

Tubo a raggi X

Uno schema di un tubo a raggi X per uso generale è illustrato nella Figura 1.6. Un involucro di vetro sigilla l'ambiente del vuoto all'interno del tubo. In assenza di un vuoto, gli elettroni energetici si scontrerebbero con le molecole dell'aria anziché con il bersaglio (anodo), causando la ionizzazione dell'aria e una pronunciata riduzione dell'efficienza della produzione di raggi X del tubo.

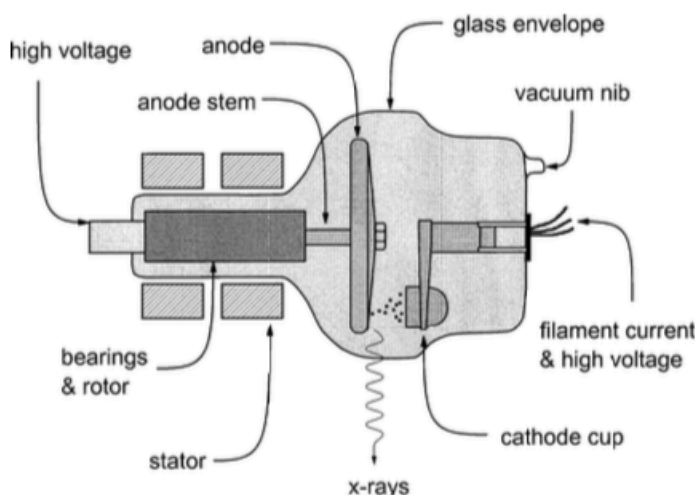


Figure 1.6: The functional components of a modern x-ray tube are illustrated.

All'interno del tubo a raggi X ci sono due strutture generali, quella dell'anodo (lato sinistro della Figura 1.6) e del catodo (lato destro). L'anodo è il polo positivo del circuito ad alta tensione all'interno del tubo a raggi X e l'anodo è anche il bersaglio degli elettroni bombardanti. Per le applicazioni di imaging radiografico diagnostico generale al di fuori della mammografia, l'anodo è un disco costituito principalmente da tungsteno.

L'anodo è collegato da un albero di molibdeno ("gambo dell'anodo") ad un cuscinetto, che consente all'anodo e al suo albero di ruotare liberamente all'interno del tubo a raggi X. Il molibdeno è un cattivo conduttore di calore e viene utilizzato come stelo dell'anodo per ridurre il trasferimento di calore dall'anodo ai cuscinetti. L'albero dell'anodo è circondato all'interno del tubo a raggi X da un rotore. All'esterno del tubo radiografico si trova lo statore. La corrente alternata (CA) che attraversa gli avvolgimenti dello statore produce campi magnetici alternati che fanno girare il rotore. Lo statore e l'albero del rotore sono componenti standard di un motore elettrico CA, l'unica differenza è che il rotore si trova in un ambiente di vuoto e il campo magnetico che unisce lo statore e

il rotore penetra quindi nell'involucro di vetro del tubo a raggi X. Poiché l'anodo deve trovarsi all'interno del vuoto, anche il rotore e i cuscinetti collegati devono trovarsi all'interno del vuoto, poiché non è comodo far passare un albero rotante attraverso una guarnizione ad alto vuoto.

La coppa catodica è il polo di tensione negativa del circuito ed è anche la fonte di elettroni che bombardano il bersaglio dell'anodo. All'interno della coppa catodica sono normalmente presenti due diversi filamenti di filo di tungsteno, uno piccolo e uno più grande corrispondenti ai punti focali piccoli e grandi. Viene utilizzato solo uno dei filamenti alla volta.

I filamenti sui tubi a raggi X sono versioni pesanti dei filamenti all'interno di una lampadina a incandescenza standard da 120 V. Durante la produzione dei raggi X, il filamento viene riscaldato facendo passare la corrente del filamento (ad es. 5 A a 10 V) attraverso di esso. Il filamento si riscalda e gli elettroni vengono emessi dal filamento attraverso un processo chiamato *emissione termoionica*, simile al funzionamento delle pistole elettroniche nelle telecamere TV, nelle televisioni e in altri dispositivi elettronici.

Quando gli elettroni vengono estratti per effetto *termoionico* dal filamento del catodo, l'alta tensione tra l'anodo e il catodo provoca l'accelerazione degli elettroni verso il bersaglio di tungsteno. L'unità di energia SI è il joule, tuttavia nella pratica dei raggi X è più comune usare l'elettronvolt che è un'unità di energia pari all'energia cinetica di un elettrone accelerato da un potenziale applicato di un volt.

Per l'imaging radiografico diagnostico generale (al di fuori della mammografia), il potenziale applicato al tubo radiografico varia da circa 40 kV a 150 kV. Per un potenziale applicato di (ad esempio) 100.000 V (100 kV), un elettrone colpisce il bersaglio con 100.000 elettronvolt (100 keV) di energia cinetica. Si noti che esiste una distinzione importante qui tra kV (un'unità di potenziale elettrico) e keV (un'unità di energia).

Il flusso di corrente dal catodo all'anodo all'interno del tubo a raggi X è la corrente del tubo a raggi X e la corrente del tubo è diversa (molto più bassa) della corrente del filamento utilizzata per riscaldare il filamento. Le correnti tipiche dei tubi vanno da circa 1 mA in modalità fluoroscopica di funzionamento a circa 1200 mA negli studi di cateterizzazione cardiaca. Quando gli elettroni energetici colpiscono il disco dell'anodo, producono raggi X come discusso in una sezione precedente di questo capitolo. Tuttavia, l'efficienza della produzione di raggi X alle energie utilizzate nella radiologia diagnostica è solo di circa lo 0,5% e il resto dell'energia

cinetica degli elettroni viene depositato nell'anodo sotto forma di calore. La scelta del tungsteno come materiale anodico è in parte dovuta al suo elevato numero atomico ($Z_w = 74$) e l'intensità del bremmstrahlung va come Z^2 , ma soprattutto il punto di fusione (3300°C) del tungsteno è molto elevato rispetto ad altri metalli. Tuttavia, l'accumulo di calore nell'anodo è un grave problema di ingegneria e molti progressi nella progettazione del tubo a raggi X nel corso dell'ultimo secolo sono stati mirati ad aumentare la dissipazione del calore.

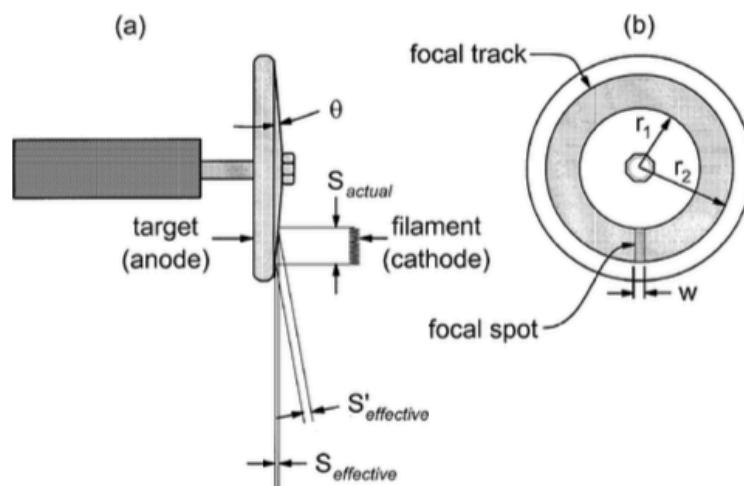


Figure 1.7: (a) A side view of the anode and cathode is shown. The angled anode design allows the use of a large actual focal spot (S_{actual}), which is beneficial for heat-loading considerations. The projection of the focal-spot towards the imaging plane is much smaller. The projected focal spot dimensions change across the field of view in the anode cathode direction ($S_{effective}$ versus $S'_{effective}$). (b) A front view of the anode is shown, with a rectangular focal spot and the annular focal track. The use of a rotating anode substantially increases the surface area of the target and allows higher ma studies.

La Figura 1.7 (a) mostra il profilo laterale del bersaglio in tungsteno con il filamento. Realizzando un piccolo angolo anodico (θ , compreso fra 7° e 15°), l'area dell'anodo bombardata dagli elettroni (focal spot - punto focale) è abbastanza grande (S_{actual}) consentendo la dissipazione del calore su una superficie più ampia, mentre le dimensioni del punto focale proiettato verso il basso verso il piano di imaging è piccolo ($S_{effettivo}$). La dimensione reale del punto focale risulta così ridotta grazie all'angolo dell'anodo: le dimensioni del punto focale effettivo è ridotto di fattori da 0,12 (7°) a 0,27 (15°). Questo semplice trucco geometrico si chiama principio *line focus*.

Nella Figura 1.7 (b) è illustrata la superficie frontale del disco anodico. Il disco ruota rapidamente durante la produzione di raggi X e ciò consente alla superficie dell'anodo che viene bombardata

dagli elettroni di essere costantemente aggiornata con un tungsteno più freddo.

La rotazione dell'anodo migliora il heat load istantaneo del tubo, il che consente maggiori correnti del tubo a raggi x durante un tempo di esposizione ai raggi x più breve. Se il tempo di esposizione eccede il periodo di rotazione (che a 3300 giri al minuto è 18 ms), una regione del disco verrà nuovamente esposto al fascio di elettroni bombardanti, tuttavia grazie dell'alta conduzione termica del tungsteno, il calore sulla superficie avrà avuto un po' tempo di diffondersi dalla superficie nella massa dell'anodo. L'uso di un rotating anode aumenta quindi la superficie per la dissipazione del calore da un rettangolo di area ($w \times [r_2 - r_1]$) ad un anello con area ($\pi (r_2^2 - r_1^2)$). A seconda del diametro dell'anodo, l'aumento dell'area di dissipazione del calore varia da fattori da 18 a 35 per i tubi radiografici diagnostici generali.

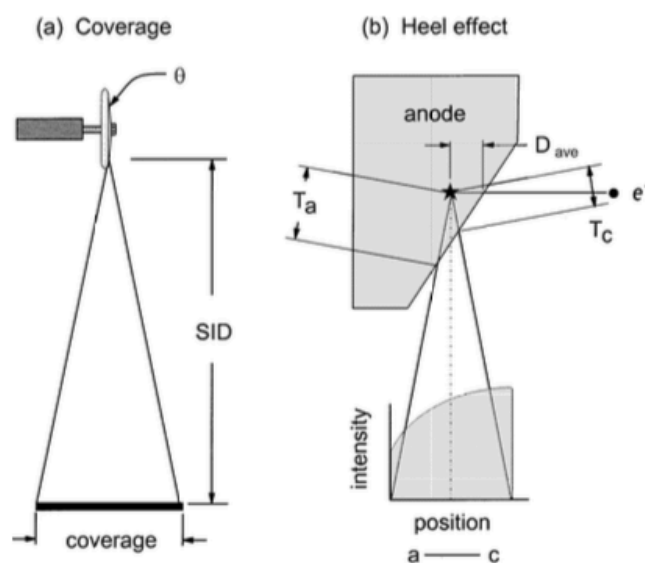


Figure 1.8: (a) Because of the line focus principle (angled anode), the field of view or *coverage* is restricted at a given source-to-image distance (SID). For instance, a 7-degree anode angle is too restrictive if 35×43 cm ($14'' \times 17''$) radiographs are to be acquired at an SID of 100 cm. (b) Another consequence of the line-focus principle is the *heel effect*. X rays are emitted at an average depth (D_{ave}) within the anode; the path length through the tungsten anode that x rays transit is different on the anode side (T_a) than on the cathode side (T_c) of the x-ray field. This difference in tungsten filtration across the field of view causes a reduction in x-ray intensity on the anode side of the x-ray field.

Il design ad anodo angolato che costituisce la base del principio del *line focus* non è privo di problemi minori. Come mostrato nella Figura 1.8 (a), l'angolo dell'anodo limita le dimensioni massime del

campo visivo che possono essere esposte ai raggi x ad una data distanza sorgente-immagine (SID). Questo problema di copertura deve essere considerato quando si acquista un tubo a raggi X per un'applicazione specifica.

La superficie angolata dell'anodo (Figura 1.8 (b)) provoca anche una leggera riduzione dell'intensità dei raggi X sul lato dell'anodo del campo visivo, e questo fenomeno è chiamato *heel effect* (effetto del tallone). I raggi X hanno origine in una profondità media nel bersaglio (D_{ave}) e per via della geometria dell'angolo dell'anodo, la lunghezza attraversata dai raggi di X all'interno dell'anodo è maggiore sul lato dell'anodo (T_a) del campo radiografico rispetto al lato del catodo (T_c). La maggiore lunghezza del percorso attraverso il bersaglio di tungsteno provoca una maggiore attenuazione del raggio a raggi X sul lato anodo del campo, riducendo la sua intensità in quella parte.

Il principio di line focus e il design anodico rotante dei moderni tubi a raggi X vengono utilizzati per ridurre al minimo il punto focale effettivo e per massimizzare il numero di raggi X che possono essere emessi in un breve periodo di tempo. Idealmente, la sorgente di raggi X sarebbe una perfetta fonte di radiazioni. L'influenza della geometria sull'imaging a raggi X è illustrata nella Figura 1.9.

L'ombra dei raggi X di un oggetto proiettato sul rivelatore verrà ingrandita in base alla posizione di tale oggetto tra la sorgente e il rivelatore (Figura 1.9 (a)). L'ingrandimento dell'oggetto si verifica perché i raggi X divergono dalla piccola sorgente di raggi X. Il fattore di ingrandimento, M_{object} , di un oggetto nel campo è dato da:
 $M_{object} = \text{dimensione immagine} / \text{dim. oggetto} = (A + B) / A$

Quando un oggetto sottile è in contatto con il recettore dell'immagine, $B = 0$ e $M_{object} = 1$. L'ingrandimento può quindi essere ridotto posizionando il paziente il più vicino possibile al rivelatore, ma poiché il paziente ha uno spessore apprezzabile, la parte anatomica che più vicino al tubo a raggi X sarà ingrandita più della parte che si trova più vicino al rivelatore.

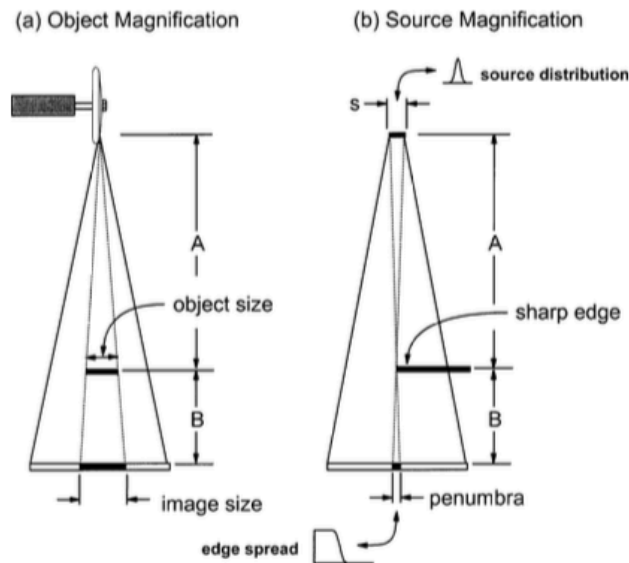


Figure 1.9: (a) An object placed between the x-ray source and the imaging plane will be magnified, with increasing magnification as the distance B increases. (b) The size of the focal spot is also magnified. For a focal spot of width S , the x-ray shadow of a sharp edge will result in a blurred edge (called the penumbra), as shown. The width of the penumbra increases with increasing magnification. Because the source distribution is usually Gaussian (or double-Gaussian) shaped, a sigmoidal edge spread is usually observed.

L'influenza di un punto focale di dimensioni finite è mostrata nella Figura 1.9 (b). Per oggetti con spigoli vivi leggermente ingranditi, le dimensioni finite dei punti focali causano un allargamento geometrico del bordo acuto nel piano di imaging, chiamato *penombra*.

Da triangoli simili, la larghezza della penombra (p) è data da:

$$p = \text{Source}_{\text{size}} \times B/A$$

L'equazione assume semplici dimensioni lineari della sorgente e della penombra, ma in realtà la sorgente di raggi X ha una distribuzione (a volte di forma gaussiana, come illustrato nella Figura 1.9 (b)), e tale distribuzione si rifletterà nella penombra come diffusione del bordo sigmoidale. Per le strutture anatomiche che subiscono un certo ingrandimento (quando B è diverso da 0), un punto focale di dimensioni finite provocherà la sfocatura di quell'anatomia misurata sul piano del rivelatore, e quindi si verificherà una perdita di risoluzione spaziale.