Bajslabbet

Strålhygien och bildkvalité vid skitografi och andra löjligheter

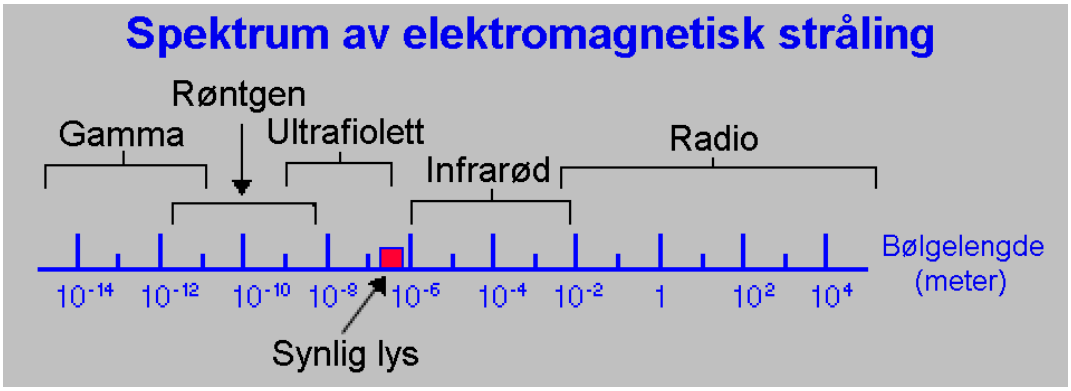
Sven Weum
Avdelning för exkrementell radiologi
Universitetssjukhuset Nord-Norge

Internundervisning 14. oktober 2004

RØNTGENSTRÅLER

Røntgenstråler er *elektromagnetiske stråler* på samme måte som radiobølger, mikrobølger, lys (infrarødt, synlig og ultrafiolett) og gammastråler. Elektromagnetiske stråler kjennetegnes ved at de

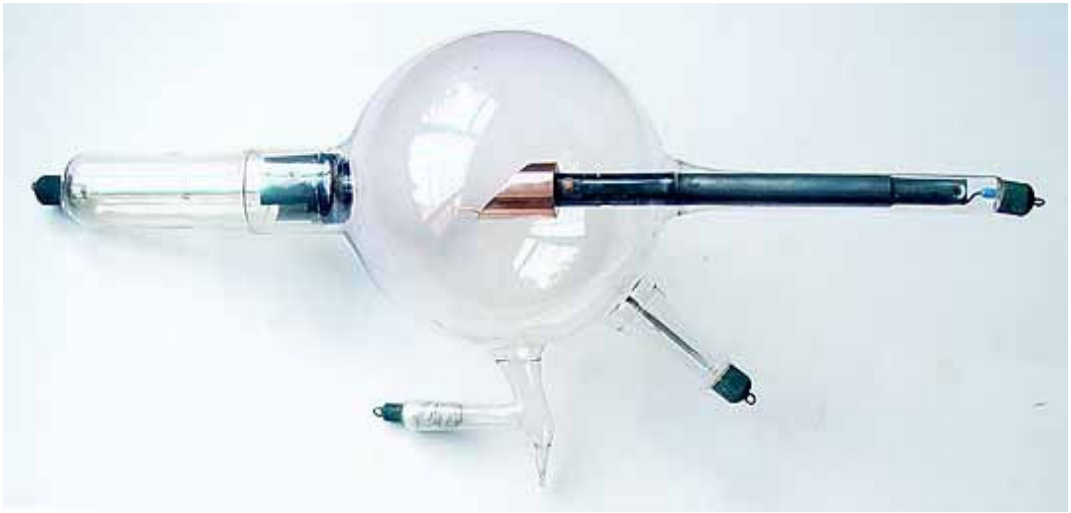
- ikke trenger noe medium for å spre seg
- sendes ut med både et magnetisk og et elektrisk felt
- har samme hastighet i vakuum og materie (300 000 000 m/s)
- beveger seg i rett linje
- kan vekselvirke med fysiske materialer slik at de absorberes eller spres
- oppfører seg både som bølger og partikler (fotoner)



Fotoner har en energi som er proporsjonal med frekvensen de sendes ut med. Fotoner med høy frekvens (og altså kort bølgelengde) har derfor høy energi og kan brukes til røntgendiagnostikk.

DANNELSEN AV RØNTGENSTRÅLER

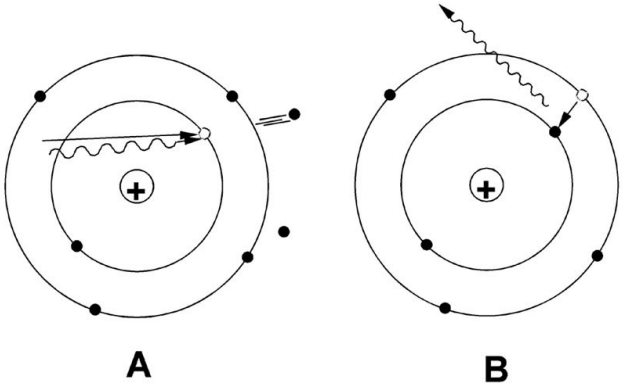
Wilhelm Röntgen oppfant røntgenrøret som kan omdanne elektrisk energi til røntgenstråler. Røntgenrøret kan bestå av et glassrør der luften er pumpet ut og inneholder en *katode* og en *anode*.



Katoden kan bestå av en glødetråd som gløder når man sender strøm gjennom den, på samme måte som i en lyspære. Når denne gløder vil det løsne elektroner fra overflaten som vil sveve rundt glødetråden. Ved å sette en høy elektrisk spenning på anoden vil de negativt ladede elektronene trekkes mot anoden med stor kraft. Elektroner løsner fra katoden og farer i vill fart mot anoden. Når elektronene kolliderer med anoden som er laget av metallet wolfram dannes det røntgenstråler.

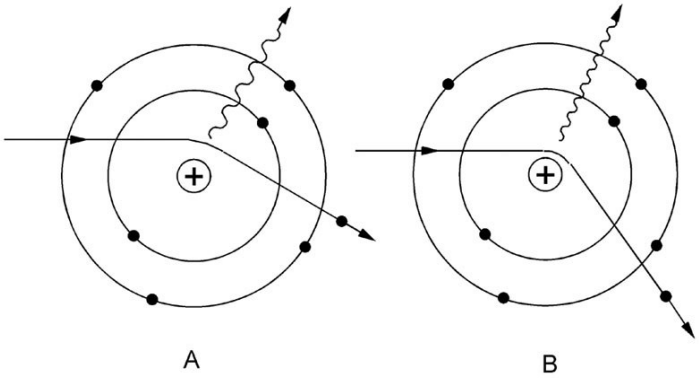
Røntgenstrålene kan dannes på prinsipielt to forskjellige måter:

1. Karakteristisk stråling



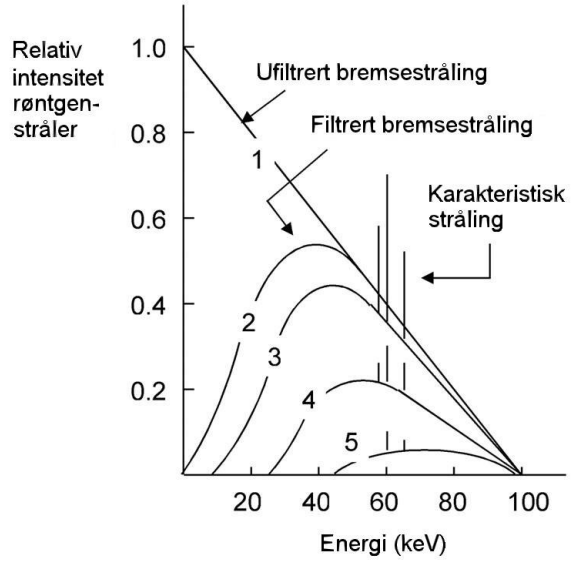
Det kolliderende elektronet reagerer direkte med et elektron som kretser rundt kjernen til et wolframatom slik at dette kastes ut av banen og erstattes av et elektron fra en av banene lengre ut i atomet. Atomet går da inn i en lavere energitilstand og sender samtidig ut et røntgenfoton med energi tilsvarende forskjellen mellom de to energitilstandene.

2. Bremsestråling



Det kolliderende eletronet passerer relativt nær kjernen til wolframatomet i anoden. Elektronet blir påvirket av kjernen slik at det bremses og forandrer retning. Bevegelsesenergien i elektronet blir mindre og det sendes ut et røntgenfoton med energi tilsvarende reduksjonen i elektronets bevegelsesenergi. Bremsestrålingen gir opphav til fotoner med alle mulige frekvenser, bare begrenset oppad av hvor høy elektrisk spenning som settes på anoden.

Begge disse typene stråling oppstår samtidig i røntgenrøret og et typisk frekvensspektrum kan se slik ut:



Som man kan se av denne figuren er det størst mengde fotoner med en energi tilsvarende omtrent en tredjedel av anodespenningen, det vil si 30 keV (kiloelektronvolt) med en anodespnning på 90 kV (kilovolt). I tillegg ses enkelte smale høye spisser i spekteret som tilsvarer antallet fotoner som er blitt til ved karakteristisk stråling (og som derfor har helt bestemte energinivåer).

EKSPONERINGSKONTROLL

Ved å variere **anodespenningen** kan man påvirke røntgenstrålenes energi. Jo høyere anodespenning, desto høyere stråleenergi. Høy spenning på anoden gir stråler med stor penetrasjonsevne som gir bilder med mindre kontrastrikdom. Lavere anodespenning gir stråler med mindre penetrasjonsevne som lettere lar seg absorbere av vevet. Dette gir bilder med flere kontraster.

Hvis vi endrer **rørstrømmen** kan vi påvirke hvor mange elektroner som går gjennom glødetråden i katoden, og dermed hvor mange elektroner som rives løs og farer mot anoden. Strømstyrke måles i Ampére (A) som betyr antall ladninger per tidsenhet. En ampére er definert som en Coulomb (1.602×10^{19} ladninger) per sekund. I røntgenrør måles rørstrømmen i mA (milliampére).

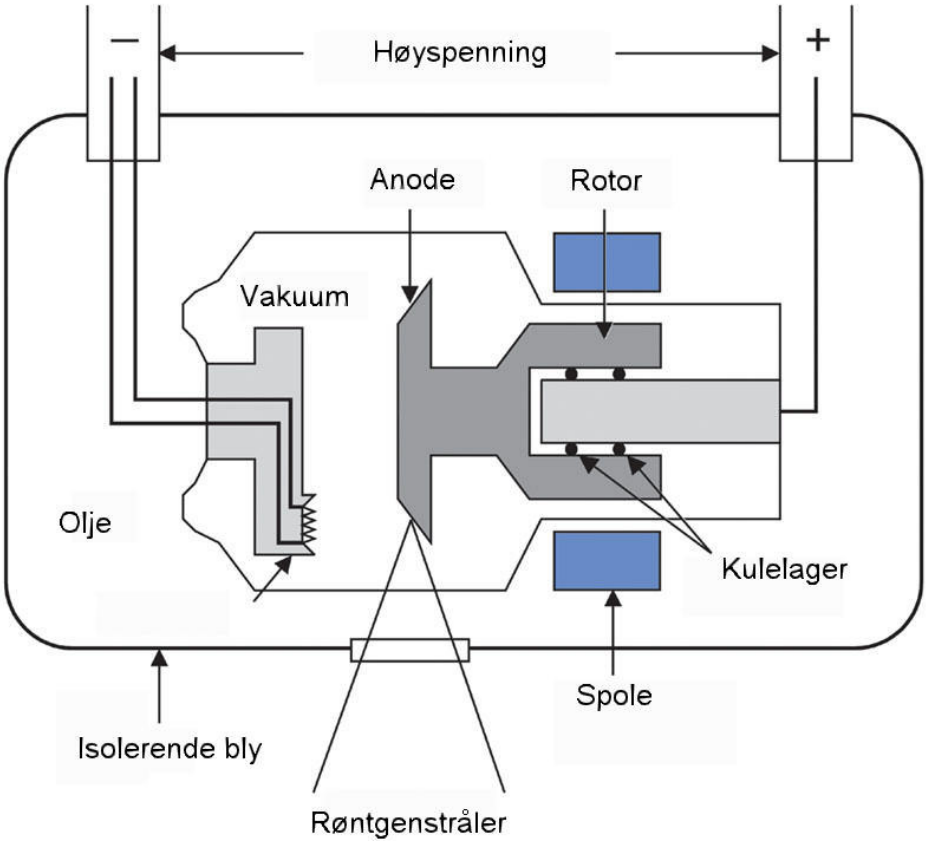
Ved å endre rørstrømmen skjer det altså ikke noe med fordelingen av fotoner med ulik energi, men vi kan bestemme hvor mange fotoner som skal sendes ut per sekund.

Den tredje parameteren vi må kontrollere for å få brukbare bilder er **eksponeringstiden**. Ved samme anodespenning og rørstrøm vil vi få dobbelt så mange fotoner gjennom pasienten hvis vi dobler eksponeringstiden. Når vi dobler rørstrømmen, kan vi halvere eksponeringstiden og fortsatt få like mange fotoner til å treffe detektoren eller billedforsterkeren. Det er produktet av rørstrøm i milliampére (mA) og eksponeringstid i sekunder (s) som benevnes **mAs**.

Stort sett alt moderne røntgenutstyr har automatisk eksponeringskontroll som tilpasser eksponeringstiden i forhold til anodespenning og rørstrøm slik at svertingen

av bildet blir riktig. Dette systemet ville fungert perfekt hvis hele kroppen hadde samme tykkelse og røntgentetthet. Men variasjonene i kroppen gjør at automatikken ikke alltid gir riktig eksponerte bilder, og da er det viktig å ha en viss forståelse for hvordan stråledosen tilpasses pasienten slik at man kan overstyre automatikken manuelt.

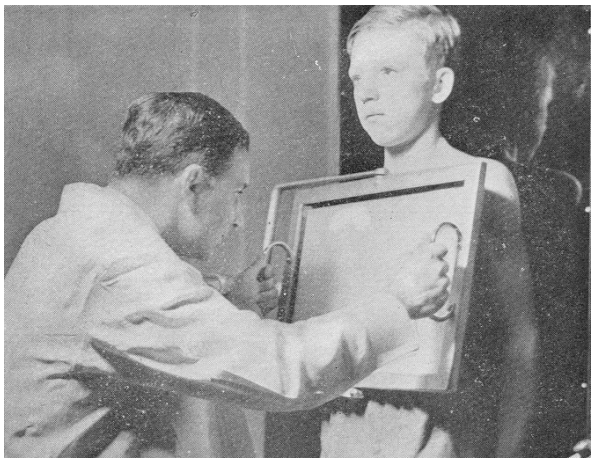
Det er bare omkring en prosent av den elektriske energien som omdannes til røntgenstråler, resten går tapt som varme. For at anoden ikke skal bli ødelagt av varmeutviklingen, har moderne røntgenrør vanligvis en skålformet anode som beveges rundt av en motor. På denne måten fordeles varmen over et større område og røntgenrøret kan produsere mer stråler uten at anoden ødelegges.



Ulike deler av kroppen har svært ulike fysiske egenskaper og gir ulike kontraster på røntgenbilder. I thorax har vi store kontraster helt fra benvev til luft. Vi kan bruke høy anodespenning og fortsatt få gode kontraster i bildet. Derfor er det er vanlig å bruke over 100 kV anodespenning ved røntgen thorax. Ved mammografi derimot, ser man etter små kontrastforskjeller i mammavevet der attenuasjonen varierer langt mindre enn i thorax. Derfor gjøres mammografi med betydelig lavere anodespenning, for eksempel omkring 25 kV.

Ved bruk av lav anodespenning vil hovedmengden av røntgenstråler har dårlig penetrasjonsevne, og en større del av stråledosen vil absorberes av pasienten. Derfor bør lav anodespenning bare brukes der man virkelig trenger dette for å oppnå bedre kontraster i vevet.

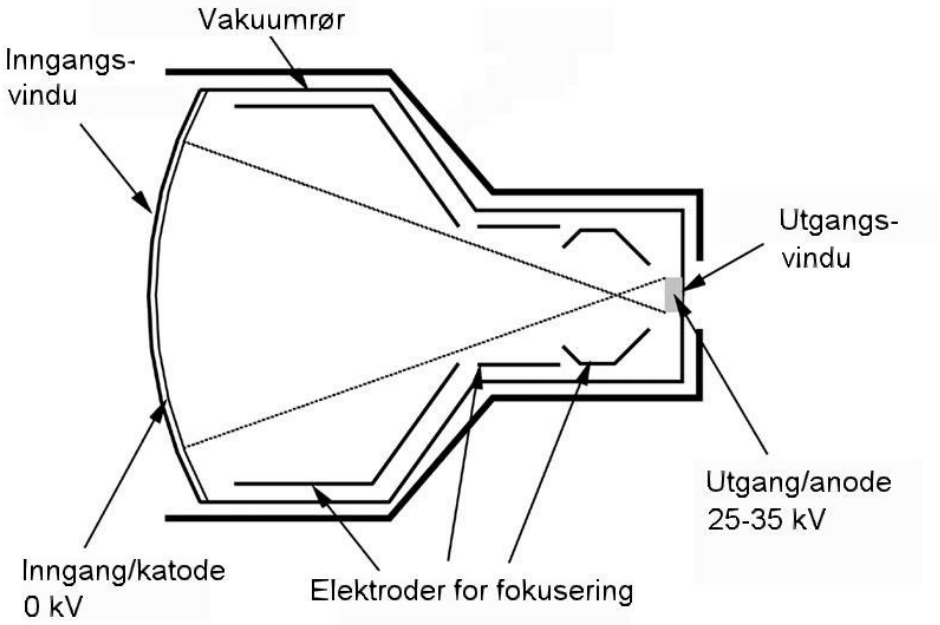
GJENNOMLYSNING



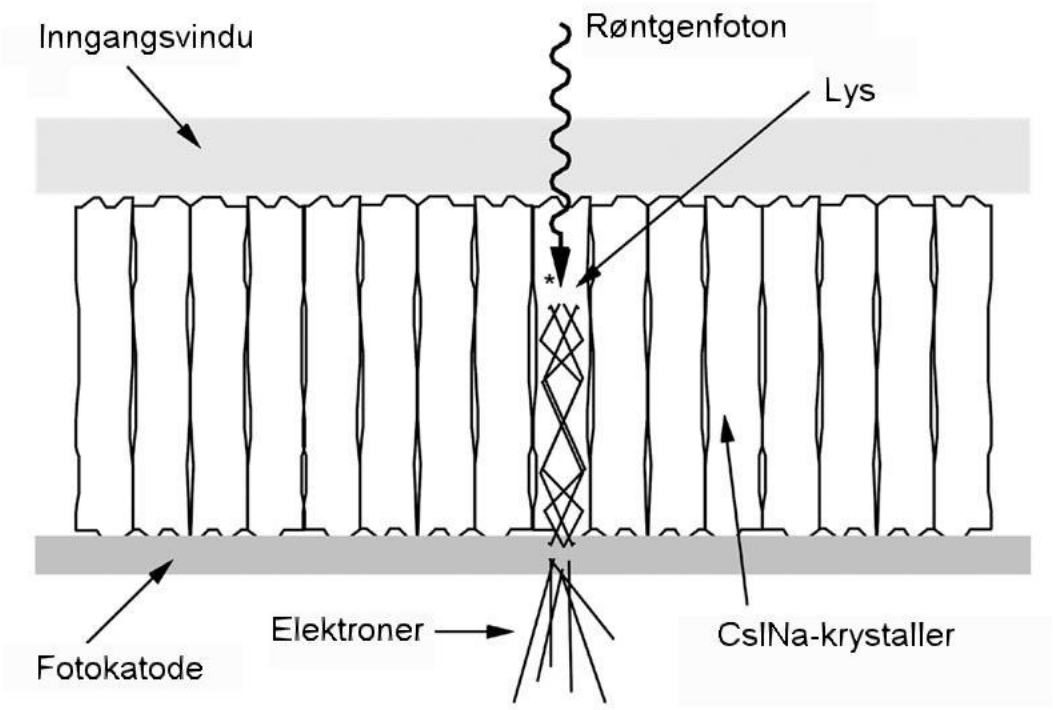
Ved en rekke røntgenundersøkelser brukes *gjennomlysning* der vi kan se levende bilder dannet av røntgenstråler. Teknikken for gjennomlysning er basert på at røntgenstråler ikke bare kan sverte film men også forårsake utskillelse av lys når strålene treffer en fosforplate. I radiologiens barndom undersøkte man pasienten i et mørkt rom og holdt opp en fosforplate mellom pasienten og radiologen.

Både for billedkvaliteten og strålehygienen var det et stort fremskritt da billedforsterkeren ble introdusert på 1950-tallet, og den har siden gått gjennom en mengde forbedringer. Fortsatt er billedforsterkeren mye brukt ved radiologiske undersøkelser, selv om flatdetektorer nok kommer til å ta billedforsterkerens plass i fremtiden.

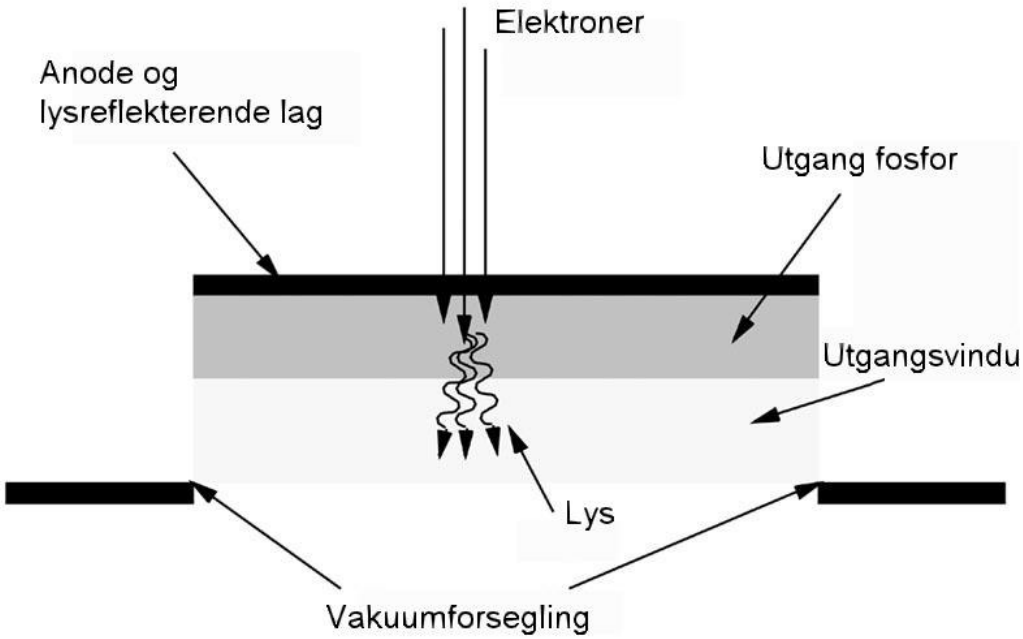
Selve billedforsterkeren består av en beholder av glass eller metall som er tømt for luft. På den ene siden finnes det en inngangsskjerm der røntgenstrålene kommer inn, og på den andre siden en utgangsskjerm der det dannes et bilde av lysende punkter som tilsvarer fordelingen av røntgenfotoner på inngangsskjermen.



På inngangssiden finnes det et lag med aluminium og et lag av krystaller som frigjør elektroner når de treffes av røntgenfotoner. Det er også et metallsjikt som fungerer som en katode (der minuspolen for høyspenningen er tilkoblet).



På utgangssiden finnes det et metallsjikt som fungerer som en anode og som er tilkoblet høyspenning (gjerne i området 25-35 kV). Den høye spenningen på anoden gjør at elektronene som frigjøres på inngangssiden akselereres kraftig og treffer utgangssiden med stor fart. Der finnes det også et lag med fosforiserende materiale som utstråler synlig lys når det treffes av elektroner.



Under utgangsskjermen finnes det et videokamera som avfotograferer bildet på den fosforiserende skjermen. Bildet fra videokameraet sendes til monitoren som vi ser på ved undersøkelsen og lagres i maskinens hukommelse når vi tar bilder.

STRÅLEHYGIENE OG BILLEDKVALITET

Målet med undersøkelsen er å fremstille de aktuelle organene på en slik måte at vi kan stille en korrekt diagnose. Da må vi ofte bruke gjennomlysning for å orientere oss eller vurdere bevegelse og funksjon i denne delen av kroppen. Ulempen med gjennomlysning er at røntgenrøret hele tiden produserer stråler med potensiale for å skade både pasienten og andre personer i rommet.

Hvis vi ikke har et bevisst forhold til strålehygiene, risikerer vi å utsette både pasientene og oss selv for unødvendig store stråledoser. Blyfrakker, thyroideabeskyttelse samt bly i vinduer og vegger er selvsagte beskyttelsestiltak for de ansatte ved røntgenavdelinger. Men det er også mange andre faktorer som bestemmer hvor stor stråledose pasienter og ansatte påføres ved undersøkelsene.

1. HOLD AVSTAND TIL PASIENTEN

Pasienten må bestråles for at vi skal kunne lage røntgenbilder, men stråler som treffer oss selv har ingen nytteverdi. Noen ganger må vi stå inne hos pasienten for å få gjort det vi skal, men hvis ikke dette er nødvendig er det ingen grunn til å utsette seg selv for stråling. Alle funksjonene til gjennomlysningsutstyret kan fjernstyres fra kontrollpanelet bak blyglassvinduet. Hvis vi må stå inne hos pasienten, bør vi huske på at stråledosen avtar eksponensielt med av avstanden til røntgenrøret. Et skritt tilbake kan bety halvering av stråledosen.

2. VELG RIKTIG INNBLENDING

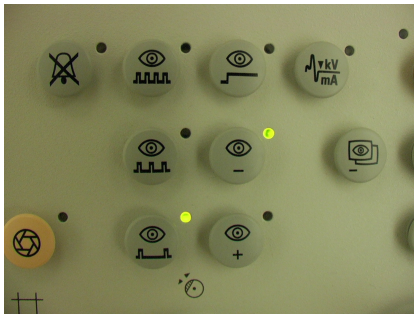
Det er ingen grunn til å bestråle mer av pasienten enn det vi trenger å ta bilde av. Ved å blende inn til halvparten så stort felt halverer vi ikke bare stråledosen til pasienten, men også til oss selv. I tillegg får vi bedre bilder både fordi eksponeringen blir riktigere og fordi vi unngår artefakter som oppstår på grunn av spredt stråling.

3 . SKRU NED RØRSTRØMMEN

I utgangspunktet er eksponeringsautomatikken innstilt slik at vi skal få best mulig bilde hele tiden. Det er bra hvis vi skal studere fine detaljer eller lagre gjennomlysningsbilder for senere granskning. Men dette er unødvendig luksus hvis vi bare skal orientere oss i anatomien, se om det er normal peristaltikk i tarmen eller avgjøre om kontrastmiddelet har kommet dit det skal. Da kan rørstrømmet ofte reduseres til en tiendedel (som igjen reduserer stråledosen

tilsvarende) uten at dette går utover kvaliteten på arbeidet vårt. Mange har med rette respekt for stråledosen ved eksponeringer men glemmer kanskje at stråledosen ved gjennomlysning også kan bli veldig høy. Hvis man gjennomlyser med automatisk eksponeringskontroll kan dosen i løpet av bare 5-10 sekunder bli like høy som ved en eksponering.

4. BRUK LAV PULSFREKVENS HVIS DET ER MULIG



Fra et strålehygienisk perspektiv er det svært fordelaktig om man har tilgang på utstyr som bruker pulset i stedet for kontinuerlig gjennomlysning. Da kan man ta et enkeltbilde som strålemessig tilsvarer kontinuerlig gjennomlysning i mindre enn ett tiendedels sekund når man ikke har behov for levende bilder. Og ved undersøkelse av for eksempel peristaltikk kan man ofte klare seg med en lav pulsfrekvens og likevel få med seg om det er patologi.

5. BEGRENS GJENNOMLYSNINGSTIDEN

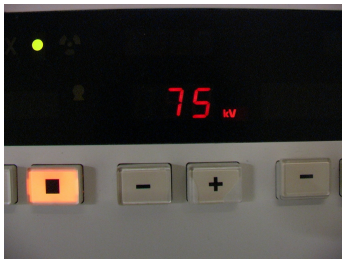
Uerfarne radiologer trenger oftest mer gjennomlysningstid enn mer erfarne kollegaer for å utelukke patologi og få tatt de bildene de trenger. Men det er viktig å ha et bevisst forhold til å redusere gjennomlysningstiden så mye som mulig. Vi blir ikke alltid klokere av å se på det samme området i minutt etter minutt. Som oftest er det bedre å konferere med en mer erfaren kollega enn å gjennomlyse uforholdsmessig lenge.

6. TA GODE BILDER MED HØY OPPLØSNING

Ståledosen vi gir til pasienten bør utnyttes så godt som mulig. Derfor kan det være fornuftig å lagre gjennomlysningsbilder hvis disse viser det vi trenger å se. Men vi må også ta gode eksponeringer for å fremstille eller utelukke patologi. Riktig innblending er en forutsetning, men det er også viktig å ta vare på alle detaljene som er i bildet. På de fleste gjennomlysningslaboratorier kan man velge hvilken oppløsning bildene skal lagres med. Husk at et bilde på 1024 x 1024 punkter teoretisk kan inneholde fire ganger så mye informasjon som et bilde på 512 x 512 punkter. Med mindre man skal lagre serier med mange gjennomlysningsbilder, er det ingen grunn til å velge dårligste oppløsning når vi skal lagre eksponerte bilder. Selv om kameraet i

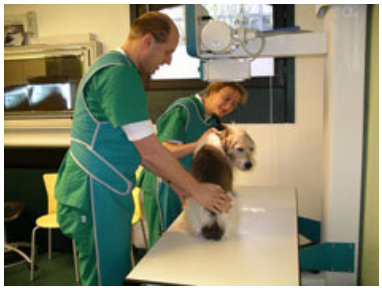
billedforsterkeren ikke har en oppløsning på så mye som 1024 linjer, så vil en matrise på 512 x 512 fort bli en begrensning for billedkvaliteten. Det er bedre å ta noen få virkelig gode bilder enn flere dårlige. Med moderne flatdetektorer kan man få betydelig bedre oppløsning på gjennomlysningsbildene. Da kan eksponeringer ofte unngås til fordel for lagrede gjennomlysningsbilder.

7. IKKE BRUK LAVERE ANODESPENNING ENN NØDVENDIG



Noen ganger må vi redusere anodespenningen for å få bedre kontrastoppløsning i bildet. Men vi må da øke rørstrømmen relativt mye i forhold til hvor mye vi reduserer anodespenningen. Ved lavere kV er det en større del av strålene som absorberes av pasienten og stråledosen blir totalt sett større.

8. BRUK IKKE OVERRØR MER ENN NØDVENDIG



Dersom man har C-bue bør man unngå å bruke overrør med mindre dette er helt nødvendig. Mengden spredt stråling opp i rommet blir mye større når strålekilden står over pasienten enn om den er under. Stråledosen totalt til pasienten blir den samme uansett om røret står på rygg- eller magesiden. Men når strålene går fra rygg til mage vil en større del av stråledosen absorberes i ryggmuskulaturen enn i tarm og gonader som er mer følsomme for stråleskader. Så det å bruke røret under pasienten og billedforsterkeren over er fordelaktig både for pasienten og radiologen.