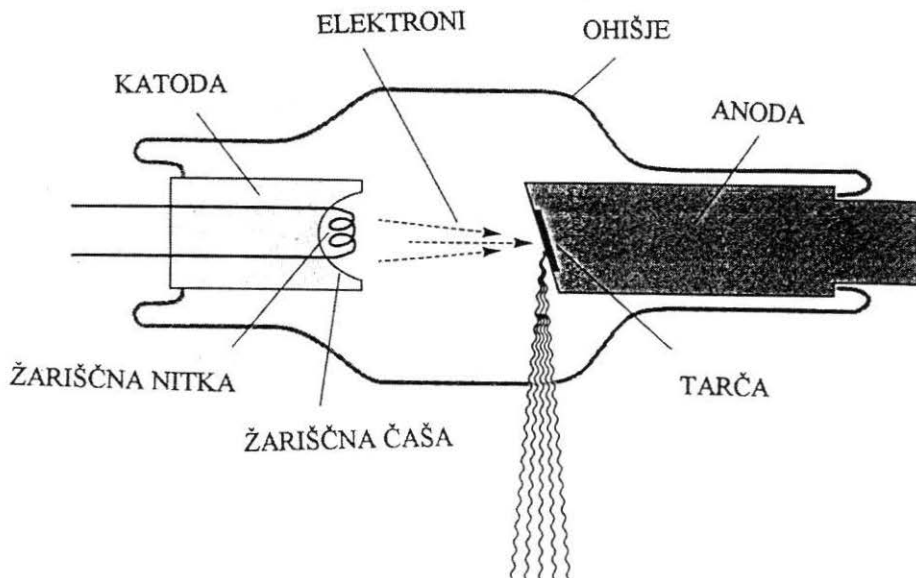


DIAGNOSTIČNE RENTGENSKE CEVI

Dean Pekarovič

1. DIAGNOSTIČNE CEVI

X žarki nastajajo z konverzijo, ko se tok hitro premikajočih elektronov zadene ob anodo. Ohišje cevi je iz Pyrex stekla v katerem je vakuum. V cevi sta dve elektrodi (diodna cev), katoda in anoda. Elektrodi delujeta tako, da so elektroni, ki se tvorijo na katodi pospešeni z razliko visokega potenciala v smeri proti anodi. Elektroni nastajajo s segrevanjem volframove nitke in potujejo proti anodi, kjer trčijo v tarčo in proizvedejo x žarke.



Slika 1-1. Rentgenska cev.

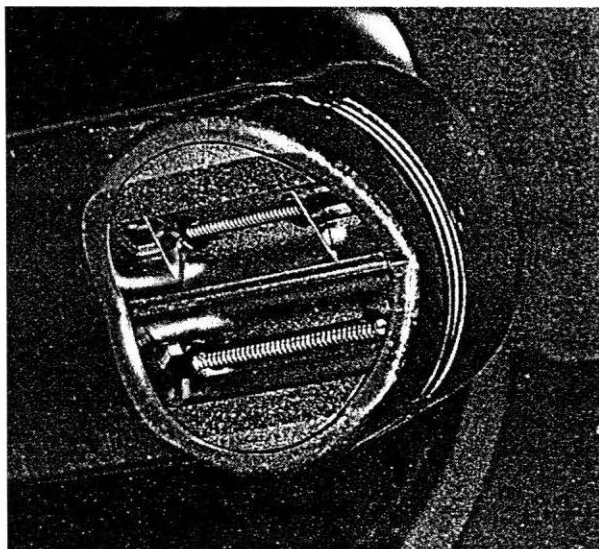
V steklenem ohišju mora biti čisti vakuum. Prisotnost molekul plina bi motila nastajanje žarkov. Elektroni, ki švigajo v smeri proti anodi, bi reagirali z

Dean Pekarovič, ing. rad., Klinični institut za radiologijo, Zaloška 7, 1000 Ljubljana

molekulami plina in tvorili sekundarne elektrone in ione, pri tem pa bi sami izgubljali hitrost in energijo. Sekundarne elektrone je težko kontrolirati. Res pa je, da so včasih uporabljali cevi, ki so vsebovale manjšo količino plina, a se takšne cevi že dolgo ne uporabljajo več. Visoko napetostni kabli so dobro zapečateni ob vstopu v cev, ker bi drugače škodovali vakuumu v cevi. Velika težava, s katero se srečujemo pri proizvodnji x žarkov, je odvajanje toplote iz rentgenske cevi. Toplota nastaja v cevi in se prenaša v okolico. Razlike v razteznem koeficientu med steklom in kovinskimi deli ne smejo biti tolikšne, da na stičiščih stekla in kovine pride do pokov steklenega ohišja. Da to preprečimo, se v ceveh nahajajo posebne zlitine s podobnim razteznim koeficientom, kot ga ima Pyrex steklo.

1.2. KATODA

Negativni del rentgenske cevi se imenuje katoda. Katoda je sestavljena iz spiralno zavite žariščne nitke (filament), katero obdaja žariščna čaša. Filament je izvor elektronov. Žariščna nitka oz. filament je iz volframa. Krožnica v spirali nitke je dolga 1-2 cm s premerom nitke 0.2 mm. Vsak filament ima svojo žariščno čašo (focusing cup).

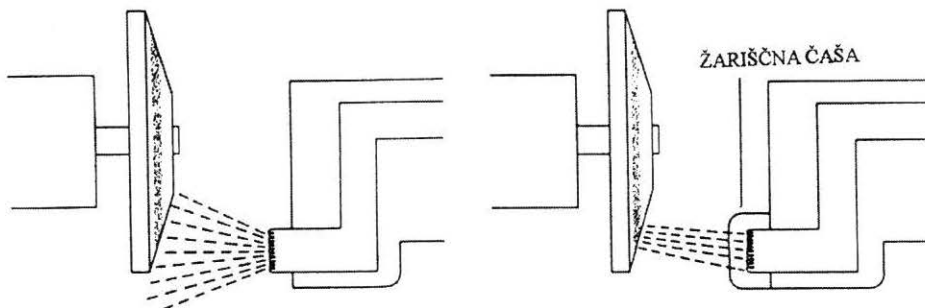


Slika 1-2. Žariščna čaša z parom žariščnih nitk.

Katodo napaja tok 3-5 A pri napetosti 10 V. Število proizvedenih x žarkov je odvisno od števila elektronov, ki so nastali na katodi in zatem trčijo v anodno tarčo. To število nam določa produkt toka v rentgenski cevi s časom ekspozicije. Tok v rentgenski cevi označuje število elektronov, ki v eni sekundi pridejo iz filameta do anode. Ko steče kurilni tok po volframovi nitki se ta zaradi njene upornosti segreje. To omogoči prostim elektronom v atomih volframove nitke, da zbežijo tudi iz njene površine. To je termoionska emisija. V bližini nitke elektroni tvorijo oblak. Če je nastali elektronski oblak posledica termoionske emisije, imenujemo ta učinek "Edisonov efekt". Volframova nitka se mora segreti na 2200°C , da lahko emitira uporabno število elektronov. Temperatura taljenja volframa je 3370°C , kar je dovolj visoka temperatura, da prepreči vplivanje le-tega, tako da ne pride do poškodb ohišja rentgenske cevi. Poleg tega ima volfram dolgo življenjsko dobo in se lahko oblikuje v tanke spiralne nitke. Kot sem omenil, nastane v bližini filameta oblak elektronov. Ta oblak elektronov imenujemo prostorski naboj (space charge). Oblak elektronov preprečuje ostalim elektronom iz žariščne nitke, da jo zapustijo, dokler ne zberejo dovolj toplotne energije. Ta učinek imenujemo efekt prostorskega naboja. Med nastajanjem elektronskega oblaka se filament nabije pozitivno in privlači nekatere že emitirane elektrone nazaj. Vzpostavi se ravnotežje med emitiranjem elektronov in vračanjem elektronov v filament. To stacionarno stanje je v sorazmerju s toploto filameta, saj določena temperatura povzroči emitiranje določenega števila elektronov.

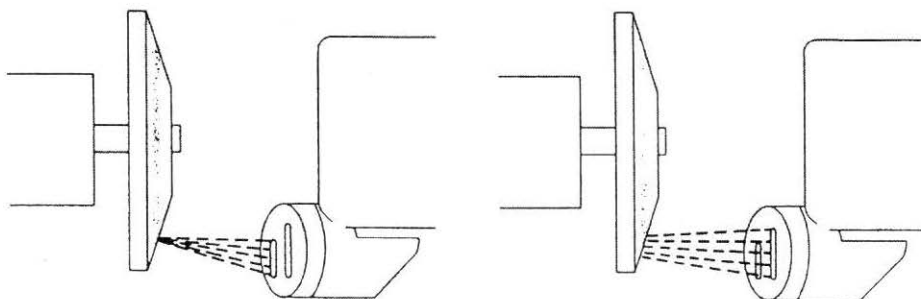
Električni tok, ki steče skozi napajalno omrežje filameta povzroča segrevanje filameta. Enota za električni tok je amper. Amper označuje vrednost, ko 1 Coloumb elektricitete teče po prevodniku eno sekundo. 1 Coloumb je enak električnemu naboju 6.25×10^{18} elektrona. Tako lahko označimo, da je tok 100 mA enak pretoku $6,25 \times 10^{17}$ elektronov v eni sekundi v smeri od katode proti anodi. Tok v cevi je enosmeren.

Elektroni se med seboj odbijajo in bi zadevali veliko področje anode, če ne bi imeli žariščne čaše. Žariščna čaša je iz niklja in ima enak naboj kot žariščna nitka, katero obkroža. Oblika žariščne čaše zaradi njenega naboja oblikuje snop elektronov, tako da se snop zoži v določeno velikost in obliko v smeri proti tarči na anodi.



Slika 1-3. Vpliv žariščne čaše.

Moderne rentgenske cevi imajo en ali več parov filamentov. Vsi so sestavljeni iz spiralnih nitk in se nahajajo eden poleg drugega ali eden nad drugim. Nitke se razlikujejo po dolžini. Daljša se uporablja za daljše ekspozicije in pri uporabi močnejših cevi.



Slika 1-4. Shematski prikaz dveh žariščnih nitk z različno dolžino.

Obstajajo tudi cevi z tretjim filamentom, ki omogoča nastanek tretjega žarišča, saj vsaka žariščna nitka omogoča nastanek enega žarišča. Druga posebnost so stereoskopske angiografske cevi. V teh sta filamenta narazen za približno štiri centimetre. Ko slikamo na dva filma z dvema različnima žariščema se tvorijo t.i. stereoskopski filmski pari. Časovna razlika med obema ekspozicijama je 0.1 s. Paziti moramo, da ne pride do vplivanja filameta. To oži nitko in ji s tem krajša življenjsko dobo. Da ne bi po nepotrebem segrevali nitke, so proizvajalci v električno omrežje vgradili avtomatično stikalo (automatic filament-boosting circuit). Stikalo na stikalni mizi je dvostopenjsko. Prva stopnja omogoči, da steče tok skozi napajalno omrežje filameta. Namen

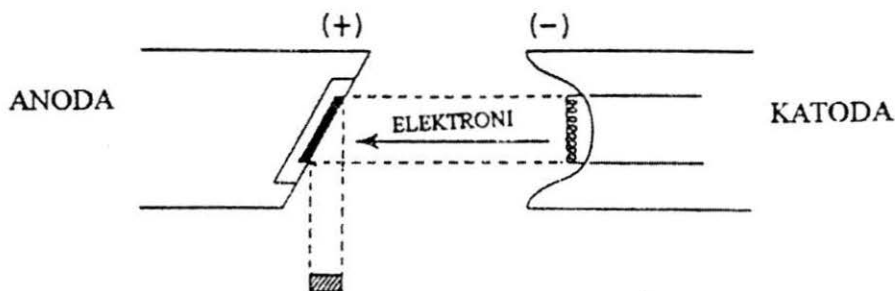
avtomatičnega stikala je, da steče tok manjši od 5 mA po električnem tokokrogu žariščne nitke, če imamo stikalo stisnjeno do prve stopnje. Ta količina toka ne segreje dovolj žariščno nitko (da bi ta začela emitirati elektrone) in ji ne škoduje, četudi prekinemo električni tokokrog napajanja žariščne nitke oz. se odločimo da prekinemo ekspozicijo. Druga naloga avtomatičnega stikala je, da viša količino toka v filamentu tik pred ekspozicijo in ga zmanjša nazaj na 5 mA takoj po končani ekspoziciji. Tako je volframova nitka krajši čas izpostavljena visokim temperaturam. S tem prispevamo k njeni daljši življenjski dobi.

Po daljši časovni dobi se nekaj volframovih atomov uplini. To opazimo kot tanko plast počrnitve steklenega ohišja. Ta plast spreminja kvaliteto in zmanjšuje količino x žarkov, ker jih filtrira. Prav tako moti stekleno ohišje pri raztezanju ob absorpciji toplote, zaradi različnih razteznih koeficientov samega steklenega ohišja in plasti uplinjenih volframovih atomov. Obstajajo tudi moderne cevi s kovinskim ohišjem. V primerjavi s steklenim je kovinsko ohišje bolj dojemljivo za absorpcijo uplinjenih volframovih atomov.

1.2.1. Princip črtastega žarišča

Žarišče je področje tarče na anodi, v katerega se zadevajo elektroni. Anodna tarča je iz volframa. Večina energije elektronov se spremeni v toploto, le 1% pa v x žarke. Žarišče na anodi akumulira toploto. Večje žarišče akumulira večjo količino toplote, zato pri tem pride kasneje do okvar žarišča. Zato se trudimo, da delovna temperatura ne presega 3000 °C (tališče volframa je 3370 °). Postavil se je problem, ali uporabljati velika žarišča, ki lahko akumulirajo več toplote ali uporabljati manjša žarišča in s tem omogočiti boljši prikaz radiografskih podrobnosti, ki nas zanimajo. Težavo je rešil razvoj principa črtastega žarišča. Velikost in oblika žarišča sta določena z velikostjo in obliko elektronskega snopa, ki zadene anodo. Velikost in obliko elektronskega snopa določa dimenzija volframove nitke, oblika žariščne čaše in lega nitke v žariščni čaši. Tok elektronov bombardira tarčo, katere površina je nagnjena. Tarča je na anodni površini, ki je nagnjena, tako da tvori kot α , ga imenujemo anodni kot. Velikosti anodnega kota so od 6° do 20°. Anodni kot je kot, ki ga tvori poševna površina anode glede na centralni izstopni žarek. Zaradi anodnega kota se nam zdi poševna površina žarišča (navidezno žarišče) manjša, kot je

to v resnici, če ga opazujemo iz smeri po kateri potuje centralni žarek iz cevi. Ugotovili so, da je velikost navideznega žarišča sorazmerna sinusu (\sin) anodnega kota. Tako je $\sin 20^\circ = 0,324$ in $\sin 16,5^\circ = 0,284$. Tako dobimo pri anodnem kotu $16,5^\circ$ manjše navidezno žarišče kot pa pri anodnem kotu 20° . Ko govorimo o velikosti žarišča, mislimo na velikost navideznega žarišča.



Slika 1-5. Princip črtastega žarišča.

1.3. ANODA

Pozitivna elektroda v rentgenski cevi je anoda. Imamo dva tipa anod: mirujočo in vrtljivo. Najprej bom opisal mirujočo, saj veliko pravil velja tudi za vrtljivo.

1.3.1. Mirujoča anoda

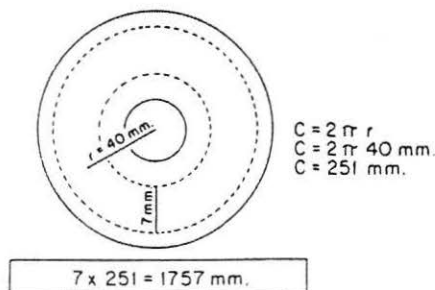
Anoda je sestavljena iz dva do tri milimeterske plasti volframa, ki je vstavljen v bakreni blok. Volframova ploščica je okrogle ali pravokotne oblike. Anodni kot je 15° - 20° . Volfram je izbran za tarčo zaradi visokega atomskega števila, kar mu omogoča boljše učinkovitost pri proizvodnji x žarkov. Prav tako ima visoko temperaturo taljenja. Večina kovin se začne taliti med 300°C in 1500°C . Volfram se začne taliti šele pri 3370°C . Prav tako dobro sprejema in še boljše oddaja toploto v bakreni blok, ki ga obdaja. Baker lahko sprejme veliko toplote in s tem viša termalno kapaciteto anode. Volframova tarča mora biti večja od elektronskega snopa, ki jo zadeva. Temperatura tarče se ob bombardiranju dvigne za 1000°C in več. Tališče bakra je 1070°C . Oddana energija iz elektronskega snopa bi baker stopila. Volfram in baker imata različna raztezna koeficienta. Nekateri proizvajalci dodajo volframu še renij v razmerju 9:1. Ta zlitina je bolj trpežna na toplotne razlike, kot pa čisti volfram.



Slika 1-6. Mirujoča anoda.

1.3.2. Vrtljiva anoda

Prednost vrtljive anode je v temu, da lahko sprejme več toplote, kar se dogaja pri višjih ekspozicijskih pogojih. Vrtljiva anoda ima volframov krožnik (disk), oz. zlitino volframa in renija. Anoda doseže hitrost 9000 obratov na minuto, v kolikor to dopušča nizek upor anodnega ležaja. Volframov disk ima poševen rob z anodnim kotom od 6° do 20° . Tak kot nam omogoča boljši izkoristek principa črtastega žarišča. Če je snop elektronov 7 mm visok in 2 mm širok, bo bombardirano poročje na anodi 14 mm^2 . Tako velika tarča bo pri mirujoči anodi. Vrtljiva anoda ima na površini anodnega krožnika tako imenovani žariščni trak. To je tarča, ki je 7 mm široka in ima obliko kolobarja. Pri hitrosti vrtenja 9000 obratov na minuto bo vsak delček traku izpostavljen snopu elektronov 150 krat na sekundo za zelo kratek čas. Preostali čas oddaja sprejeto toploto, kot posledico trka z elektroni. Pri vrtljivi anodi se poveča površina tarče. Če je žariščni trak širok 7 mm in če je premer diska 20 mm dobimo površino tarče 1757 mm^2 . Površina tarče se poveča 125 krat v primerjavi s površino fiksne anode. Razlika med 14 mm^2 in 1757 mm^2 je očitna.



Slika 1-7. Anodni disk z žariščnim trakom.

Premer diska določa dolžino žariščnega traka oz. tarče. Najpogostejši premeri anodnega diska so 75 mm, 100 mm, 125 mm in 150 mm.

Motor, ki poganja anodo je iz dveh delov in to sta rotor in stator. Električno navitje okoli statorja na vratu cevi omogoča nastanek sinusnega magnetnega polja, ko steče skozenj tok. Magnetno polje inducira tok v rotorju motorja. Ta inducirani tok omogoča vrtenje anode. Včasih so povzročali težave ležaji, saj so hitro pokali. Zaradi trenja nastalega pri vrtenju je potrebno ležaje podmazati. Olje ni primerno, ker se vplini pri nizkih temperaturah. S tem bi uničili vakuum v cevi. Podobno velja za grafit. Grafit se odlušči in kot prah uniči vakuum v cevi. Danes se uporablja srebro, tako da so ležaji nepomemben faktor pri izbiri cevi. Veliko večja težava je sprejemanje in oddajanje toplote v vrtljivi anodi. Pri statični anodi toplota izžareva skozi vakuum v ohišje cevi in v olje, ki se nahaja okoli cevi. Samo absorpcijo in kondukcijo toplote omogoča masiven blok bakra. V primeru vrtljive anode takšna kondukcija toplote, ki se akumulira v anodnem krožniku ni zaželjena, saj bi poškodovala ležaje v motorju. Da bi preprečili poškodbe ležajev v motorju so proizvajalci rentgenskih cevi vstavili molibden v zožen del osi anode med anodnim krožnikom in rotorjem z ležajem.

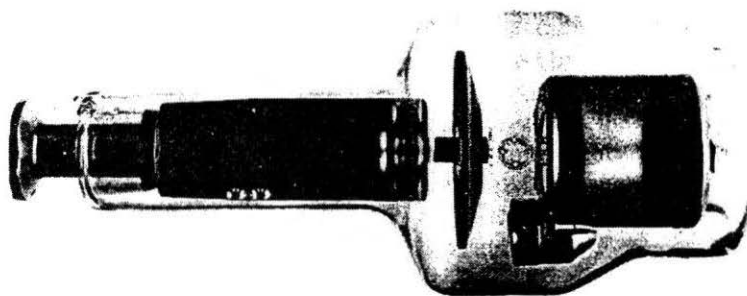
Molibden ima tališče 2600 °C in zelo slabo prevaja toploto. Molibden je primeren za zmanjšanje prevajanja toplote od tarče proti anodnemu ležaju. Z maso anodnega krožnika ne smemo pretiravati, saj povečuje inercijo anodnega krožnika. Daljši čas za doseganje primerne kotne hitrosti je odvisen od inercije anodnega krožnika. Toplotne razlike povzročajo, da površina anodnega krožnika postane hrapava in popokana. Zato tudi pri vrtljivih anodah uporabljamo zlitino 90 % volframa in 10 % renija.

Omenili smo, da je hitrost vrtenja anode okoli 9000 obratov na minuto. Z višjo hitrostjo dosežemo, da so delci na žariščni površini krajši čas izpostavljeni snopu elektronov. Če uporabljamo pri delu višje hitrosti vrtenja anodnega krožnika upoštevamo tri ukrepe, ki podaljšujejo življenjsko dobo rentgenske cevi. Prvi ukrep je skrajšanje osi anodnega krožnika. Tako zmanjšamo inercijo. Drugi ukrep je čimvečja razdalja med ležaji, ki ležijo na spodnji in zgornji strani osi anodnega krožnika. Zadnji ukrep je zmanjšanje inercije s čim nižjo težo anode. To smo dosegli s plastjo molibdena, ki je veliko lažji od volframa. Nekateri proizvajalci uporabljajo grafit. Grafit ni tako dober pri preprečevanju prevajanja toplote v okolico anode. Tako ohranja molibden prednost pri

uporabljanju pred grafitom. Anode, ki vsebujejo grafit se tudi hitreje segrejejo in niso uporabne pri večjih fokusih in daljših ekspozicijah.

Poleg vseh teh učinkov glede prevajanja toplote obstajajo anode, ki imajo na svoji površini brazde in razpoke. Namen le teh je, da ima kovina več prostora za raztezanje ob sprejemanju toplote. Z brazdami in razpokami zmanjšamo nevarnost, da pride do uničenja anodnega žariščnega traku oz. tarče. Zadnji del

anodnega krožnika je pokrit s temno snovjo, kot je na primer oglje. Oglje pripomore pri razporeditvi toplote po anodi.



Slika 1-8. Vrtljiva anoda.

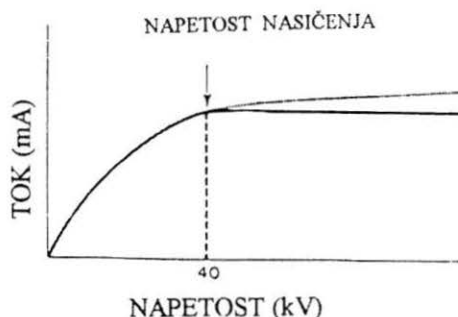
1.4. CEVI Z EKSPOZICIJSKO ELEKTRODO

Klasična rentgenska cev ima dve elektrodi in to sta katoda in anoda. Stikalo uporabljamo za začetek in konec procesa nastajanja x žarkov. Pri ceveh s t.i. ekspozicijsko elektrodo imamo možnost vključevanja in izključevanja toka skozi cevi tako hitro, kakor to potrebujemo. Tak primer imamo pri kinofluorografiji. Tretja elektroda se uporablja pri teh ceveh za kontrolo toka elektronov na poti od žariščne nitke do tarče. Ta tretja elektroda je žariščna čaša, ki obkroža žariščno nitko. Klasične rentgenske cevi imajo nitko in čašo elektronsko povezano. Žariščna čaša omogoča snopu elektronov, da konvergirajo v smeri proti tarči. Pri ceveh z notranjim omrežjem je žariščna čaša električno negativna v odnosu na žariščno nitko. Trenutna električna napetost med žariščno nitko in žariščno čašo proizvaja električno polje vzdolž snopa elektronov. To polje sili elektrone skupaj. Če je trenutna napetost dovolj visoka elektroni nehajo potovati

in se prekine električni tok v cevi. Tako je napetost med nitko in žariščno čašo lahko stikalo. Ker pa sta nitka in čaša zelo blizu, lahko že z niskimi napetostmi toka delujemo kot stikalo. Če želimo pri 105 kV imeti žarišče 0.3 mm, lahko cev vključujemo in izključujemo s pomočjo žariščne čaše. Razlika v napetosti med nitko in žariščno čašo je lahko 1500 V.

1.4.1. Napetost nasičenja

S segrevanjem žariščne nitke poizvajamo v prostoru ob nitki električni naboj. Ko imamo ustrezno napetost med anodo in katodo tako, da potujejo elektroni od žariščne nitke proti tarči, bo stekel tok v rentgenski cevi. Napetost med katodo in anodo, ki ni dovolj visoka, da pritegne vse elektrone iz žariščne nitke ustvarja rezidualni prostorski naboj (residual space charge). Vemo, da je od števila elektronov odvisna jakost toka.



Slika 1-9. Napetost nasičenja.

Na Sliki 1-9. opazimo, da imamo rezidualni naboj v prostoru, dokler ne zvišamo napetost med katodo in anodo na 40 kV. Napetost, pri kateri pride do nasičenosti toka, imenujemo napetost nasičenja (satuation voltage). Pri višanju napetosti med katodo in anodo nad 40 kV se zelo malo povečuje tok v cevi. Žariščna nitka se segreva z višanjem napetosti med katodo in anodo, zato imajo moderne rentgenske cevi upornik, ki deluje tako, da ob malem zvišanju napetosti med katodo in anodo malo zniža napajalni tok žariščne nitke in s tem vzdržuje konstanten tok v cevi.

1.4.2. Kvantna teorija

S pomočjo kvantne teorije si lahko razložimo reakcije, ki jih povzroča sevanje. Vse se je začelo, ko so raziskovali segrevanje črnega telesa. Iskali so formulo za emisijo v odvisnosti od valovne dolžine pri različnih temperaturah. Planck je dokazal, da atomi telesa oddajajo le količine energije v določenih paketih. To energijo je poimenoval kvant oz. foton. Fotoni potujejo s svetlobno hitrostjo. Frekvenca teh fotonov je od 10^{18} Hz do 10^{21} Hz. Količina energije fotona je odvisna od frekvence sevanja fotonov. Energije fotonov varirajo od 40 keV do 40 MeV in več. Valovne dolžine pri teh energijah so od 10^{-9} m do 10^{-12} m. Energijo fotona izračunamo, če pomnožimo njegovo frekvenco z Planck-ovo konstanto.

$$E = h \times n$$

E = energija fotona (eV) , h = Planck-ova konstanta (Js), n = frekvenca (Hz)

Planck-ova konstanta ima vrednost $h = 6.62 \times 10^{-34}$ Js (oz. 4.13×10^{-18} keVs). Vrednost konstante v keVs nam pomaga pri izračunu saj je enota, ki jo uporabljamo za energijo fotona elektronvolt (eV). Elektronvolt je tista energija, ki jo doseže elektron, če se premika med točkama z razliko potenciala 1V. Potencialna energija, ki jo je imel elektron v prvi točki je večja od tiste v drugi. Ta razlika potencialnih energij se pojavlja v obliki kinetične energije elektrona.

$$E = e \times V$$

E = kinetična energija,

$$e = 1.602 \times 10^{-19} \text{ C} ,$$

V = električni potencial

Elektron, ki se pod vplivom električnih sil premika med dvema točkama, ki imata razliko v potencialu 1V doseže kinetično energijo 1.602×10^{-19} J, kar je en elektronvolt. V nadaljnjem raziskovanju so prišli do povezave med energijo fotona in valovno dolžino fotona.

$$c = \lambda \times \nu \Rightarrow \nu = c/\lambda$$

$$E = h \times \nu$$

$$E = hc/\lambda$$

λ = valovna dolžina (m)

E = energija fotona (eV)

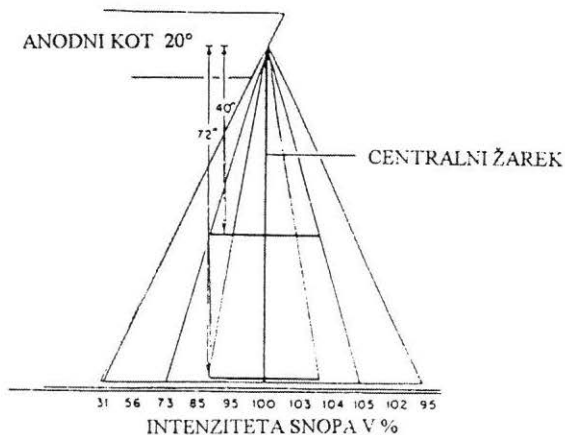
h = Planckova konstanta

c = svetlobna hitrost

Planckova konstanta in svetlobna hitrost sta konstanti, katerih produkt je prav tako konstanten (12.4 keVm, če uporabljamo enote keV za energijo).

1.4.3. Anodni efekt

Intenziteta snopa x žarkov, ki so zapustili cev ni enaka vzdolž različnih izstopnih smeri snopa. Izkaže se, da je intenziteta x žarkov odvisna od kota pod katerim prihajajo žarki iz cevi. Ta pojav imenujemo anodni efekt (heel effect).



Slika 1-10. Anodni efekt.

Na Sliki 1-10. vidimo, da je je intenziteta snopa x žarkov na anodni strani manjša. Tarča na anodi absorbira nekaj fotonov, tako je snop na tej strani slabše intenzitete. Če eksponiramo pod cevjo film, bomo videli, da je površina filma na anodni strani prejela manj žarkov, kot pa površina filma na strani

katode. Spoznanje o tej razliki lahko uporabimo pri slikanju delov telesa z različno debelino. Debelejši del telesa naj bi bil na strani katode. Hrbtenica se po tem načelu slika v AP (antero-posteriorni) projekciji, tako da je zgornji del hrbtenice na anodni strani, spodnji del hrbtenice pa na katodni strani. Z večanjem razdalje žarišče-film (FFD) je anodni efekt manjši. Opazili so tudi, da je manj opazen pri uporabi manjših formatov filmov. Intenziteta snopa x žarkov narašča in nato pada v smeri od centralnega žarka proti periferiji. Snop x žarkov s smerjo, ki je skoraj vzporedna poševni površini tarče na anodi ima nižjo intenziteto, ker se na tarči absorbira nekaj fotonov. Intenziteta snopa x žarkov na anodni strani cevi je odvisna od naklona tarče (anodni kot). Na Sliki 1-10. vidimo, da na katodni strani intenziteta najprej narašča in nato pada. Na anodni strani intenziteta žarkov samo pada. Nastala je nekakšna vrzel. To vrzel je povzročil anodni efekt. Snop x žarkov divergira, ko zapusti tarčo v smeri, ki jo ima centralni žarek. Če razdaljo FFD povečamo je anodni efekt manjši. Manjši je zato, ker z večjo razdaljo povzročimo, da na objekt pade manj žarkov. Podoben učinek zasledimo pri uporabi manjših kaset. Na manjšo kaseto pade manj žarkov. Centralni žarek je usmerjen pravokotno na kaseto. Intenziteta snopa x žarkov je bolj homogena ob centralnem žarku, kot pa na obrobju snopa x žarkov. To lahko ponazorimo s številkami. Če imamo razdaljo FFD 100 cm bo na anodna stran kasete prejela 73% relativne ekspozicije, katodna stran kasete pa bo prejela 105% relativne ekspozicije. Med obema relativnima ekspozicijama je 30% razlika. Če povečamo razdaljo FFD na 180 cm dobimo drugačne rezultate. Sedaj bo anodna strani kasete prejela 87% relativne ekspozicije, katodna pa 104% relativne ekspozicije. Tako smo zmanjšali razlike med relativnimi ekspozicijami.

1.4.4. Ohišje

Ohišje cevi je prevlečeno s svincem. Svinec absorbira primarne in sekundarne x žarke. Ti bi drugače višali jakost sevanja v okolici cevi. S tem bi imeli višjo absorbirano dozo pri pacientu in delavcu ter zamegljenost filma. Ohišje cevi mora ustrezati mednarodnim pogojem in nacionalnim standardom izdelave ter kvalitete, ne glede na proizvajalca. Ekspozicijska doza na razdalji 1 m ne sme presežati 100 mR v času ene ure po maksimalnem režimu. Ohišje se uporablja kot ozemljitev za visoko napetostne kable, ki prihajajo iz generatorja

in dovajajo cevi konstantno napetost. Da preprečimo kratek stik med ohišjem in temi kabli se med njimi nahaja tanek sloj mineralnega olja. To olje ima dobre lastnosti kot električni izolator in se hitro ohlaja. Olje oddaja toploto v okolico.

LITERATURA

T.S.Curry III, J.E.Dowdey, R.C.Murry, Christensen's Physics of Diagnostic Radiology, 4th edition, Philadelphia, Lea & Febiger, 1990

A.B.Wolbarst, Physic of Radiology, first edition, East Norwalk, Appelton & Lange, 1993

S.C.Bushong, Radiologic Science for Technologist, 5th edition, St.Louis, Mosby, 1993

E.Whaites, Essentials of Dental Radiography and Radiology, first edition, Edinburgh, Churchill Livingstone, 1992

D.M.Burns, S.G.G.MacDonald, Physic for Biology and Pre-Medical Students, first edition, Massachusetts, Addison-Wesley, 1970