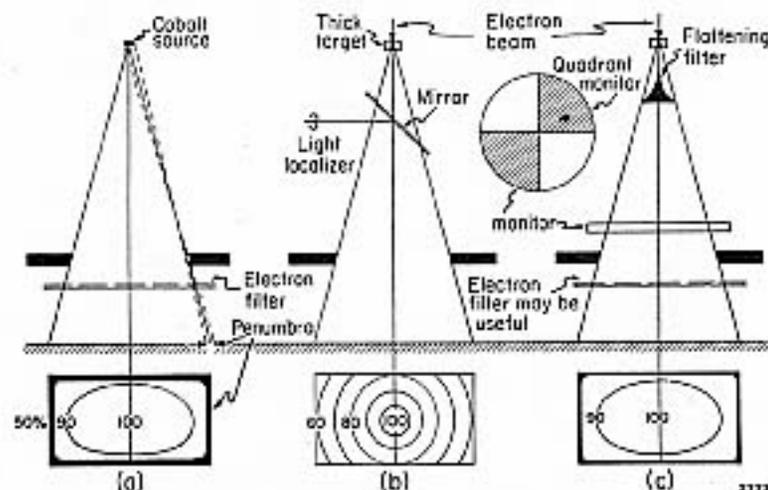


Figure 4-2. Schematic diagram comparing cobalt beams and those from a linac or betatron. (a) Uniform distribution from cobalt source with penumbra around the edge of the field. (b) Non-uniform dose distribution from high energy x ray beam. (c) Uniform field obtained with flattening filter. A light localizer and quadrant monitor are illustrated.

Telecobaltoterapia



Il Co 60 ha soppiantato gli altri isotopi nella radioterapia grazie alla possibilità di produrre in reattori nucleari per attivazione neutronica sorgenti ad **alta attività specifica (200Ci/g)** e quindi sorgenti di **piccole dimensioni (diametro ~ 1 cm)**.

Raggi γ di **energia 1.173, 1.332 MeV**

Telecobaltoterapia

Sorgente: contenitore di acciaio riempito di Pb al centro del quale e' posta la capsula contenente il Co 60.

Problemi di sicurezza (silenziosita' ...).

Dimensioni del campo: da 4 x 4 cm a 35 x 35 cm (collimatori e blocchi)

Penombra (dimensioni finite della sorgente)
alta attivita' specifica

Contaminazione elettronica dal diaframma o dal sistema di collimatori soprattutto per campi grandi; distanza e/o filtro di Cu o materiale a medio Z

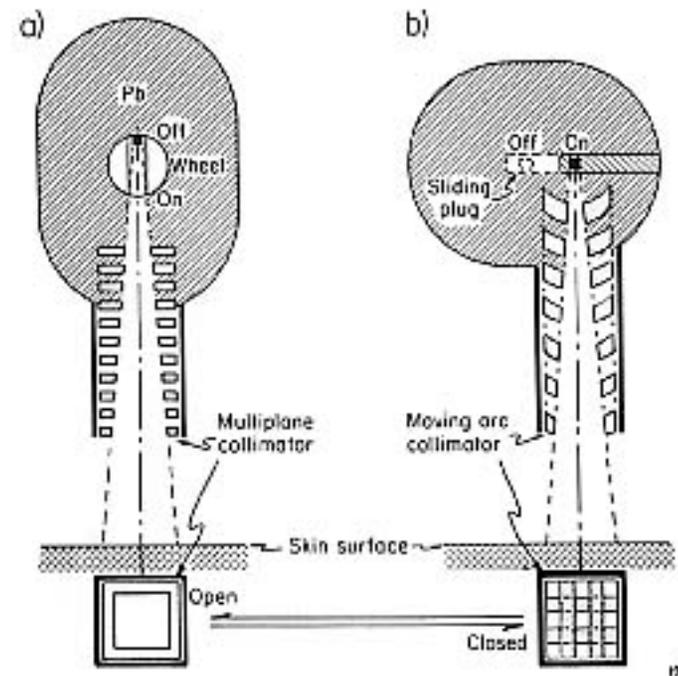


Figure 4-10. Schematic representation of isotope machines. (a) Unit using rotating wheel to carry the source from the "off" to the "on" position and a multiplane collimator to control the size of the beam. (b) Sliding drawer-type mechanism with moving arc collimator.

Penombra

Penombra di trasmissione

regione irradiata dai fotoni trasmessi attraverso i bordi dei blocchi del collimatore secondario, la dose cambia rapidamente con la distanza dall'asse del fascio. L'effetto aumenta con le dimensioni del campo.

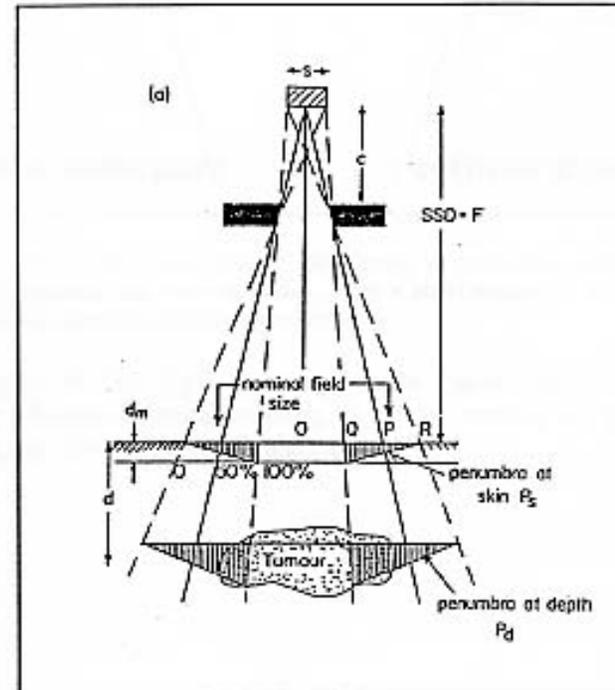
Penombra geometrica

effetto della dimensione finita della sorgente. Aumenta con l'aumentare del diametro della sorgente e diminuisce con **SSD** (Source to Skin Distance)

Il profilo di dose in profondità nel paziente

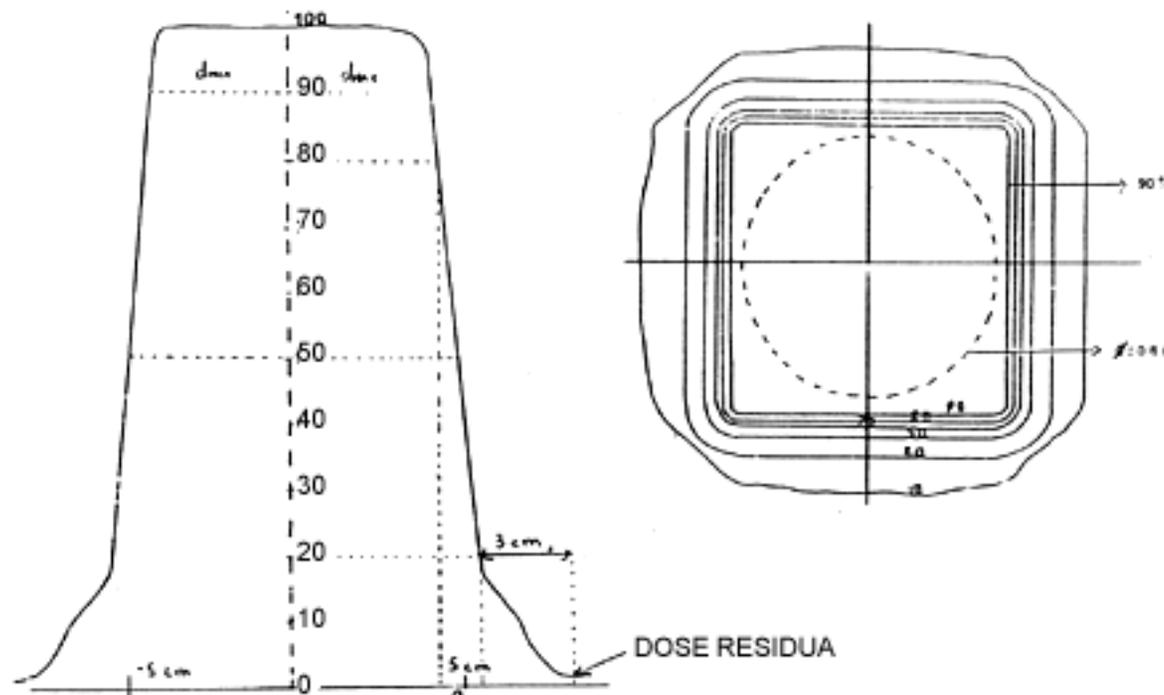
Sarà funzione non solo della penombra fisica

e geometrica ma anche della radiazione diffusa prodotta nel paziente. Dosimetricamente, quindi, il termine **penombra fisica** è stato definito come distanza laterale tra due curve di Isodose (80% e 20%).



PENOMBRA DEL FASCIO USCENTE DALLA TESTATA DELL'ACCELERATORE

Profilo di dose e curve di isodose



Profilo del fascio e curve di isodose in un piano perpendicolare all'asse del fascio alla profondità di 0,5 cm in acqua
(apparecchiatura per telecobalto Theratron 780 - DNT, campo = cm X 10 cm)
(SFPH Cahier n. 28 - 1984)

Betatrone

Energia tra 13 e 45 MeV

Duty cycle $\sim 1 \mu\text{s}$ ogni 1/180s

Alta efficienza per la produzione di Rx
(alta energia), non c'è bisogno di raffreddamento

Fascio **collimato** in avanti:
filtro omogeneizzatore di materiale di basso Z (Al, C) per rimuovere elettroni di bassa energia.

Fascio di **elettroni**

Basso dose rate (rateo di dose)

Meccanismo di iniezione inefficiente

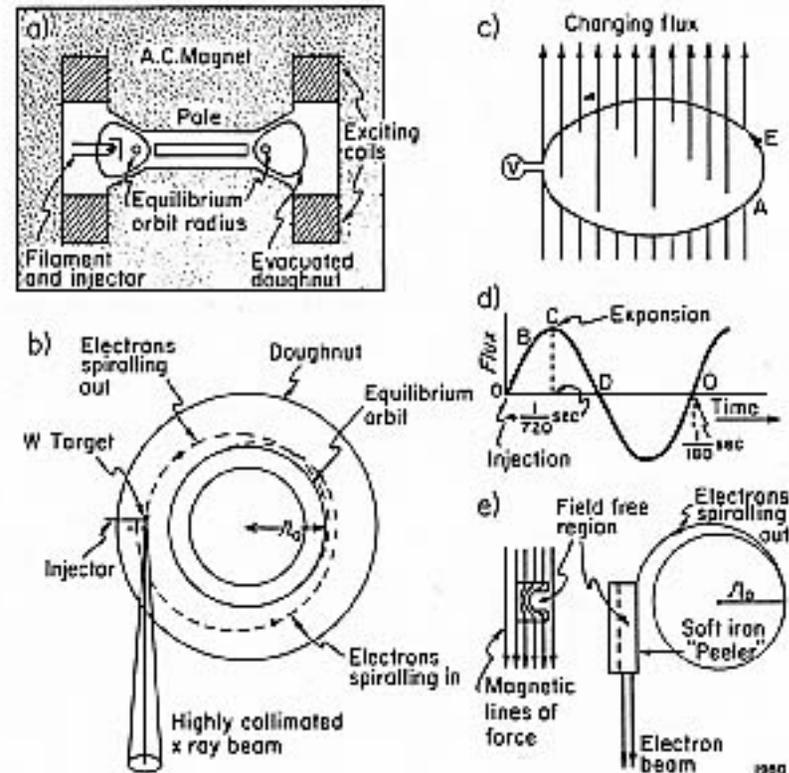


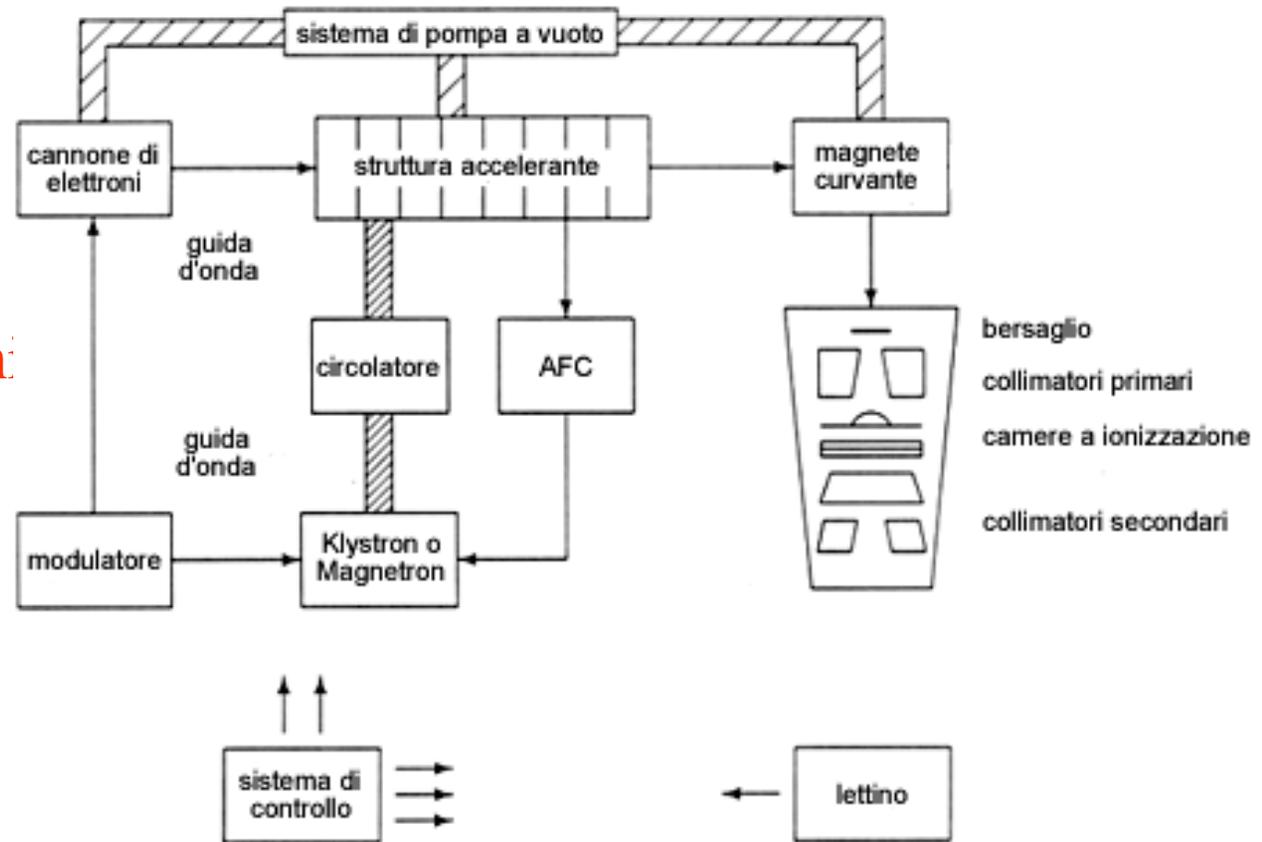
Figure 4-3. Diagrams illustrating the construction and operation of the betatron. (a) Cross-sectional diagram showing the AC magnet, the poles, the doughnut, and injector. (b) The paths of the electrons within the doughnut and the method of production of the x rays. (c) How an electric field is produced by a changing magnetic flux. (d) The cycle of operation of the betatron showing the time of injection and expansion. (e) The operation of the electron "peeler" for obtaining an electron beam. The sketch showing the magnetic lines of force is a cross-sectional view of the "peeler" device taken at right angles to the diagram through the center of the "peeler."

Acceleratore lineare

Tecnologia derivata dalla ricerca bellica su onde EM di alta frequenza e potenza per il radar (3000 MHz, $\lambda = 10$ cm, $T = 333$ ps)



Diagramma a blocchi



Un **generatore** fornisce potenza DC al **modulatore** che invia simultaneamente impulsi di alta tensione di durata di qualche microsecondo al **cannone di elettroni** ed al **klystron** (o al magnetrone). Le microonde prodotte nel klystron vengono iniettate nella **struttura accelerante** via guide d'onda. Con la fase giusta gli elettroni prodotti dal cannone vengono iniettati nella struttura accelerante che consiste in un tubo di rame diviso in cavità da dischi o diaframmi spazati di $\lambda/4$. Gli elettroni, iniettati con $\sim 50\text{keV}$ vengono accelerati dalle microonde ed emergono dalla struttura in un fascio sottile di $\sim 3\text{mm}$. La traiettoria del fascio viene poi curvata dal **sistema di trasporto magnetico**.

Klystron

Il Klystron e' un'amplificatore di microonde pilotato da un generatore di bassa potenza. Gli elettroni prodotti dal catodo vengono accelerati da una ddp negativa ed arrivano nella prima cavit  (buncher). Le microonde di bassa potenza instaurano un campo elettrico alternato che discretizza il flusso di elettroni in pacchetti (bunch). Nella cavit  seguente (catcher), risonante alle frequenze di microonde dei pacchetti, i bunch inducono carica sulle sue pareti generando un campo elettrico decelerante. La loro energia cinetica viene quindi convertita in microonde di alta potenza.

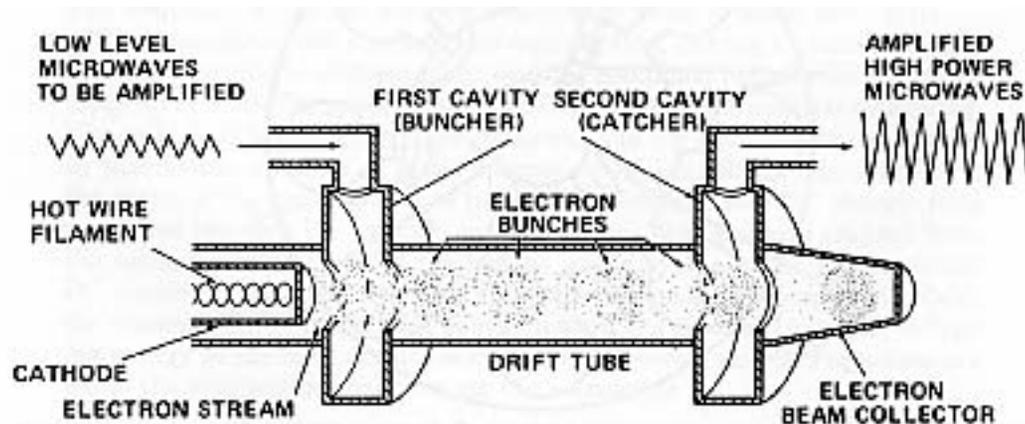


Figure 4.7. Cross-sectional drawing of a two-cavity klystron. From Karzmark CJ, Morton RJ. A primer on theory and operation of linear accelerators in radiation therapy. Rockville, MD: U.S. Department of Health and Human Services, Bureau of Radiological Health, 1981.

Struttura accelerante

La struttura accelerante puo' essere ad onde **viaggianti** o **stazionarie**.

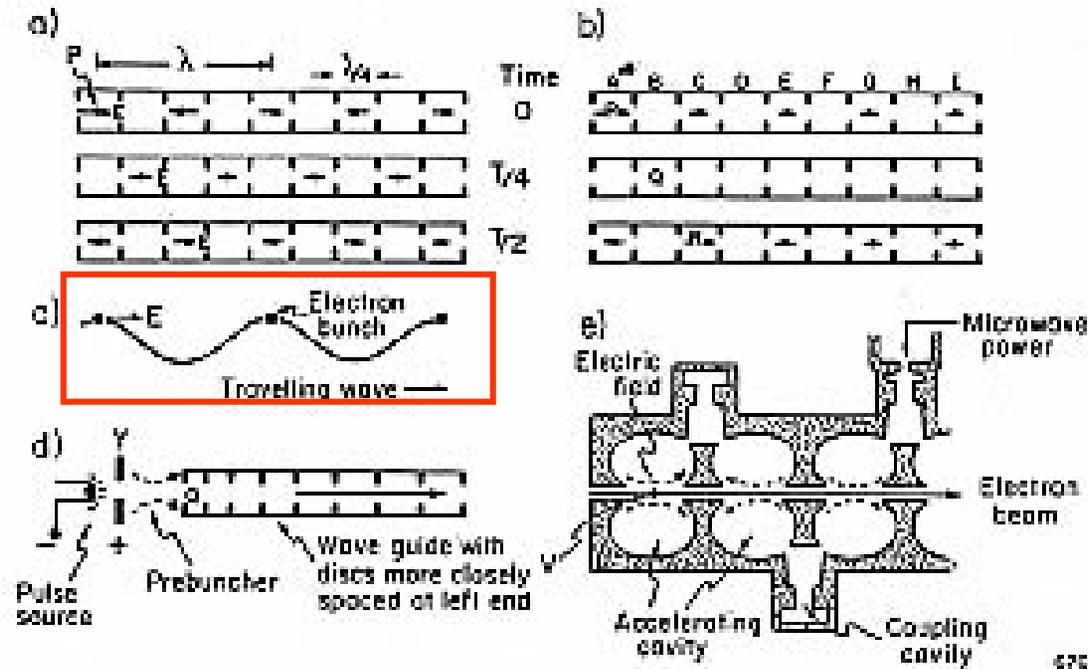


Figure 4-5. (a) Schematic representation of wave guide with a series of equally spaced discs $\lambda/4$ apart. The electric field E at various positions in the wave guide is shown at times of 0 , $T/4$, $T/2$, etc. when a *travelling* wave is passing down the guide from left to right. (b) Same as a except the electric field configuration is now shown for a *standing* wave. (c) Schematic representation of electron bunch being carried on the crest of a traveling wave. (d) Diagram of buncher showing how electrons are captured into the wave guide. (e) Details of one type of wave guide used to create standing waves.

Testata



Testata dell'acceleratore

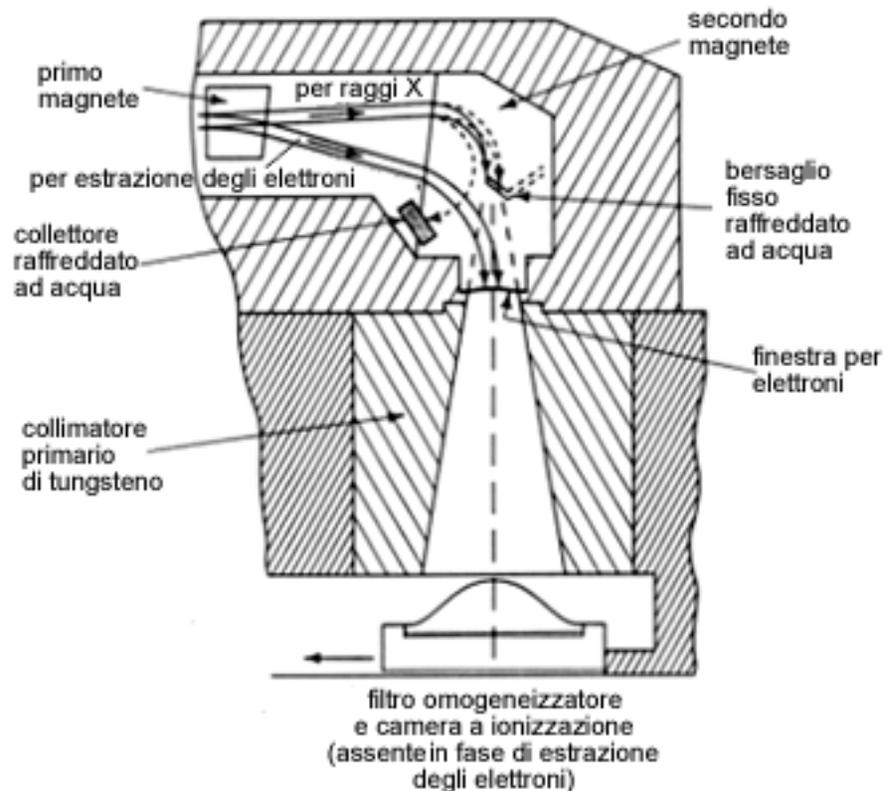
Il fascio di e viene condotto da un canale magnetico nella testata dove va ad incidere su un **bersaglio** di tungsteno producendo il **fascio di Rx** per bremsstrahlung la cui energia media e' circa 1/3 di quella degli elettroni. Il **filtro omogeneizzatore** (flattening filter) appiattisce il profilo del fascio.

Alternativamente puo' essere usato per la terapia il **fascio di elettroni**.

E.g. l'unita' Varian Clinac 18 produce fasci di elettroni di 6,9,12,15 MeV, e Rx di 10 MV.

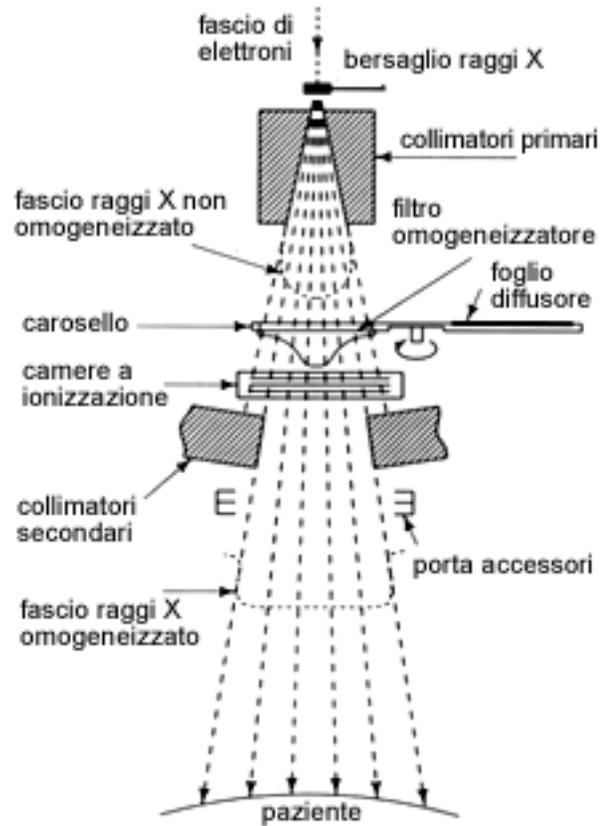
Il fascio (~3mm di diametro) viene fatto incidere su una lamina di Metallo, **foglio diffusore** (scattering foil), solitamente Pb, che distribuisce la fluenza sul campo di trattamento.

Lo spessore e' tale da minimizzare la contaminazione di fotoni.

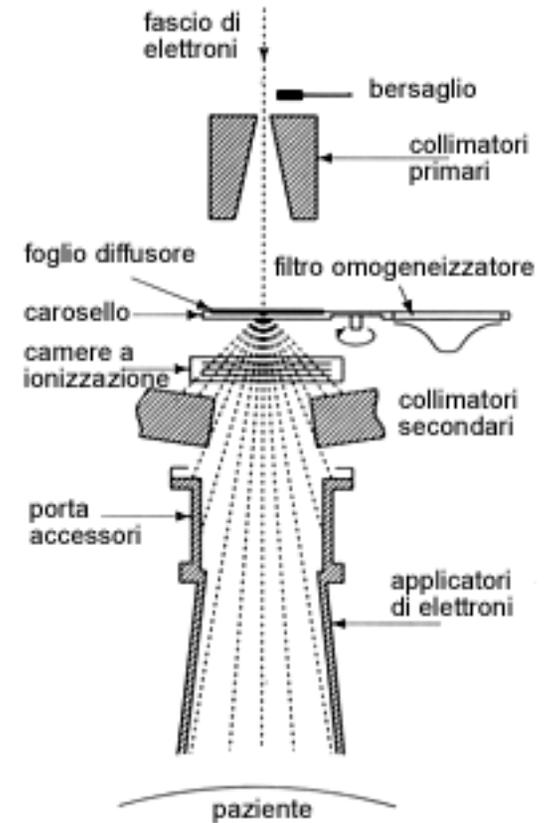


Rx e elettroni

X-ray mode



e mode



Sistema di monitoraggio

Camera a ionizzazione a trasmissione, posta tra i due collimatori, costituita di piu' settori per controllare, in tempo reale:

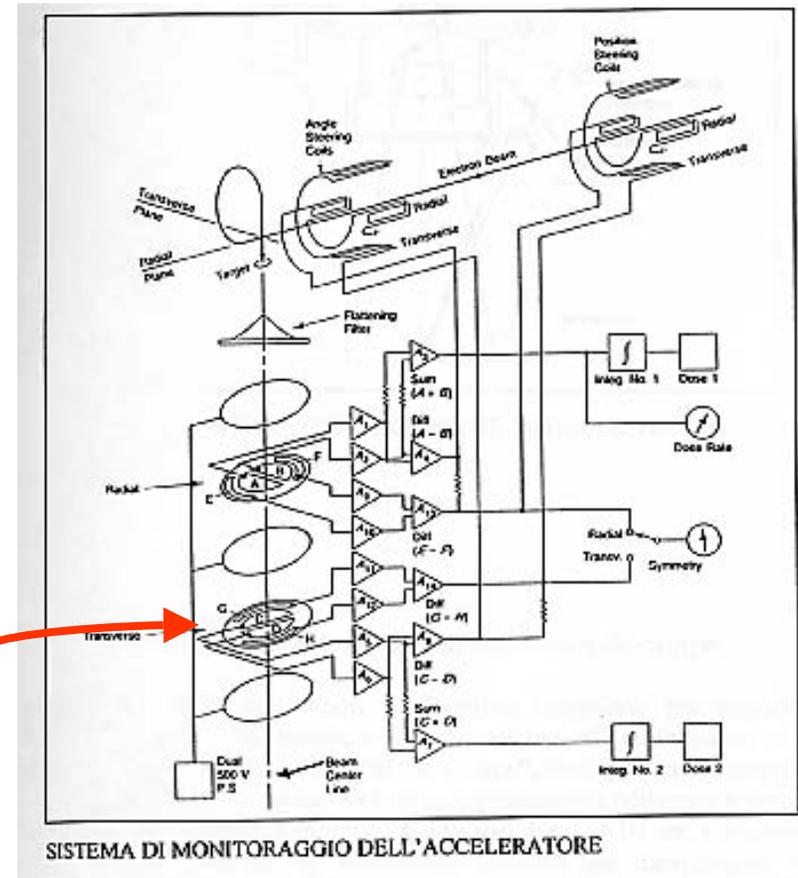
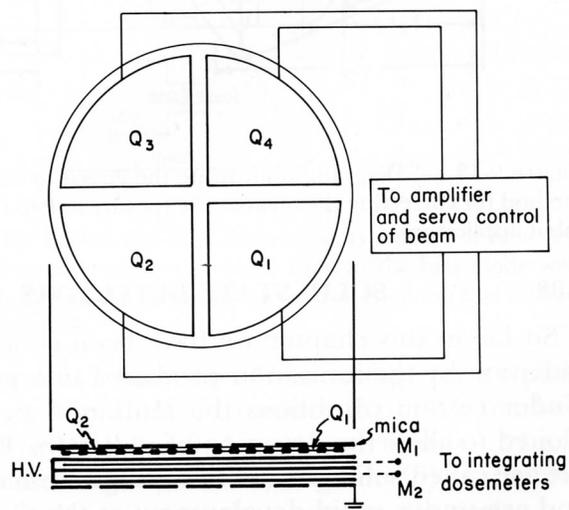
Rateo di dose e dose integrata

Distribuzione angolare del fascio di radiazione (simmetria)

Sistema ottico

Tra la camera a ionizzazione ed il secondo collimatore, costituito da una sorgente di luce e specchio che proietta il fascio luminoso su un'area che coincide con quella del piano di trattamento

Range finder: telemetro che proietta sul paziente una scala graduata che da' la SSD.



Collimazione e configurazione del fascio

Sistema di collimazione:

collimatore **primario** fisso, (Pb o W) a forma di cono troncato, definisce la massima dispersione angolare del fascio.

Collimatore **secondario**, costituito da due coppie di blocchi (jaws) di apertura variabile, definisce la grandezza del campo di trattamento.

Accessori per il trattamento

Blocchi “d’ombra”, modificano la forma del campo adattandola a quella del target da irradiare. Situati al di sotto del collimatore secondario, focalizzati alla sorgente, in Pb o W, di spessore da 7 a 10 cm, riducono la trasmissione di Rx a non meno del ~2%.

Filtri cuneiformi: modulano l’intensita’ del fascio (vedi piu tardi)

Compensatori, in Al, Pb o cera, inseriti a non meno di 20cm dalla pelle. Conformati individualmente sul paziente per compensare le superfici anatomiche non piane ed avere un profilo di campo piatto alla profondita’ del target. Per energie <Mev, **bolus**, situati direttamente sulla pelle.

Contaminazione dei fasci

Fascio di elettroni; fotoni prodotti nell'interazione con le componenti della testata;
Contaminazione maggiore ad energia maggiore.

Fascio di Rx: elettroni, fotoni diffusi e neutroni.

Principale sorgente di **elettroni**: filtro omogeneizzatore. Aumenta la dose alla pelle e nella regione di build up. L'effetto è minore a distanze maggiori dalla sorgente.

I **fotoni** vengono generati principalmente nel collimatore primario.

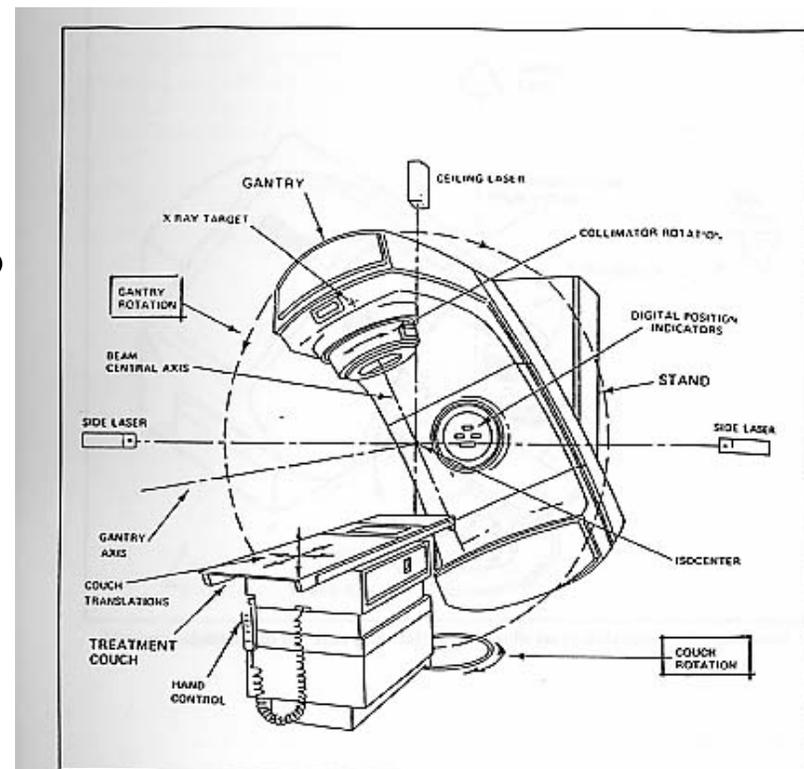
Un significativo numero di **neutroni** vengono prodotti da fotoni di alte energie (vedi lezione Dr. Zanini). Originano, in ordine di importanza, nel collimatore primario, nel target, nel filtro omogeneizzatore. Per la maggior parte dei materiali la soglia di produzione è a circa 8 MeV.

Gantry

La maggior parte degli acceleratori lineari sono costruiti in modo che la sorgente possa ruotare intorno ad un'asse orizzontale. Mentre il gantry ruota, l'**asse centrale** (asse dei collimatori) si muove in un piano orizzontale.

Il punto di intersezione tra l'asse centrale e l'asse di rotazione e' detto **isocentro**.

Con queste unita' e' possibile effettuare il trattamento isocentrico nel quale si usano Fasci diretti da angoli diversi che si intersecano nello stesso punto, l'**isocentro**, situato all'interno del paziente.



Movimento di rotazione del lettino e del gantry

Tutti i movimenti del gantry e del lettino sono effettuati via software dalla console e attraverso un apposito strumento manovrato dal tecnico, chiamato "pendant".

Referenze

- H.E. Johns, J.R.Cunningham, The Physics of Radiology, Charles C Thomas Publisher, 1983
- R.K Hobbie, Intermediate Physics for Medicine and Biology, Springer –Verlag, 1997
- M. Pelliccioni, Fondamenti fisici della radioprotezione, Pitagora Editrice, 1993
- H.Lundqvist, J.Carlsson, Nuclide Techniques Course, Universita' di Uppsala, 1998
- H.Cember, Introduction to Health Physics, McGraw-Hill, 1996
- Unita' di Fisica Sanitaria di Ordine Mauriziano, ASL1 Torino, ASL9 Ivrea, Radioterapia dell'Ordine Mauriziano, Radioprotezione 2000, CD
- W.H. Sharf, Biomedical Particle Accelerators, AIP Press, New York 1994
- W.R. Hendee, Biomedical Uses of Radiation, WILEY-VCH, 1999