

STRALENBESCHERMING in de klassieke radiologie. **Analoog en digitaal.**

Dr. J. Geens
ZOL.

Organisatie van de tekst:

Na enkele woorden over het ALARA principe en het woord dosis worden de belangrijkste gemeenschappelijke elementen van röntgentoestellen besproken. De inspanningen van de fabrikanten worden in het kort bekeken. Het belang van de evolutie van analoge naar digitale radiologie wordt toegelicht. De keuze van de opnameparameters wordt besproken, evenals algemene aandachtspunten en beschermingsmiddelen tijdens de opnames. Tevens is een korte schets van wettelijke verplichtingen bijgevoegd. De tekst is beperkt en is gericht op praktische stralenbescherming. Een literatuurlijst is bijgevoegd voor geïnteresseerden.

Wat bedoelen we met klassiek in de radiologie? De term verwijst naar de radiologische onderzoeken zoals ze van oudsher worden uitgevoerd na de ontdekking van de röntgenstraling. Dit in tegenstelling tot de nieuwe onderzoekstechnieken (CT, MRI, Echografie) die mogelijk werden door de computertechniek. De klassieke röntgenopnames geven tweedimensionale projectiebeelden (schaduwbeelden) van het menselijke lichaam terwijl de andere technieken tweedimensionale doorsnedes maken.

In de radiologie beschikken we over radiografie en radioscopie: statische en dynamische onderzoeken en interventies.

We kunnen foto's maken en we kunnen doorlichten, zowel in de grafie als de scopie gebruiken we röntgenstralen.

Onze bedoeling is zoveel mogelijk nuttige informatie te verzamelen zonder de patiënt of onszelf schade toe te brengen, liefst tegen een minimale prijs en zonder te vervallen in iconografie. We passen het **ALARA- Principe** toe: As Low As Reasonably Achievable. Het principe betekent dat we het aantal onderzoeken beperken tot de onderzoeken die medisch verantwoord zijn en dat we voor deze onderzoeken de minimale dosis gebruiken. De minimale dosis die nodig is voor een opname is die welke nog een opname toelaat waarop de radioloog een diagnose kan stellen zonder informatie verlies. De ideale dosis is dus niet altijd de dosis welke tot een prachtige opname leidt. Dat dit principe belangrijk is blijkt al uit de cijfers van het RIZIV. In 2001 werden alleen in België al meer dan 16.000.000 radiografische verrichtingen uitgevoerd. Zelfs met minimale doses is dit een belangrijke bestraling van onze bevolking.

Het aantal onderzoeken is sindsdien alleen maar in stijgende lijn gegaan, zie de fig. 1 'evolutie aantal radiologische onderzoeken.

Aantal onderzoeken en uitgaven in de medische beeldvorming van 2002 t.e.m. 2007

	2002	2003	2004	2005	2006	2007
Aantal onderzoeken	27.570.451	28.301.854	29.198.706	29.439.739	29.889.602	30.766.812
Uitgaven	701.550.428	749.688.006	855.127.599	902.588.728	866.399.703	918.235.286

fig 1: evolutie aantal radiologische onderzoeken sinds 2002. Cijfers van RIZIV.

Berekeningen van de NCRP (National Council on Radiation Protection) tonen dat de stralingsbelasting per persoon op 25 jaar verdubbeld is in de USA. Uitsplitsen naar de stralingsbronnen (zie fig.2 en 3) laat zien dat de hoofdbrok hiervan de medische toepassingen van röntgenstraling is. De grootste wijziging gedurende de laatste jaren is de exponentiële groei van het aantal CT onderzoeken. Het aantal CT onderzoeken is in de USA vertwintigvoudigd tussen 1980 en 2006: van 3 miljoen naar 67 miljoen. Het is wel zo dat de medische toepassingen –in tegenstelling tot de omgevingsstraling- niet evenredig verdeeld zijn over de bevolking maar vooral bij de oudere en zieke populatie gebruikt worden.

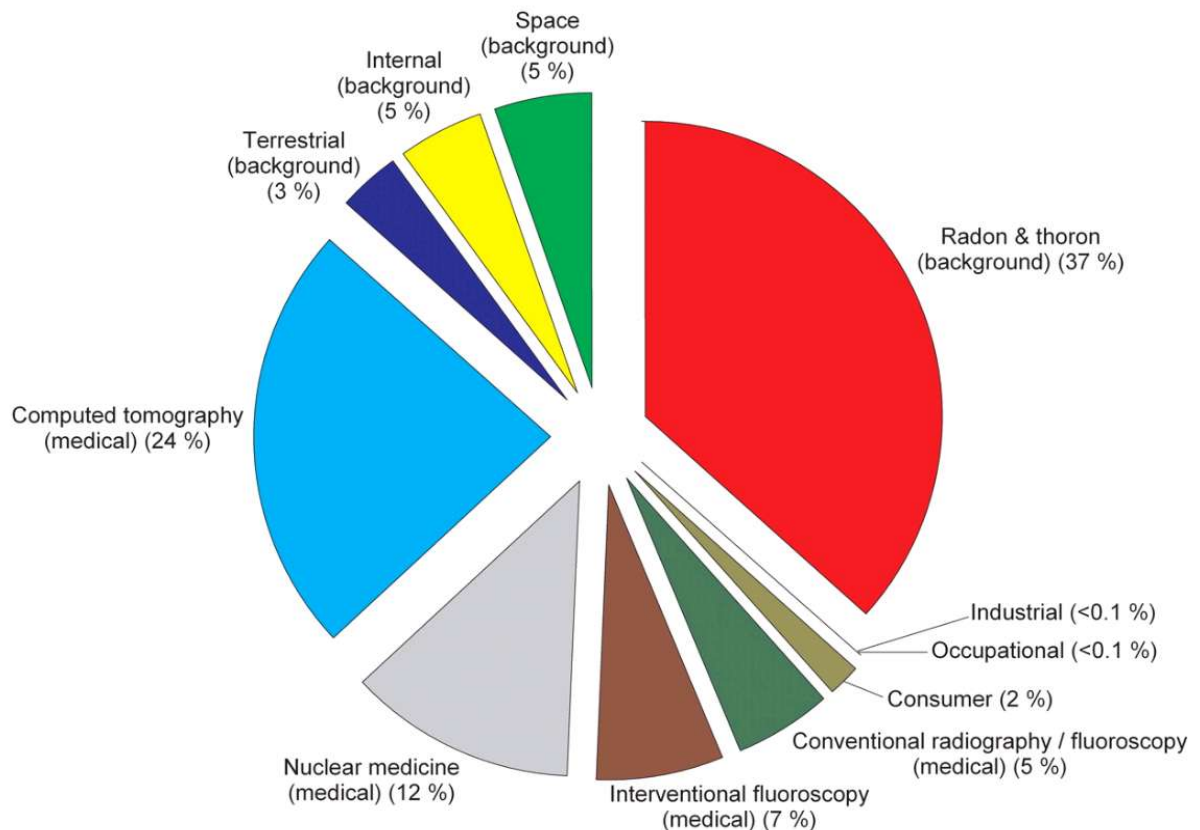


fig 2. Collectieve effectieve dosis voor alle categorieën van expositie in 2006, in overeenstemming met de NCRP (National Council on Radiation Protection) report in 2006

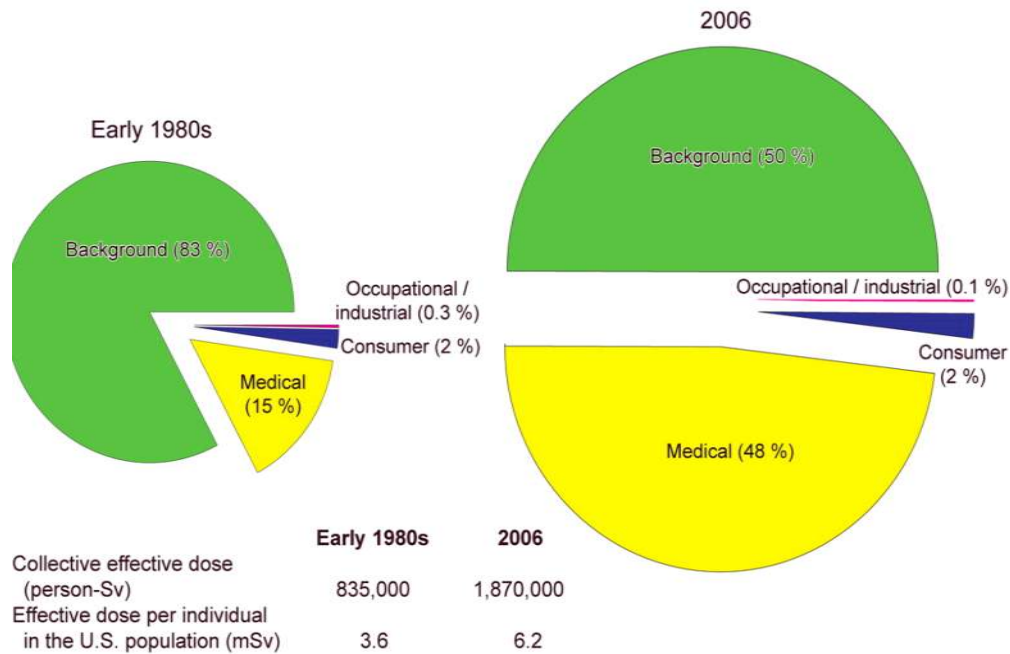


fig 3. Blootstelling van de populatie van de USA aan ioniserende straling in de vroege jaren '80 en in 2006 in overeenstemming met het NCRP rapport nr. 160.

Dosis is de grootte waarmee we de hoeveelheid straling aangeven. We kunnen er echter verschillende zaken mee benoemen. Meestal bedoelen we in deze cursus geabsorbeerde dosis. Dit is echter een grootte die niet praktisch is om te gebruiken. In de praktijk gebruiken we dan ook het woord dosis om de stralingshoeveelheid aan te geven die door de röntgenbuis uitgezonden wordt (buisdosis) en die kan gemeten worden door de nu wettelijk verplichte DAP-meters (Dosis Area Product). De dosis wordt uitgedrukt in Gray of mGy met als afgeleide de Gy/s, het dosistempo. Andere dosisbegrippen welke nogal courant voorkomen zijn: intrededosis of huiddosis, uittrededosis, orgaandosis, effectieve dosis en totale dosis. De effectieve dosis (geabsorbeerde dosis in lichaamsweefsels) wordt uitgedrukt in Sievert (mSv). De maximaal toegestane effectieve dosis is door de wetgever gereguleerd, zie fig4. De effectieve dosis wordt geregistreerd via de badge welke beroepshalve blootgestelde personen bij zich moeten dragen.

INDIVIDUEN	DOSISLIMIETEN
Beroepshalve blootgestelde personen Leerlingen en studenten 18 en ouder	Effectieve dosis: 20 mSv / 12 glijdende maanden. Equivalent dose: Huid en extremiteiten: 500 mSv:12 gm Ooglen: 150 mSv / gm

Publiek.	Effectieve dosis: 1mSv /jaar. Equivalentente dosis: Huid: 50 mSv /jaar Oog lens: 15 mSv: jaar
Leerlingen en studenten van 16 tot 18j.	Effectieve dosis: 6mSv /jaar. Equivalentente dosis: Huid dosis en extremiteiten: 150 mSv / jaar. Oog lens: 50 mSv
Het ongeboren kind	1mSv over de duur van de zwangerschap.

Fig4: dosislimieten. Deze jaarlijkse dosislimieten zijn geen "dosiskredieten"; zij zijn te beschouwen als de limiet van wat nog tolereerbaar is. Ze zijn niet van toepassing voor patiënten, hun naaste familie die ermee instemt hen te begeleiden en /of te helpen, of voldoende geïnformeerde vrijwilligers in het kader van het onderzoek.

Adult Effective Doses for Various Diagnostic Radiology Procedures		
Examination	Average Effective Dose (mSv)	Values Reported in Literature (mSv)
Skull	0.1	0.03–0.22
Cervical spine	0.2	0.07–0.3
Thoracic spine	1.0	0.6–1.4
Lumbar spine	1.5	0.5–1.8
Posteroanterior and lateral study of chest	0.1	0.05–0.24
Posteroanterior study of chest	0.02	0.007–0.050
Mammography	0.4	0.10–0.60
Abdomen	0.7	0.04–1.1
Pelvis	0.6	0.2–1.2
Hip	0.7	0.18–2.71
Shoulder	0.01	...
Knee	0.005	...
Other extremities	0.001	0.0002–0.1
Dual x-ray absorptiometry (without CT)	0.001	0.001–0.035
Dual x-ray absorptiometry (with CT)	0.04	0.003–0.06
Intravenous urography	3	0.7–3.7
Upper gastrointestinal series	6*	1.5–12
Small-bowel series	5	3.0–7.8
Barium enema	8*	2.0–18.0
Endoscopic retrograde cholangiopancreatography	4.0	...

* Includes fluoroscopy.

Tabel: voorbeeld van dosissen welke gegeven worden tijdens radiologische onderzoeken. De dosis varieert met een factor 1000 van 0.01 tot 10 mSievert tussen de verschillende radiologische onderzoeken.

De elementen van de röntgentoestellen die we in het kort bespreken zijn de röntgenbuis, de strooistralenrooster, de beeldversterker en de detectoren.

De toestellen (fig. 5) welke ter onze beschikking staan voor radiografie en -scopie hebben de stralingsbron gemeen, namelijk de **röntgenbuis** (fig. 6). Deze zullen we wat uitgebreider bekijken.



Fig. 5 beeld van röntgenstatief met tafel, bedienings paneel en generator.

Het generatorgedeelte en de tafel, d.w.z. het hoogspanningsgedeelte dat nodig is voor de werking van de röntgenbuis en het tafelgedeelte, het bedieningspaneel en het patiëntenbed vallen buiten de interesse van deze cursus en worden niet besproken.



Fig. 7. Röntgen buizen, links met draaiende anode, rechts met vaste anode.

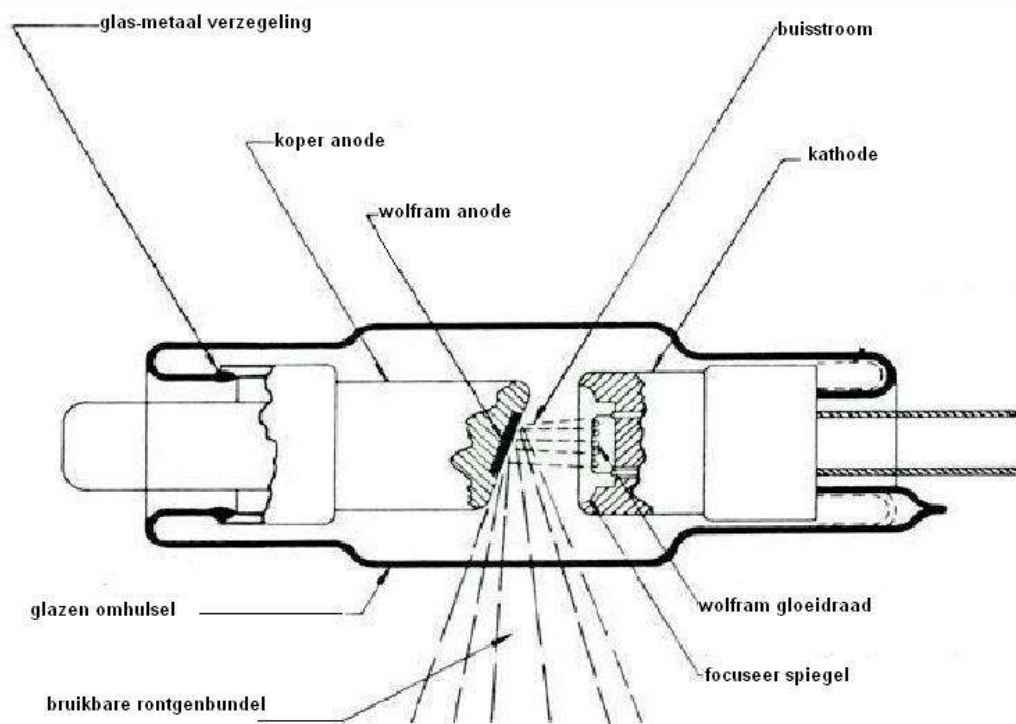


Fig. 7a buisschema.

Een **röntgenbuis** (fig. 7) is een elektronenbuis die ontwikkeld is door Coolidge in 1912 in plaats van de tot dan toe gebruikte ionenbuizen. Het was de verdienste van Coolidge dat hij in de röntgenbuis als kathode een wolframdraad-spiraal aangebracht had die kan gloeien door een elektrische stroom. Door de verhitting zendt dit metaal elektronen uit (thermische elektronenemissie). De hoeveelheid elektronen welke uitgezonden worden neemt toe naarmate de temperatuur van het gloei-element hoger wordt. Op die wijze kan de hoeveelheid uitgezonden elektronen door een variatie in de gloeistroom worden geregeld: door een laagspanningstransformator, de zogenaamde gloeistroomtransformator, wordt er stroom van 3 tot 8 ampère bij een spanning van 7 tot 20 volt door de gloeidraad gezonden. Zolang er geen spanning is aangelegd tussen anode en kathode blijven de geëmitteerde elektronen als een elektronenwolk om de kathode zweven. Wordt de anode op een positieve spanning gebracht ten opzichte van de

kathode door een aangelegde hoogspanning, dan worden de elektronen die aan de kathode vrijkomen door de anode aangetrokken. Tijdens het elektronen bombardement wordt de energie van de elektronen omgezet in warmte en röntgenstraling. De elektronen zullen met des te meer snelheid en dus ook met meer energie bij de anode aankomen-en röntgenstraling opwekken- naarmate het spanningsverschil tussen de kathode en de anode groter is en de elektronen niet door botsing tegen gasmoleculen gehinderd worden. Wat dus nodig is om röntgenstralen te produceren in de elektronenbuis is een zeer hoge spanning, een gloeistroom en een vacuüm in de buis.

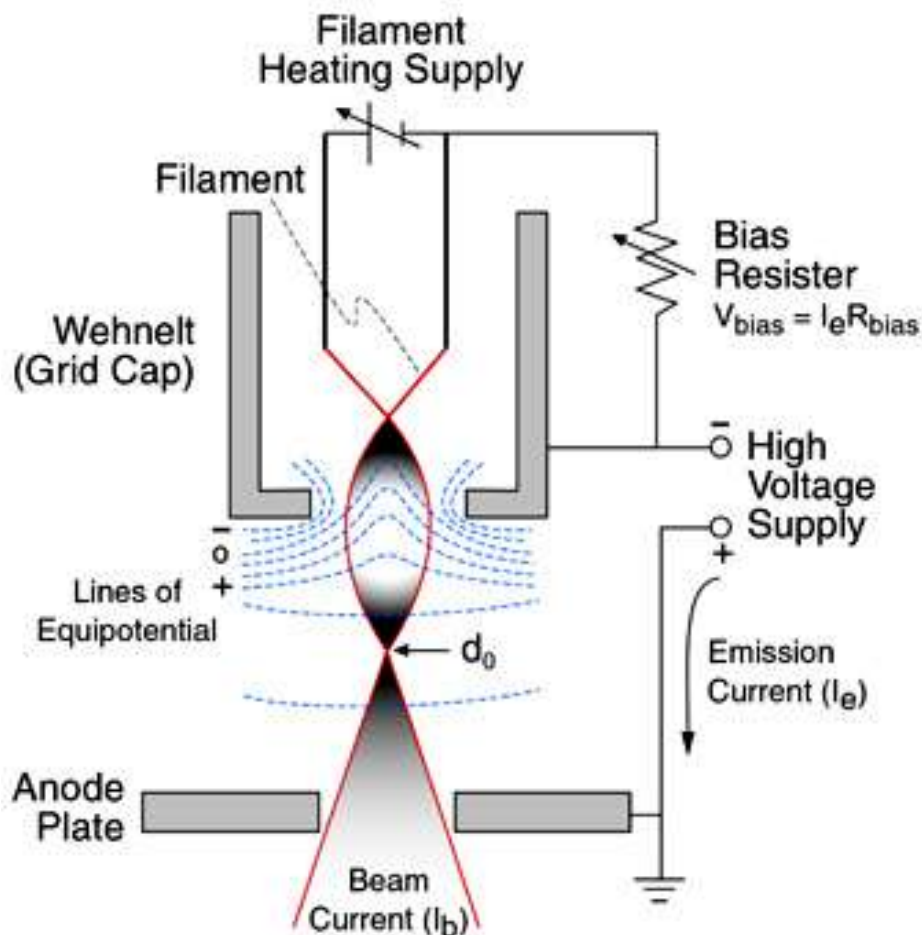


Fig. 7b Wehnelt elektrode.

Om de geometrische onscherpte zo laag mogelijk te houden is een zo klein mogelijke focus nodig op de anode. De bundel elektronen('buisstroom') die de kathode verlaat is inhomogeen door de verschillende (thermaal geïnduceerde) snelheden van de elektroden en door de onderlinge afstoting van de elektronen. De elektronenwolk ('ruimtelijke lading') rondom de kathode is breed en veroorzaakt een brede bundel röntgenstraling bij inslag op de anode. De elektronenbundel die inslaat op de anode wordt gefocust op de anode door plaatsen van een extra electrode tussen de kathode en de anode. Deze Wehnelt-electrode zorgt door een negatieve spanning ten opzichte van de kathode voor een bundeling van de elektronenwolk zodat een kleinere

focus op de anode mogelijk is en de productie van röntgenstraling door de uitgezonden elektronen zo hoog mogelijk is.

Verhogen van de negatieve spanning tussen de kathode en de Wehnelt electrode tot 2Kv blokkeert de elektronenstroom volledig. Dit stop-effect wordt gebruikt om zeer korte pulsen en belichtingstijden te verkrijgen in fluoroscopie, digitale subtractie angiografie, CT en pediatrie toepassingen.

Een anode is bij starten van het toestel koud. Het anodemateriaal is dan zeer bros en ze dan aan een bombardement van elektronen onderwerpen met een hoge buisspanning veroorzaakt snelle slijtage en beperkte levensduur. Een goede maatregel is telkens als de buis afgekoeld is, zoals 's morgens en na de middagpauze of na een langere periode van inactiviteit een korte doorlichting met lage intensiteit uit te voeren om de anode op bedrijfstemperatuur te brengen.

Röntgenbuizen met intensief gebruik (angiografie, CT) hebben nu een andere design (vb. Straton buizen van Siemens) met rotatie van de volledige buis - en niet alleen de anode - om een betere warmte afgifte te bereiken. Ze zijn ontworpen om continu te roteren gedurende de ganse werktijd. De grootste warmteproductie in een röntgenbuis wordt veroorzaakt door het voorbereiden van de buis bij opnames en als een buis continu draait is er geen warmteproductie door het voorbereiden van de buis.

Elke röntgenbuis heeft zijn eigen emissiekenmerken. De gegevens van elke buis, zogenaamde **nomogrammen**, kunnen bij de fabrikanten verkregen worden, de administratieve specificaties van de buizen staan op het buisomhulsel.



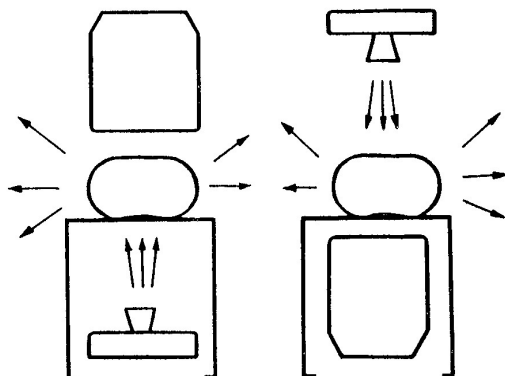
Fig. 8 buisgegevens.

Het buisomhulsel op zich is niet alleen een verpakkingsmateriaal (fig. 8). Wanneer we de buis bekijken, zijn er 3 potentiële gevaren aan verbonden, in eerste instantie het gekende stralengevaar waar deze cursus over gaat, maar ook een hoogspanningsgevaar en thermisch gevaar. Het hoogspanningsgevaar is bij de moderne röntgenbuizen volledig verdwenen omdat dit metalen omhulsel volledig geaard is en de hoogspanningsverschijnselen zich uitsluitend in dit omhulsel afspelen. Bij de inslag van de elektronen op de anode treedt een enorme temperatuurstijging in de anode op. Deze warmteontwikkeling moet worden afgevoerd. In de moderne buizen wordt dit door oliekoeling verkregen. De olie situeert zich tussen de buis en het buisomhulsel. Lekken of koelingsproblemen kunnen zware brandwonden veroorzaken bij patiënten of bedieningspersoneel.

De hoeveelheid warmte die een buis kan verwerken wordt eveneens opgegeven door de fabrikant in de nomogrammen(, d.w.z. in de karakteristieken van de buis): warmtedissipatiecapaciteit in H.U., **H**eat **U**nits Röntgenbuizen zijn inefficiënt, slechts 1% van de energie in de buis wordt omgezet in straling, 99% wordt omgezet in warmte.

Door de fabrikant van de toestellen worden al uitgebreide voorzieningen voor stralenbescherming van zowel patiënt als personeel genomen. Het volledig **loodomhulsel** van de buis zorgt voor afscherming van de stralenbron op het kleine buisvenster na, waarlangs de gewenste straling de buis kan verlaten. Door de fabrikant wordt een extra **buisfiltering** van 2 à 3 mm aluminium geplaatst om de zachte componenten uit het stralenmengsel te filteren die niet meedoen aan de beeldvorming. Ook de **opstelling van de röntgenbuis** ten opzichte van de patiënt is van belang: een opstelling van de röntgenbuis onder de tafel met de registratieapparatuur boven de tafel is qua

stralenveiligheid voordelig ten opzichte van de opstelling met de buis boven de patiënt en de registratie onder de patiënt.



Door de afname van het aantal maagdarmonderzoeken is het gebruik van deze tafels echter afgenomen zodat deze nu vrijwel niet meer aangekocht worden.

De afstand van focus tot tafelblad (**film-focusafstand of FFA**) mag

beslist nooit kleiner zijn dan 40 cm omdat de huiddosis van de patiënt dan te hoog oploopt. De afstand van de focus tot de tafel mag echter niet te hoog oplopen gezien de intensiteit van de straling omgekeerd evenredig met het kwadraat van de afstand afneemt zodat bij een grotere afstand tussen focus en object de uitgezonden hoeveelheid straling vergroot moet worden om hetzelfde beeld te krijgen: stijgen van de buisbelasting.

Door de fabrikant worden **diafragma's** in het diafragmahuis (collimator) onder de röntgenbuis geplaatst zodat de effectief gebruikte bundel in afmetingen

beperkt kan worden tot het interessegebied (fig. 9).



fig 9 diafragmahuis(of collimator) met diafragmaregeling en lichtvizierknop.

De diafragma's zijn in de lengte en de breedte verstelbaar. Nu worden door De fabrikanten op de modernere toestellen nog **bijkomende filters** geleverd, welke in en op het diafragmahuis worden geplaatst (fig. 10). Deze filters zijn in alle richtingen instelbaar. Ze nemen zo de zwakkere röntgenstralen welke niet essentieel tot het beeld bijdragen weg (fig. 11).

Fig. 10 effect Cu-filtering op de karakteristieke straling.

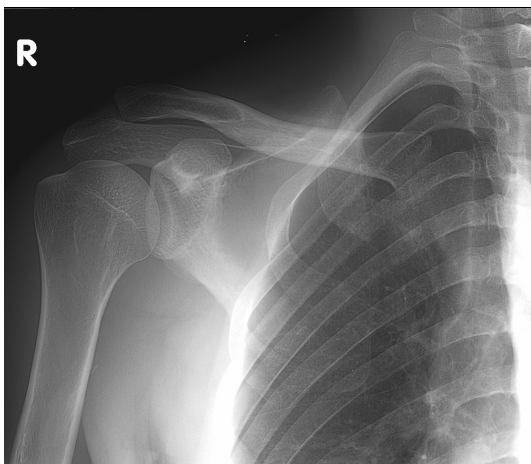
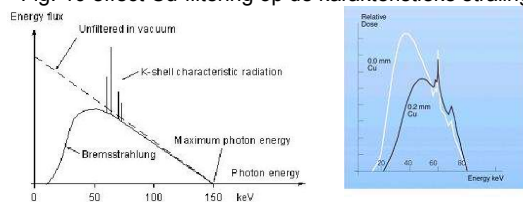
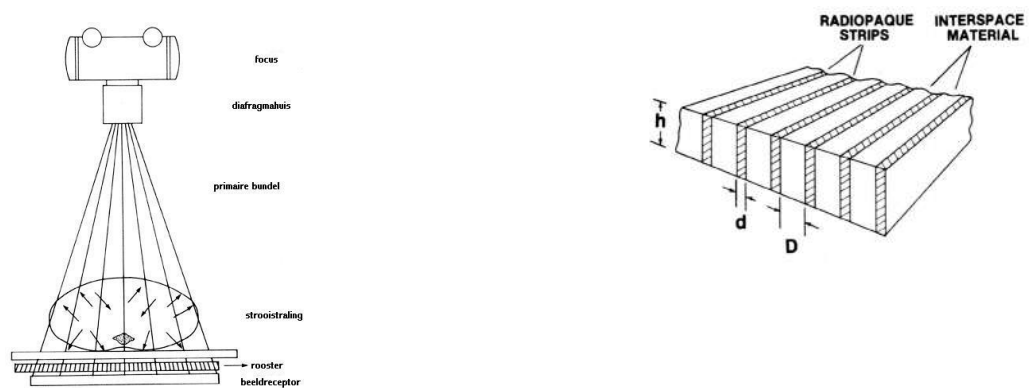


Fig 11 opname zonder en met regelbare filtering

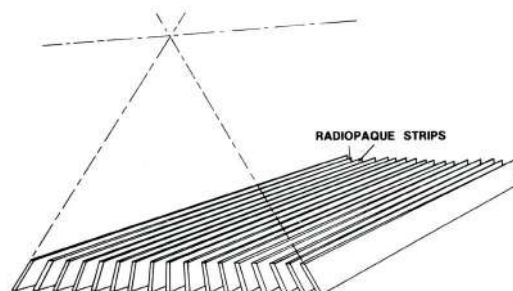
In de tafels worden achter de patiënt **bucky -roosters (stroostralenroosters)** geplaatst welke de kwaliteit van de afbeeldingen moeten bevorderen. Het gebruik van een stroostralenrooster (grid of antidiffusierooster, fig.12) is een van de meest efficiënte methoden om stroostraling te reduceren. Het stroostralenrooster of bucky -rooster berust op de overweging dat de stroostraling in tegenstelling tot de primaire straling in alle richtingen verloopt.

Fig. 12 stroostralenrooster.



Het stroostralenrooster (fig.13) dat tussen de patiënt en de film wordt geplaatst is opgebouwd uit een groot aantal zeer dunne loden lamellen die naast elkaar gerangschikt zijn en door een materiaal dat de röntgenstraling slechts weinig absorbeert (hout, kunststof en in sommige gevallen licht metaal) op hun plaats worden gehouden. Dit materiaal moet ervoor zorgen dat de lamellen in de juiste stand en op de juiste afstand van elkaar blijven.

Fig. 13 stroostralenrooster.



De vlakken van de lamellen zijn in 1 richting volgens evenwijdige lijnen gerangschikt, in de richting loodrecht daarop zijn ze convergerend gericht op

een rechte lijn die boven de middellijn van het rooster evenwijdig aan het vlak ervan verloopt. De lamellen zijn dus niet evenwijdig, maar hellend ten opzichte van elkaar. De afstand van deze rechte lijn tot het rooster wordt de focus of richtafstand van het rooster genoemd.

De focus van de röntgenbuis bevindt zich gewoonlijk op deze lijn boven het midden van het rooster, dus boven het snijpunt van de diagonalen op de richtafstand. Men noemt dergelijke roosters gefocusseerde roosters.

De beeldvormende, primaire stralen gaan - omdat ze in een rechte lijn van het focus komen - tussen de loden lamellen door voor zover ze niet juist op de smalle kant van de lamellen vallen.

De meeste stroostralen echter worden opgevangen en geabsorbeerd door de lamellen tenzij de hoek die ze met de primaire stralenrichting vormen zeer klein is en zij dus vrijwel in dezelfde richting lopen als de primaire straling. In dat laatste geval loopt de stroostraling evenwijdig aan de lamellen en treedt gesuperponeerd op de primaire straling uit de ruimten tussen de lamellen en bereikt zo de film.



Fig. 14 stroostralenroosters, gemonteerd in wandstatief.

De focusafstand staat genoteerd op het rooster zelf (fig.14).

Deze focusafstand geeft ook meteen een nadeel van het rooster aan: indien de buis op een grotere of kleinere afstand van de tafel staat dan de focus van het rooster, valt de primaire röntgenbundel niet precies tussen de lamellen in en krijgt men op de film een zijdelings afnemende zwarting: vignet-effect.

Indien deze roosters stil blijven staan krijgt men een storend lijnenbeeld in het röntgenbeeld. Dit is o.a. te zien wanneer men een opname met losse cassette en rooster neemt, bijvoorbeeld bij opnames met de losse lamp en cassettes met rooster in de traumakamer. Om deze storende lijnen te vermijden worden de roosters tijdens de opnamen bewogen in een richting loodrecht op de lamellen, waardoor de afbeelding van de lamellen vervaagt. De afstand waarover dit rooster bewogen moet worden om de afbeelding van de lamellen te vervagen is des te kleiner naarmate de lamellen dichter bij elkaar gelegen zijn en dunner zijn. De roosterkwaliteit wordt bepaald door de ratio: de verhouding van de hoogte van de verschillende lamellen tot de afstand tussen de verschillende lamellen. Hoe hoger de ratio van de hoogte van de lamellen op de afstand tussen de lamellen, hoe meer stroostraling tegengehouden wordt.

Deze roosters filteren de stroostraling grotendeels weg, doch een gedeelte

van de primaire straling wordt eveneens weg gefilterd zodat een relatieve onderbelichting van de films aanwezig is. De relatief sterkere verzwakking van de uittredende straling vereist dan langere belichtingstijden. De dosis met buckyrooster neemt toe met een factor 2 tot 5. Antidiffusieroosters betekenen altijd een hogere dosis, wel met een betere beeldkwaliteit als gevolg. Een gevolg hiervan is dat opnames waar weinig stroostralen vanuit het te onderzoeken lichaamsdeel verwacht worden best zonder stroostralenrooster gemaakt worden. Dit is zo bij opnames van klein skelet zoals handen en voeten en vooral bij pasgeborenen en baby's.

De fabrikanten besteden steeds meer aandacht aan stralenbescherming en reductie en nemen ook niet-verplichte maatregelen.

Siemens heeft bijvoorbeeld het CARE-programma dat een aanzienlijke stralenreductie voor patiënten inhoudt.

Carematic : automatische aanpassing van de opname parameters aan de fluoroscopische waarden.

Carefilter: pre filtratie aangepast aan de absorptie van röntgenstraling door de patiënt.

Carevision : keuze tussen beeldsnelheden (beelden/sec tijdens scopie) afhankelijk van de applicatie vb. interventionele onderzoeken. M.a.w. minder beelden per seconde geeft ook minder dosis voor de patiënt.

Careprofile: Het laatste doorlichtbeeld (LIH: Last Image Hold) wordt vastgehouden. Collimatie en filterplaatsing kunnen uitgevoerd worden op het laatste doorlichtbeeld.

Careposition : op het LIH beeld kan herpositionering uitgevoerd worden zonder opnieuw te doorlichten.

Caremax - Carewatch: ingebouwde dosismeter die continu de oplopende dosis meet tijdens het onderzoek en registreert tijdens het onderzoek.

Ook de andere firma's hebben dergelijke programma's maar ze hebben telkens een andere naam.

Van het ogenblik dat een uitgezonden röntgenbundel doorheen de patiënt gepenetreerd is of in de patiënt opgenomen wordt, kan een registratie van deze bundel op **detectoren** worden uitgevoerd. Deze detectie kan leiden tot scopie op een scherm of tot grafie op dragers.

De klassieke **radioscopie** werd in vroegere tijden uitgevoerd met een fluoroscopiescherm dat bestaat uit een kartonnen bord waarop kristallen aangebracht werden die fluoresceren of oplichten tijdens doorlichting. Dit type doorlichting is volledig verboden onder EEG richtlijnen en vervangen door beeldversterkingstechnieken.



Fig.15 Beeldversterker onder röntgentafel

De **beeldversterker**(fig. 15 en 16) bestaat essentieel uit een grote luchtledige glazen buis met een ingangs- en een uitgangsscherm. Hetingangsscherm bevat een fluorescentiescherm dat onder invloed van röntgenstralen gaat oplichten en de röntgenquanten worden omgezet in het fotonen. Door een tegen het fluorescentiescherm aangelegde kathode wordt het licht omgezet in electronen. Deze elektronen worden onder invloed van een hoogspanningsveld tussen anode en kathode (25kV)versneld en op het uitgangsscherm geschoten. Er worden veel meer lichtfotonen aan het uitgangsscherm geproduceerd dan er binnenkomen aan hetingangsscherm. Door het reduceren van het oppervlak van het uitgangsscherm ten opzichte van hetingangsscherm en door de elektronische versterking wordt de lichtintensiteit met een factor 10.000 vergroot wat toelaat de dosis röntgenstraling te verlagen. Aan de beeldversterker kan een televisieketen en beeldversterkerfotografie en cinematografie gekoppeld worden wat snelle opnames met lage dosis toelaat.

De fluorescopen zijn meestal begrensd tot dosiswaarden van 100 mGy per minuut. Een standaarddosis voor een normaal gebouwde man tijdens doorlichting is bijvoorbeeld 30 mGy / min. Langdurige doorlichting van bijvoorbeeld 30' kan al dosissen opleveren van 900 mGy tot 1500mGy wat al tot huidletsels kan leiden.

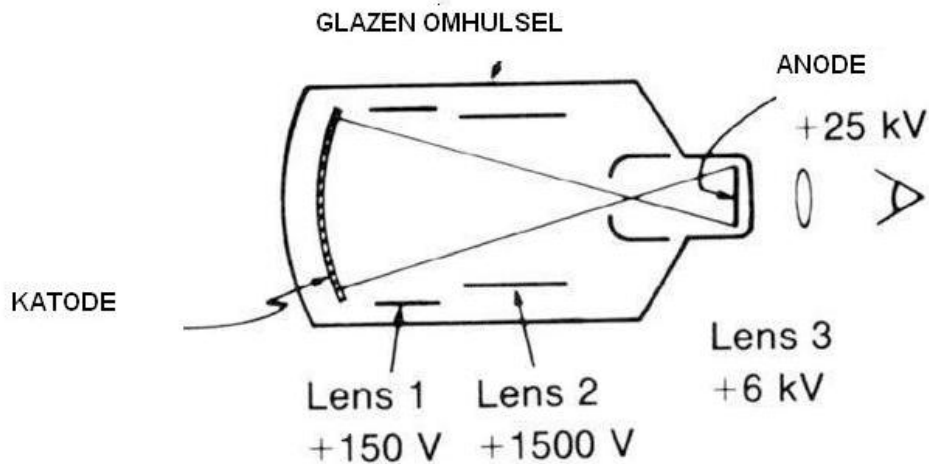


Fig. 16 Beeldversterkerschema: de energie omzetting gaat als volgt: röntgenquanten-lichtfotonen-electronen-lichtfotonen.

Wat betreft de **radiografie**- het vastleggen van de beelden- wordt op dit ogenblik nog dikwijls de klassieke combinatie van *cassette met film - scherm combinatie* gebruikt. Röntgenfilm op zich is vrij ongevoelig voor röntgenstraling: er wordt slechts een minimale zwarting van de film verkregen door rechtstreeks invallende röntgenstraling, slechts 5% van de straling wordt omgezet in een beeld en de rest gaat verloren. Om de beeldopbrengst te vergroten, worden in de cassette tegen de film aan 1 of 2 **versterkingsschermen** geplaatst.(fig. 17 A-B)

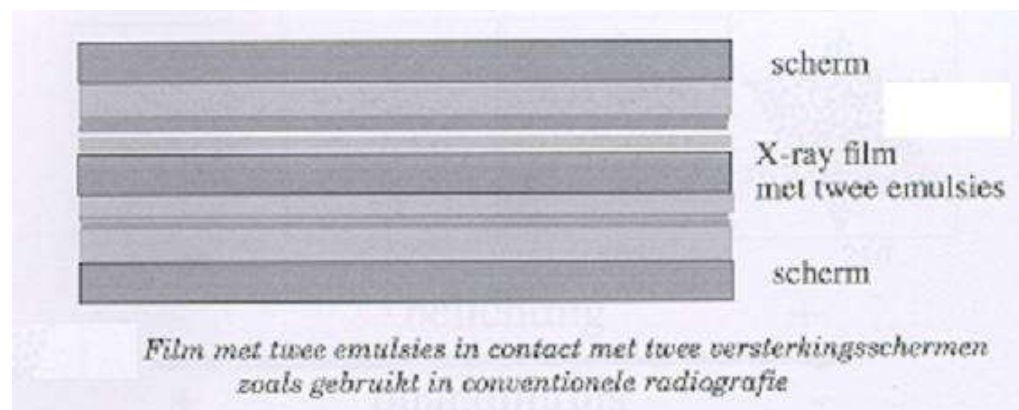


fig 17 A

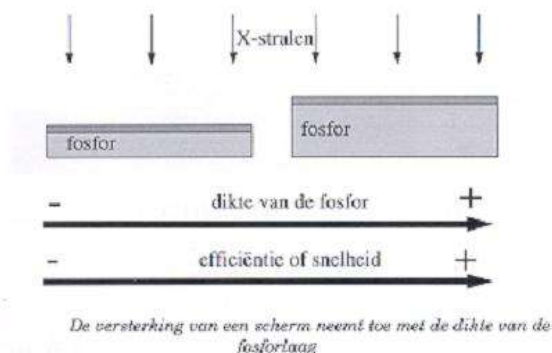


Fig. .17 B
fig 13A en B: versterkingsschermen.

De versterkingsschermen zorgen voor een grote lichtopbrengst die niet alleen afhangt van de dikte van het scherm maar ook van de energie van de invallende straling. Een nadeel van het gebruik van deze schermen is echter dat de scherpte van het beeld (fig. 18) afneemt met de dikte van het scherm,

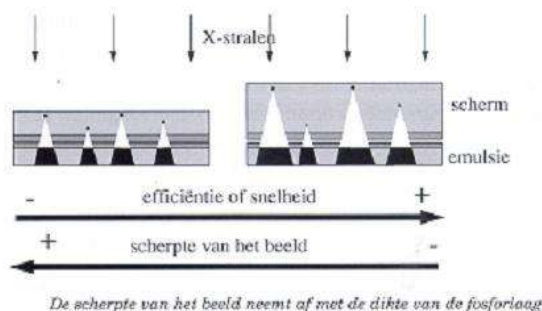


Fig. 18: beeldonscherpte door het versterkingsscherm.

Zodat afhankelijk van de vereisten van het onderzoek snelle schermen gebruikt zullen worden of minder snelle. Bijvoorbeeld een maagonderzoek met peristaltiek in de maag vraagt een onderzoek met een sneller scherm om bewegingsonscherpte te vermijden; mammografie of extremiteiten onderzoeken vragen scherpere beelden zodat een dun, minder snel werkend scherm gebruikt wordt.

Digitale detectoren:

Een relatief nieuwe manier om beelden te maken in radiografie is de digitale radiografie. Deze techniek met digitale detectoren is echter razendsnel de oude film-scherm combinaties aan het verdringen en een aantal fabrikanten van röntgenfilms is al volledig omgeschakeld naar de digitale techniek. Er kunnen twee types detectoren gebruikt worden in de digitale techniek. Een eerste type is de **foto gestimuleerde luminescentie detector (indirecte digitale radiografie)**, waarbij een fosforplaat wordt belicht in een cassette. Deze cassette wordt in een leesapparaat door een fijne laserbundel punt voor punt afgetast. De luminescentie die hierbij geproduceerd wordt ter hoogte van elk punt, wordt gemeten, gedigitaliseerd en in een computersysteem opgeslagen. Synoniemen voor foto gestimuleerde luminescentiedetectoren zijn 'storage phosphors (SP), digital luminescence radiography (DLR) en photostimulable luminescence (PSL)'.

Een tweede type is **direct elektronisch leesbare detectoren**. Deze hebben het voordeel dat ze rechtstreeks verbonden zijn met het computersysteem dat het beeld opslaat, verwerkt en toont op een hoge resolutiemonitor.

Het stralingsrendement van de digitale technieken ligt veel hoger dan bij de analoge techniek. De film-scherm combinatie gebruikt slechts 5% van de doorgaande stralenbundel, de fosforplatentechniek (indirecte detectoren) gebruikt 50%, de directe digitale techniek 98%.

De digitale beelden kunnen nog **postprocessing** ondergaan. Door elektronische bewerking kunnen foutjes zoals een relatieve overbelichting, verkeerde letteraanduidingen of zelfs verkeerde namen op de foto's worden gecorrigeerd zodat hernemen van de opnames sterk gereduceerd is, wat uiteraard in het belang van de patiënt is. Door de vlotte archivering en reproduceerbaarheid worden minder herhalingsonderzoeken uitgevoerd. De beelden kunnen door de PACS-systemen (Picture Archiving and Communication Systems) naar de aanvragers verstuurd worden. Ze blijven ook ter beschikking voor controle, voor tweede mening, voor verzekeringen en juridische doeleinden.

Door het gemak waarmee de opnames genomen, ontwikkeld en opgeslagen worden bestaat de verleiding om meer opnames te maken dan vroeger waardoor de totale dosis van het onderzoek weer omhoog gaat.

Een ander nadeel van digitale radiografie is meer techniek gebonden. Waar vroeger de parameters voor een opname relatief beperkt waren (belichting, film-scherm keuze, ontwikkelapparatuur) zijn nu ongeveer 130 parameters (gaande van belichting tot look-uptabellen, contrastregeling, en ruisonderdrukking) softwarematig te regelen vooraleer een diagnostisch beeld tevoorschijn getoverd wordt. Hiervoor zijn nu in toenemende mate ook externe mensen nodig zoals applicatiespecialisten, fysici en IT'ers. Communicatie, bijscholing en kwaliteitscontrole worden veel belangrijker omdat de techniek nu multifactorieel geworden is en van meer mensen afhangt.

Zijsprongetje: winst voor milieu.

De film-scherm techniek vereist het gebruik van ontwikkel- en fixeer- en spoelvlloeistof om de belichte film leesbaar te maken. Deze vloeistoffen zijn milieuonvriendelijk. De recuperatie en verwerking van de restproducten is onderworpen aan strenge wettelijke voorschriften. Voortdurende verbeteringen van de procedures hadden al gezorgd voor volumereductie van deze afvalproducten. Door omschakeling naar de digitale radiologie is het gebruik van ontwikkel- en fixeerproducten in een verder dalende lijn gegaan. Na volledige digitalisatie zullen deze producten niet meer gebruikt worden in de radiologie.

Digitale beelden worden opgeslagen in Picture Archiving and Communication Systems –PACS-. Films als dragers van het beeld zijn overbodig geworden. De verontreiniging door zilverjodide van de filmen zou in de toekomst moeten afnemen en stoppen na het opruimen van de oude filmarchieven en dossiers.

Een ander verhaal moet verteld over jodium- en bariumhoudende intraveneuze en parenterale vloeistoffen die in de radiologie gebruikt worden.

De verontreiniging van het milieu door deze stoffen wordt niet gestopt door omschakeling van de analoge techniek naar digitale techniek. Contraststoffen worden intraveneus of parenteraal toegediend om versterking van de dichtheitsverschillen te bekomen. Vb opnames van een ERCP. De blanco opname a laat wel een stent in de galwegen zien maar geen andere details. De opname na contrasttoediening, opname b laat de gedilateerde galweg zien en de galsteen.

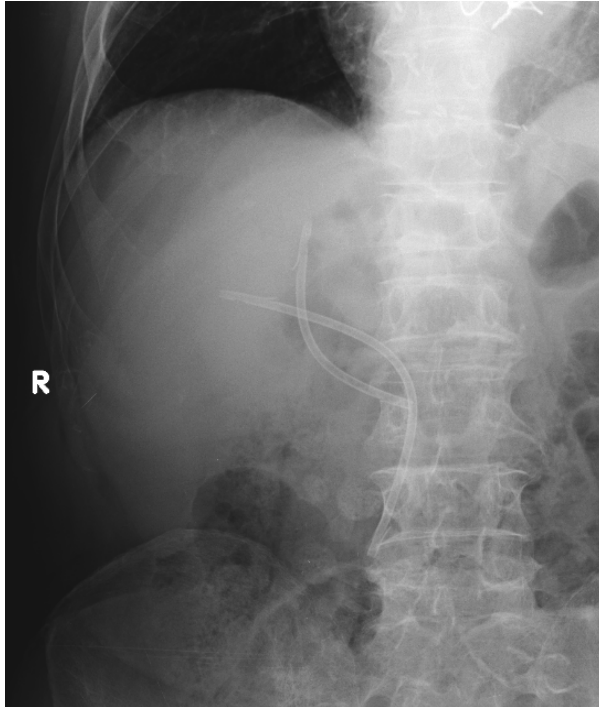


Fig. A

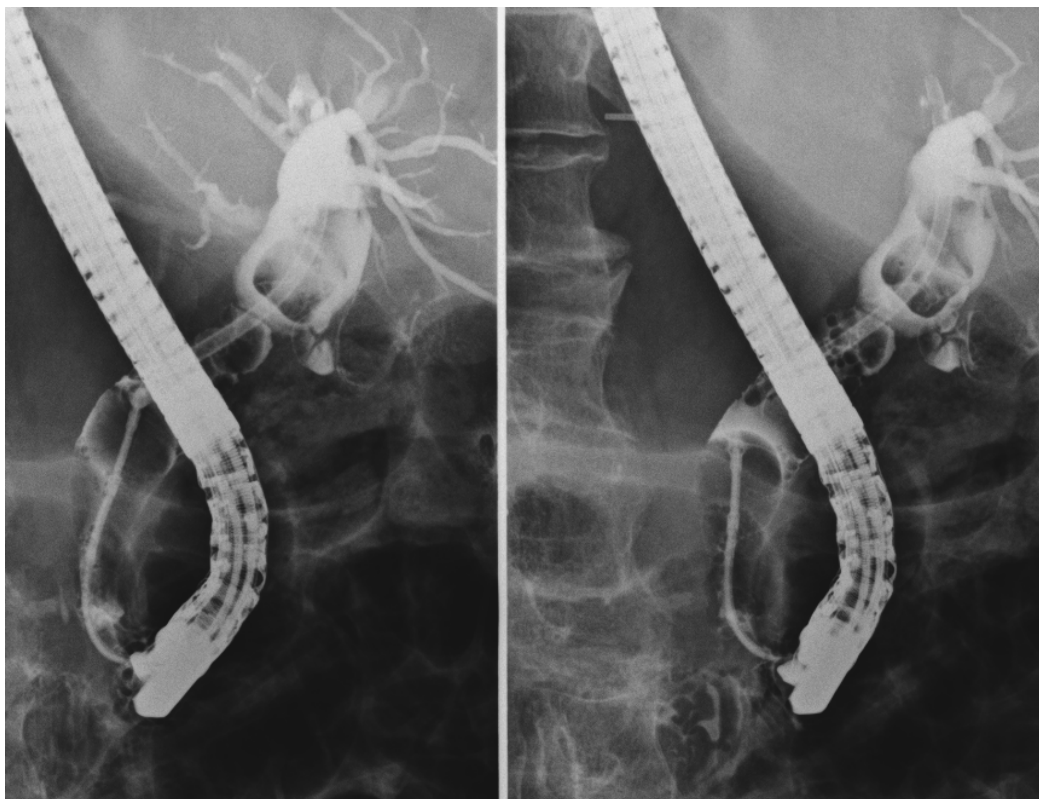


fig b.

De toegediende contraststoffen worden via de urine of de stoelgang rechtstreeks in de riolering geloosd. Vooral de jodiumverbindingen zijn zeer slecht afbreekbaar en circuleren zeer lang- jaren- in het milieu. Alleen al voor jodiumproducten gaat het jaarlijks om 3500 ton wereldwijd, in medische praktijken.

Het is dus zo dat niet alleen zorgzaamheid op gebied van stralenbescherming gewenst is, ook milieubescherming verdient onze aandacht.

Wat steeds meer op de nieuwe types röntgentafels aanwezig is en in verscheidene Europese landen verplicht is, zijn de **dosimeters op de röntgentoestellen**, waarbij elke dosis straling die een bepaalde patiënt ontvangt tijdens een bepaald onderzoek geregistreerd wordt en opgeslagen wordt op de dragers van de onderzoeken.(fig. 19). Door de wetgever zijn nu ook in ons land richtlijnen voor dosimetrie uitgeschreven. Continue standaard digitale dosimetrische registratie per toestel en per patiënt is dan ook een voordeel ten opzichte van de manuele dosimetrie die arbeidsintensief is en teveel foute metingen opneemt.

halvering van de mAs waarde. Het verband tussen kV en mAs voor een bepaalde opname is *ongeveer* constant en wordt uitgedrukt in de formule

$$E = kV^p \times \text{mAs}$$

E=belichtingswaarde.

De exponent p is variabel met de kV waarde en komt grofweg overeen

Met p=6 bij kV tot 40 kV,

5 bij kV tot 100 kV,

4 bij kV tot 125 kV,

3 bij kV boven 125kV.

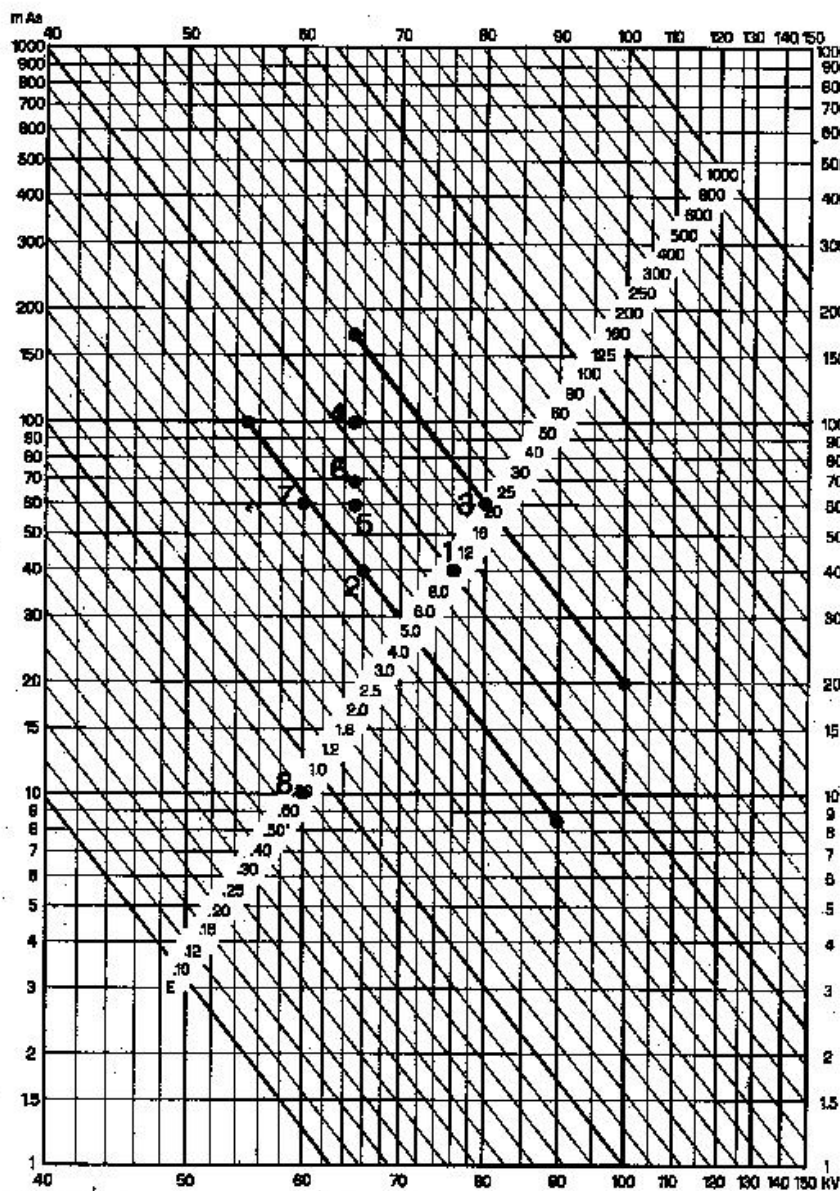


Fig. 20 b belichtingsgrafiek.

Op deze grafiek(20 B) worden de belichtingen uitgezet in functie van mAs en kV. De schuine lijnen geven de belichtingswaarden (zwartingen) aan. De

vette lijnen geven de tolerantiegebieden aan. In deze segmenten zijn geen contrastverschillen zichtbaar bij het variëren van de kV.

Het praktische belang van deze grafiek is dat van het ogenblik dat een goede belichtingswaarde (zwarting) gevonden is, de kV en mAs waarden kunnen gevarieerd worden in functie van het gewenste contrast: hoge mAs waarde indien veel contrast gewenst is, hoge kV indien bewegingsartefacten moeten vermeden worden.

De grafiek kan ook gebruikt worden om de gebruikte techniek te evalueren. Indien de E-waarden van de eigen grafieken hoger liggen dan de standaardgrafieken dan vereist de opname meer straling dan wenselijk is en moeten we ernaar streven om de standaardtabel te benaderen of zelfs om lager te komen.

Hoe doen we dat praktisch zonder met die grafiek op zak te lopen?

Een vuistregel voor het variëren van kV en mAs tijdens de opname is dat bij verhogen van de kV met 10kV het mAs getal moet gehalveerd worden en omgekeerd. (15 kV is nauwkeuriger maar dat rekent moeilijker)

Vroeger werden de verschillende waarden van kV, mA en seconden apart ingesteld en werd deze vuistregel gehanteerd. Bij onze moderne apparatuur worden de belichtingstabellen vervangen door voorgeprogrammeerde gegevens (de anatomische programmatie) die vooraf ingesteld worden en tijdens het gebruik nog nauwelijks gewijzigd worden. Indien deze toch veranderd worden betekenen drie volledige stappen een dosisverhoging van 100%, of reductie van 50% of het hier om kV gaat of mAs speelt geen rol. De werkwijze is eenvoudig: bij de programmatie horen + en- toetsen. Elke – stap is een dosis vermindering van 25%. Als na zulke stap het beeld nog goed is, is de dosis nog hoog genoeg en kunnen de gegevens geherprogrammeerd worden. Deze stap kan herhaald worden tot het beeld niet meer acceptabel is: dit is dan een te lage dosis.

Het is raadzaam om bij ingebruikname van het toestel en met regelmatige tussenpozen de ingestelde waarden in vraag te stellen.

De grafiek is een gelimiteerde grafiek: het bereik van de diagnostische radiologie zit tussen het kader van deze grafiek. De mAs is beperkt tussen 1 en 1000 mAs en zit meestal halverwege tussen deze limieten. Te lage mA geeft te weinig buisstroom, te hoge (meer dan 1000mA) laat het gloeilampje in de buis smelten. Ook de keuze van de kV is gelimiteerd: bij minder dan 40 kV (uitgezonderd de contactradiografie tijdens mammografie) wordt de röntgenstraling geabsorbeerd in de lucht tussen patiënt en buis en in de patiënt zelf zodat de straling niet bijdraagt tot beeldvorming. Bij een kV groter dan 150 kV is de geproduceerde straling zo penetrerend dat er geen attenuatieverschillen meer optreden in de patiënt en geen contrastverschillen in de weefsels meer zijn. Ook deze hoog energetische straling is niet interessant voor beeldvorming en wordt dan ook niet gebruikt (en niet toegelaten) voor diagnostiek.

Wat kunnen de operatoren tijdens de röntgenonderzoeken doen om de straling voor patiënt tot een minimum te beperken?

Een eerste beperkende maatregel is de **overweging** bij zowel de aanvragende arts als bij de uitvoerende radioloog: “Is dit onderzoek werkelijk nodig om de gezochte informatie te bekomen of niet?”

Om welke informatie gaat het trouwens? Bij het ALARA principe hebben we alleen over medische informatie gepraat maar er wordt gemakshalve vergeten dat ook andere overwegingen meespelen. Zo is onze geneeskunde sterk naar de defensieve kant verschoven en wordt te snel vergeten dat ook de juridische-, financiële en verzekeringsaspecten een verhoogde frequentie van onderzoeken veroorzaken. Een voorbeeld: bij een mineur trauma moet niet noodzakelijk een röntgen onderzoek uitgevoerd worden. Indien achteraf toch ernstige-gemiste- afwijkingen aanwezig zijn wordt snel de behandelende arts onderdiagnostiek verweten en komt de aansprakelijkheid van de arts naar voren. In de praktijk zorgt dit voor indekkingsonderzoeken om latere juridische problemen te vermijden. Een ander voorbeeld is selfreferring : 'naar zichzelf verwijzen'. Behandelende artsen die zelf röntgenonderzoeken uitvoeren zijn gemakkelijker geneigd om een extra onderzoek te doen. Nog een voorbeeld: de controle onderzoeken van de verzekeringen zijn een bekende vraagstelling bij afsluiten van een polis, bij controle van werkverlet en opvolging van trauma.

Een andere vraag die best gesteld mag worden is: "Heeft deze patiënt dit onderzoek recent gehad?". Dit kan snel beantwoord worden door een kijkje in het archief of door anamnese.

Een aparte plaats wordt ingenomen door de opkomende **screeningsonderzoeken**(vb. borstonderzoeken, preventieve longonderzoeken voor longkanker, preventieve screening van Vips). De beoordeling van de noodzakelijkheid naar röntgenonderzoek is hier genomen door experts die voor-en-tegen afwegen naar statistische gegevens, van de operatoren wordt geen kritische opstelling verwacht, alleen vakkundig optreden.

Een vraag die zeker niet mag ontbreken vooraleer er overgegaan wordt tot röntgenonderzoek bij vrouwelijke patiënten is de **vraag naar zwangerschap**. Bij mogelijkheid van zwangerschap wordt- indien mogelijk- gewacht met de opnames tot na de cyclus.

Bij belichting moet de **focus – huidafstand** niet te klein zijn: een minimale afstand van 35 cm is toegestaan, maar bij de meeste moderne doorlichtstatieven bedraagt de afstand van focus tot tafelblad minimaal 45 tot 50 cm. De bedoeling hiervan is door de afstand de zwakke straling weg te filteren en zo de huiddosis te verminderen.

Tijdens het onderzoek is de keuze van het **samenspel kilovoltage en mAs getal** belangrijk: hoe hoger de opnamespanning welke gebruikt wordt, hoe minder de huiddosis van de patiënt. Het blind centreren moet zoveel mogelijk gepromoot worden voor de meeste routineonderzoeken zodat geen straling gebruikt wordt tijdens het positioneren van de patiënt.

Gebruik van het **lichtvizier** is hierbij een belangrijk hulpmiddel. De opnames moeten geconcentreerd worden op de zone van interesse: **afdiafragmeren** van de opname(fig. 21) tot het minimaal noodzakelijke is gewenst.

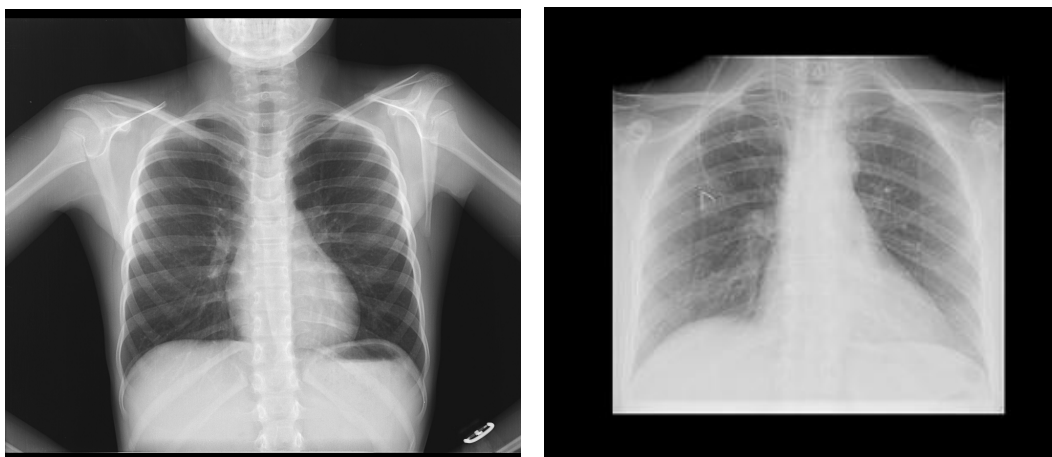


Fig. 21 diafragmering. Welke is niet goed gediffameerd?

Extra filters zoals de banaanfilter of extra loodlappen zorgen ervoor dat lichaamsdelen buiten het interessegebied niet bestraald worden. Het afschermen van de gonaden bij mannen is geen probleem, bij vrouwen is een afscherming van de ovaria meestal niet mogelijk zonder dat belangrijke details op de opname verloren gaan.

We moeten ons wel realiseren dat strooistraling niet alleen buiten de patiënt opgewekt wordt, maar ook in de patiënt en dat deze strooistraling niet te elimineren is. Ze is wel te beperken door het al vermelde sterk afdiafragmeren en beperken van de bundel.

De **gebruikte opnametechniek** moet eveneens onder de loep genomen worden met het woordje stralenbescherming in het achterhoofd. Bijvoorbeeld wanneer een onderzoek van de lumbale wervelkolom wordt uitgevoerd, kan de face-opname zowel liggend als staande in AP- en PA-richting vervaardigd worden. De opname in buikligging in PA-richting heeft dan echter duidelijk de voorkeur omdat de wervelkolom van de patiënt zich aan de kant van de buis zal bevinden en als extra filtering voor de gonaden werkt, terwijl dezelfde opname in AP-richting een extra stralenbelasting voor de buikorganen en de gonaden met zich meebrengt. Eenzelfde situatie doet zich voor bij opnames van de neusbijholten: de opnames in PA-richting zijn te prefereren boven deze in AP-richting omwille van het filterend effect van het schedeldak op de straling, welke de ogen treft. Extra opnames welke geen informatie bijbrengen moeten vermeden worden.

Tijdens doorlichting maken we gebruik van **gepulste doorlichting** en van het **vasthouden van het laatste beeld bij doorlichting**.

Gebruik van het **dodemanspedaal** tijdens doorlichting is wettelijk verplicht, de fabrikanten mogen uitsluitend dit type besturing installeren. Het dodemanspedaal houdt in dat er geen aan- en uit knop voor doorlichting is maar een pedaal die continu moet ingedrukt worden door de operator tijdens de doorlichting. De productie van straling stopt wanneer het pedaal losgelaten wordt.

Beveiliging van de operatoren tijdens het onderzoek:

Het **beperken van de straling van de patiënt** tijdens het onderzoek zorgt automatisch voor het beperken van de bestraling van het personeel.

We moeten een onderscheid maken tussen de rechtstreekse straling en de stroostraling.

Rechtstreekse straling is absoluut te mijden: er is geen enkele indicatie om met welk lichaamsdeel van de operator dan ook in de primaire bundel aanwezig te zijn: men moet steeds uit de buurt van de stralenkegel blijven.

Deze straling egel is door het lichtvizier duidelijk aangegeven.

De belangrijkste maatregel om stroostraling te mijden is het vergroten van de **afstand** tussen de stralingsbron en de operator: de straling vermindert omgekeerd evenredig met het kwadraat van de afstand. De gunstigste positie is schuin achter de patiënt.

Indien de operatoren toch in de buurt van de patiënt en de stralingsbron moeten blijven, moeten **afschermingsmiddelen** gebruikt worden zoals het gebruik van het loodschort, loodhandschoenen, gonadenbeschermer, schildklierbeschermers. (fig. 22)



Fig. 22: gonadenbeschermers, handschoenen, schildklierbeschermer.

Loodschorten zijn er in alle vormen en maten, met en zonder mouwen, sluitingen voor of achter, met of zonder schildklierbeschermer, in alle kleuren tot in de meest flashy modekleuren. Dit geldt in mindere mate ook voor de handschoenen en de gonadenbeschermers. De bescherming die loodschorten moeten geven tegen stroostraling dient een loodequivalent te hebben van 0,25 mm lood tot 100 kilovolt (diagnostische RX) en van 0,5 mm lood tot 150 kilovolt (interventionele RX en angiografie). De equivalentie moet op het loodschort aangegeven staan. Deze bescherming is voldoende tegen stroostraling, tegen primaire straling beschermen ze niet afdoende.

Hoeveel bescherming een loodschort in praktijk biedt is ook afhankelijk van het model en de pasvorm. Deze bepalen bij een bepaalde lichaamshouding en oriëntatie in het stralingsveld welke organen geheel of gedeeltelijk afgeschermd blijven. Zo is een onbeschermd rug bij voorzijdeschort dominant bij ongewilde blootstelling van de rug terwijl wijde armsgaten vanaf de zijkant de longen gedeeltelijk onbeschermd laten. Een diepe halsuitsnijding laat de slokdarm en een deel van de longen onbeschermd bij blootstelling van voor. Een goede pasvorm van het loodschort is van meer invloed dan het dikker maken van de schort.

Bij gebruik van een rondom schort en hals bescherming, beide van 0,25 mm looddikte is een beschermingsrendement van 75% gegarandeerd.

Bij een schortdikte van 0,35 mm in combinatie met een halskraag van 0,25 mm wordt nagenoeg de maximale bescherming van 90 tot 95 % bereikt.

Loodschorten hebben de eigenschap gemakkelijk broos te worden en te scheuren zonder dat dit extern wordt opgemerkt. (fig. 23)

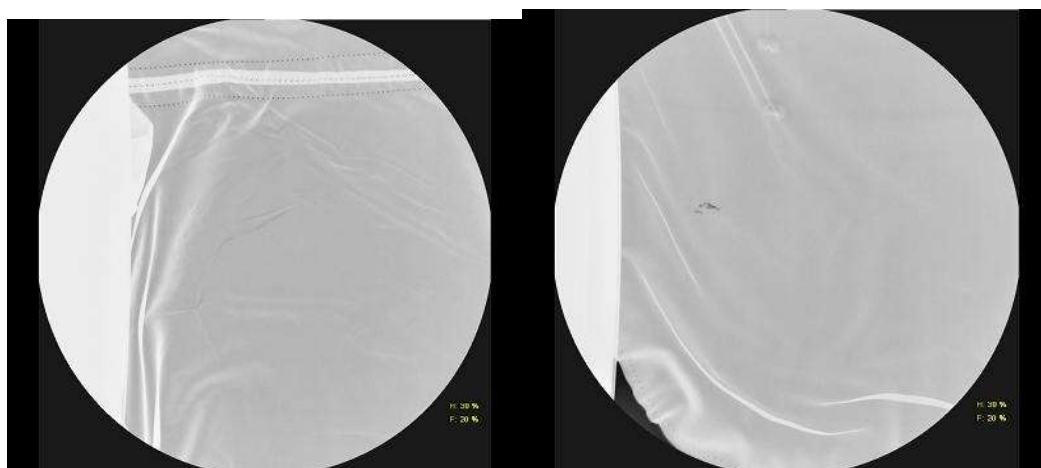


fig 23 lek in loodschorten



Fig. 24 opbergen van loodschorten.

Van daar moeten de loodschorten steeds recht opgehangen worden op speciale kapstokken en zeker niet gevouwen (fig24). Ze moeten regelmatig gecontroleerd worden door doorlichting en opnamen.

Tevens moeten **de loodschermen** in de zalen (fig. 25) voldoende groot zijn om alle operatoren af te schermen van de straling. Het loodglas op radiologie heeft een beschermingsfactor evenwaardig aan 1.5 tot 2.1 mm lood.

Fig. 25 afscherming personeel.



Om de omgeving, vooral andere patiënten en collega's te beschermen is het sluiten van **deuren** tijdens de onderzoeken zeker aangewezen zodat niemand onvrijwillig bestraald wordt of de stralenbundel inloopt. (fig. 26)



Fig 26 open deuren zijn te mijden, zowel voor privacy als voor stralenbescherming.

Deuren, net zoals muren, hebben op radiologie een beschermingsequivalent evenwaardig aan 0.5 tot 2.5 mm lood.

Het dragen van de **dosimeters** is verplicht voor iedereen die beroepshalve blootgesteld wordt aan straling. Ze moeten gedragen worden ter hoogte van de borst en onder individuele beschermingsmiddelen indien deze gebruikt worden. Een tweede badge kan eventueel aan de oppervlakte, bijvoorbeeld de schildklierstreek of als ring gedragen worden. De badge geeft een maat voor de dosis ioniserende straling, welke de operator gekregen heeft, ze laat dus ook toe om na te gaan of men al dan niet veilig werkt en om eventuele defecten aan installaties of beveiligingsinrichtingen op te sporen.

Meetuitslagen van de dieptedosis van de persoonsdosimeter blijken bij gebruik van 0,25 mm loodschorten de effectieve dosis met ten minste een factor 4 tot 10 te overschatten. Dat geldt zowel voor de voorzijdeschorten als voor de rondom schorten. Dit betekent dat indien de dosis van de persoonsdosimeter 1 mSv in een kalenderjaar bedraagt, de effectieve dosis van de drager slechts 0,1 tot 0,25 mSv in een kalenderjaar is.

Regelmatig **nazicht van de toestellen en de infrastructuur** door de geëigende instanties is wettelijk voorzien.
Hier volg een opsomming van de verschillende organisaties en personen die betrokken zijn bij de stralingsbescherming in het ziekenhuis. Tevens volgt een korte taakomschrijving.

SCHETS SPELERS STRALENBESCHERMING

EXPLOITANT: Ziekenhuis Oost Limburg. Verantwoordelijk is het diensthoofd van de dienst dienst Veiligheid.

- - aangifteplicht,
- - vergunning klasse 3 aanvragen.
- - inventaris RX toestellen maken.
- - verzekeringsplicht.
- - opleveringsverslagen van de toestellen bijhouden.
- - vergunningen individuele artsen bijhouden.
- - attesten personeel bijhouden.
- - Verslagen fysische controle bijhouden.
- - Dosimetrieverslagen bijhouden.
- - Waarschuwborden.
- - Toegang tot de toestellen verhinderen voor onbevoegden.
- - Specifieke maatregelen zwangere personeelsleden.

bijkomend: - technische logboeken op de zalen
- protocolboeken. Deze laatste worden waarschijnlijk door de artsen opgesteld.

RADIOLOGEN-ANDERE ARTSEN:

- Vergunning plichtig.
- Dosimetrie.
- (protocolboeken)

RONTGENTECHNIEKERS-ANDERE VERPLEEGKUNDIGEN:

- Vergunning plichtig stralenattesten. Deze attesten moeten voor het actieve personeel voor 1/9/2005 verworven zijn.
- Schriftelijke toelating (arbeidscontract) om met röntgenstraling te werken.
- Dosimetrie (ook voor studenten en leerlingen).
- Jaarlijkse bijscholing, mondeling en schriftelijk (geregistreerd).

STRALINGSFYSICUS: KUL prof.H.Bosmans .

Controles en kwaliteitstesten; Werkt onafhankelijk en wordt door ZOL aangesteld en betaald.

CONTROLE INSTELLING: AIB-VINCOTTE

Controle infrastructuur en dosimetrie. Werkt onafhankelijk en wordt door ZOL aangesteld en betaald.

CONTROLE INSTANTIE: FANC Federaal Agentschap Nucleaire

Controle.

Controle van manier van werken met straling, infrastructuur, patient bescherming, personeelsbescherming.

Uitreiken vergunningen gebruik röntgenstraling.

Wordt door het gouvernement ingericht en betaald. Heeft inspectierecht en sluitingsrecht;

Nb ook de burgemeester heeft sluitingsrecht.

DE PATIENT.

Deze is vrij passief in het proces doch wordt zoveel mogelijk door de wetgeving beschermd.

Vergelijking met autorijden:

ZOL zorgt voor de auto, inschrijving en verzekering.

Artsen en personeel rijden elk met specifiek rijbewijs.

Siemens (of andere leverancier) is de garagist.

Stralingsfysicus is TW diagnosecenter.

AIB-Vinçotte is de autokeuring.

FANC is de wegenspolitie.

De patient is passagier.

Post Scriptum

Als aanvulling na deze tekst over praktische stralenbescherming in de klassieke radiologie wil ik opmerken dat deze tekst slechts een minimale inleiding is, net zoals de rest van de cursus. Het is geenszins een opleidingsvervangende cursus. In vrijwel alle landen staat deze cursus van 50 u in de algemene opleiding voor verpleegkundigen om de algemene begrippen van straling in stralingsbescherming te verduidelijken. Het werken met straling in de gezondheidszorg is in alle landen- behalve België- afhankelijk van een meerjarige opleiding die gecertificeerd is met een diploma. Ons land heeft dit –bij mijn weten als enige- nog niet in een curriculum kunnen vastleggen, niettegenstaande Belgische artsen bij de eerste radiologen behoorden. Misschien dat onder druk van Europa en door verdere bewustwording over het belang van stralingshygiëne toch nog ooit een opleidingsverplichting tot stand komt.

Literatuur

G.J. Vander Plaats: Medische Röntgentechniek in de diagnostiek.

H. Hendrickx en Y.Palmers: Medische Beeldvorming.

The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Radiation Safety Considerations for Diagnostic Radiology Personnel Radiographics 1999: 1037 – 1055.

-Physics for diagnostic radiology , P.P. Dendy, B. Heaton. CRC Press, 2012.

-National Council on Radiation Protection and Measurements. Ionisation radiation exposure of the population of the United States, National Council on Radiation Protection report no 160.Bethesda, md: National Council on Radiation Protection 2009.

Interessante website: FANC, federaal agentschap voor nucleaire controle,
 WWW FANC.Fgov.be
 Belgische vereniging voor stralenbescherming
 www.bvsabr.be

Aan te raden literatuur is de boekenreeks vakliteratuur voor radiologische laboranten uitgegeven bij Elsevier/de Tijdstroom:

Techniek inde radiotherapie ISBN 90 352116806

Radiotherapie bij oncologische patiënten

ISBN 90 352 1814

Radiodiagnostische onderzoeken

ISBN 90352 16792

Stralingsfysica

ISBN 90352 16776

Techniek in de radiologie IBSN 90352 22407.