

Statuskontroll av C-buer

Gjelder for: Hele SiV
Dokumenttype: Prosedyre
Sist endret: 22.06.2023

1. HENSIKT

Oppdage feil og mangler ved utstyret på et tidlig stadium, helst før det får konsekvenser for bildekvalitet og strålebelastning. Statuskontroller skal gjennomføres årlig, og enkelte aktuelle tester utføres ved mistanke om feil med apparaturen.

2. ANSVAR

Avdelingssjefer har ansvaret for å sette av tid til statuskontroller. Statuskontroller skal gjennomføres årlig og det skal settes av en arbeidsdag per apparat. Medisinsk fysiker og radiograf har ansvaret for å utføre selve kontrollen. Medisinsk fysiker skal skrive rapport fra statuskontrollen og sende den til Medisinsktekniskavdeling, samt aktuell avdeling der C-buen er i bruk.

3. ARBEIDSBESKRIVELSE

Det må settes av en dag per apparat for å få gjort statuskontrollen. Statuskontroller skal gjøres regelmessig en gang per år. Ved mistanke om feil med apparaturen utføres enkelte aktuelle tester.

Utstyrsdokumentasjon

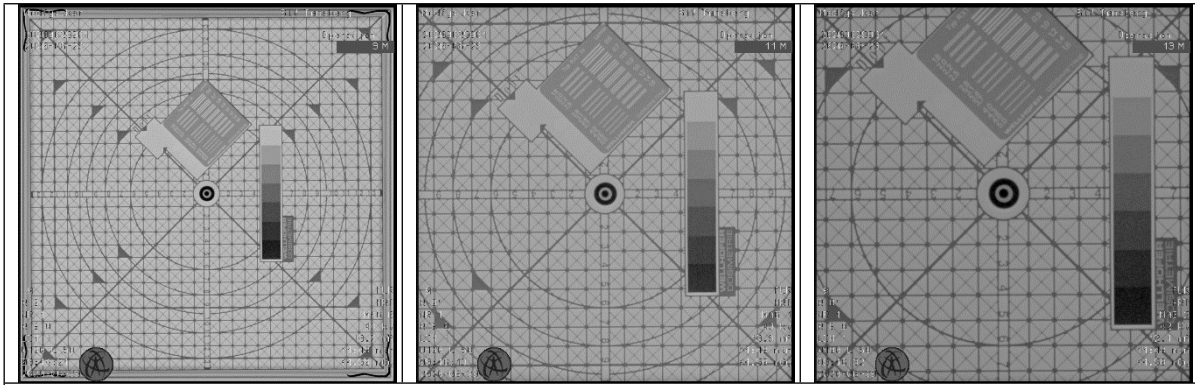
Noter ned serienummer med mer om rør, detektorer og rastre, i henhold til "infoarket" i excelfil.

Geometri, felter

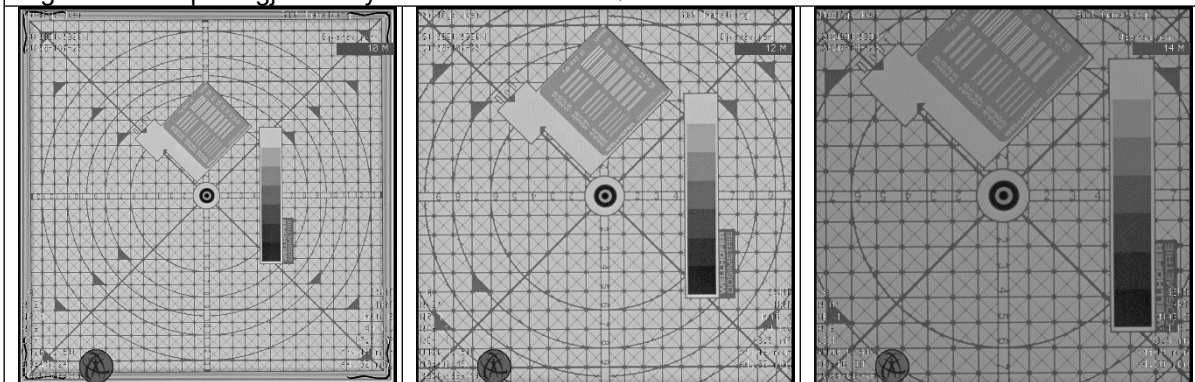
Samsvar strålefelt – bildefelt, kun for BF og hvis blendekantene ikke synes

Dersom strålefeltet er mye større enn det bildefeltet man får opp på skjermen på modalitet eller ved å ta opp bildet i PACS, vil pasienten motta en unødvendig stor dose. Det anses som god praksis at de fysiske kollimatorene kan ses i bildefeltet [IPEM 91, 2005]. Alle strålefeltstørrelser som er tilgjengelig på modaliteten testes:

- C-buen stilles vertikalt med rør-hodet over detektor-hodet.
- En flatpaneldetektor (lånt fra lab 3) plasseres rett oppå detektor-hodet, med ETR plata som har innebygde linjaler i x- og y-retning (eventuelt bruke to linjaler).
- For hver tilgjengelig FOV/ forstørrelse eksponeres platen først med **kontinuerlig gjennomlysning** 2-3 s, lagre LIH og deretter eksponere med One Shot.
- Bilde tatt med bildeplaten representerer strålefeltet. I PACS måler vi diameteren på strålefeltet i to retninger loddrett på hverandre for alle forstørrelsene (Figur 1a). Disse målene sammenlignes med det vi kan lese av på bildet tatt av blylinjalen som representerer bildefeltet.
- Man må regne med en måleusikkerhet på rundt 6 % [Rikshospitalet, 2008].



Figur 1a. Bildeplate gjennomlyst med tre ulike forstørrelser.



Figur 1b. Bildeplate eksponert med tre ulike forstørrelser.

Tiltaksgrense: $\text{Areal (strålefelt)} / \text{Areal (bildefelt)} < 1.15$, det vil si at avviket mellom stråle- og bildefelt bør være mindre enn 15 % [IPEM 91, 2005]. Tilkall service umiddelbart dersom strålefeltet går utenfor hele detektoren.

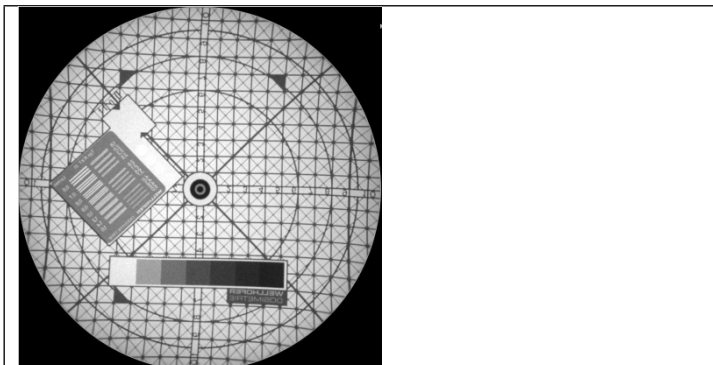
Apparatet tas ut av bruk: Dersom $\text{areal (strålefelt)} / \text{areal (bildefelt)} < 1.25$ [ECRP 162, 2012].

Samsvar strålefelt – lysfelt

Denne testen er kun aktuell hvis C-buen har et lysfelt. I det tilfellet, se prosedyre for statuskontroll av flatrøntgen-apparater.

Perpendikularitet

Strålefeltets sentralstråle skal treffe perpendikulært på detektoroverflaten. Røntgenstrålens perpendikularitet kontrolleres ved hjelp ETR-1 testplate (se Figur 2) 1 m fra fokus. Dersom røntgenstrålen er perpendikulær vil avbildningen av en kule ligge i sentrum av en sirkel i røntgenbildet.



Figur 2. ETR-1 testplate brukt til å måle/kontrollere perpendikularitet, geometrisk forvrengning innblending.

Krav: Hvis kula er innenfor den innerste sirkelen på alle bildene, er sentralstrålen mindre enn (eller lik) $1,4^\circ$ fra å være normal på detektoroverflaten. Dette er akseptabelt.

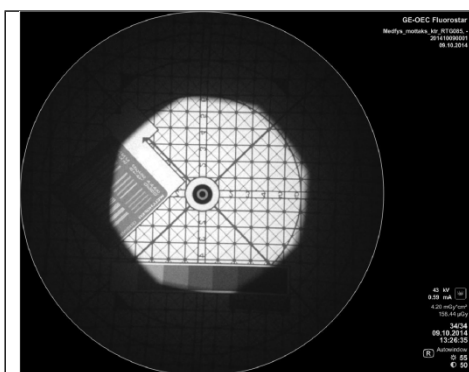
Integrert geometrisk forvrengning

Integrert geometrisk forvrengning måles med ETR-1 testplaten avbildet på skjermen med en tilleggsfiltrering på 1 mm Cu, se Figur 2. Målet for den integrerte geometriske forvrengningen er definert som målt diagonal av skjermbildet delt på antall ruter talt diagonalt ganget med diameter av den sentrale ruten. For bedre nøyaktighet finnes diameteren av den sentrale ruten ved å måle diagonalen av de fire sentrale rutene og dividere resultatet med 4.

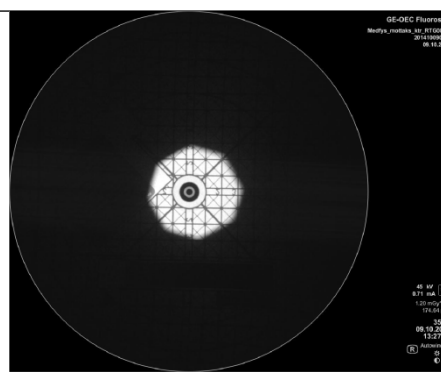
Krav: Den integrerte geometriske forvrengningen diagonalt skal være mindre enn 10 % [Rikshospitalet, 2008].

Innblending

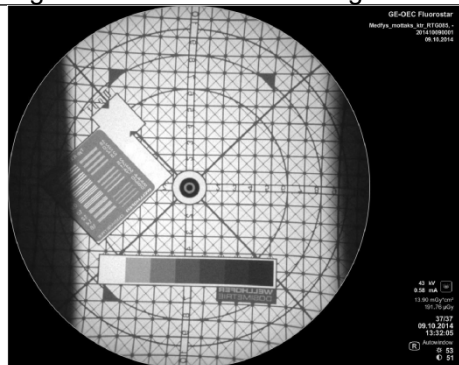
Innblendingen kontrolleres sirkulært, vertikalt og horisontalt ved hjelp av ETR-1 testplate, se Figur 3a-3f. Velg størst FOV. Avstander leses av til venstre, til høyre, over og under senter-punktet der det er mulig. Differansen fra den nominelle verdien noteres.



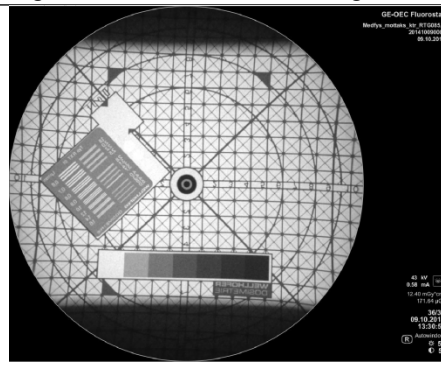
Figur 3a. Sirkulær innblending til 6 cm.



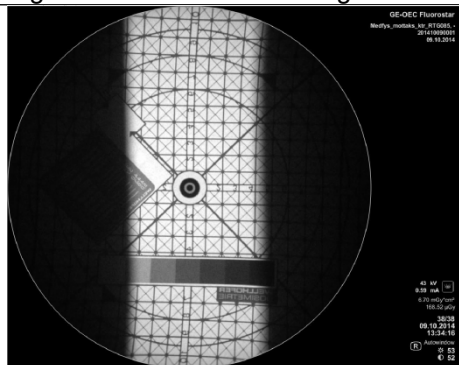
Figur 3b. Sirkulær innblending til 4 cm.



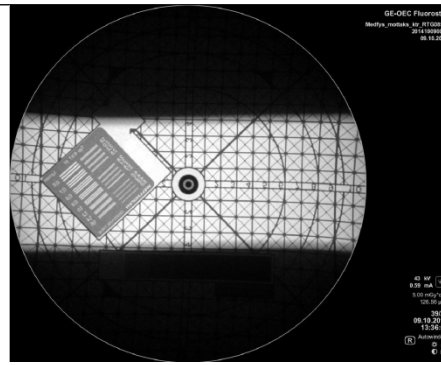
Figur 3c. Vertikal innblending til 8 cm.



Figur 3d. Horisontal innblending til 8 cm.



Figur 3e. Vertikal innblending til 4 cm.



Figur 3f. Horisontal innblending til 4 cm.

Krav: Vi har foreløpig ikke funnet hva kravet for avvik i innblendingen er. Ved særlig påfallende avvik varsles leverandøren.

Avstand fokus-hud

Kontrollerer minste avstand fra fokus til hud, dvs. avstanden fra fokus til røntgenrørets ytre flate.

Krav: Minste avstand må ikke være mindre enn 30 cm for mobilt utstyr, og ikke mindre enn 38 cm for stasjonært utstyr [IPEM, 2002].

Røntgenrøret

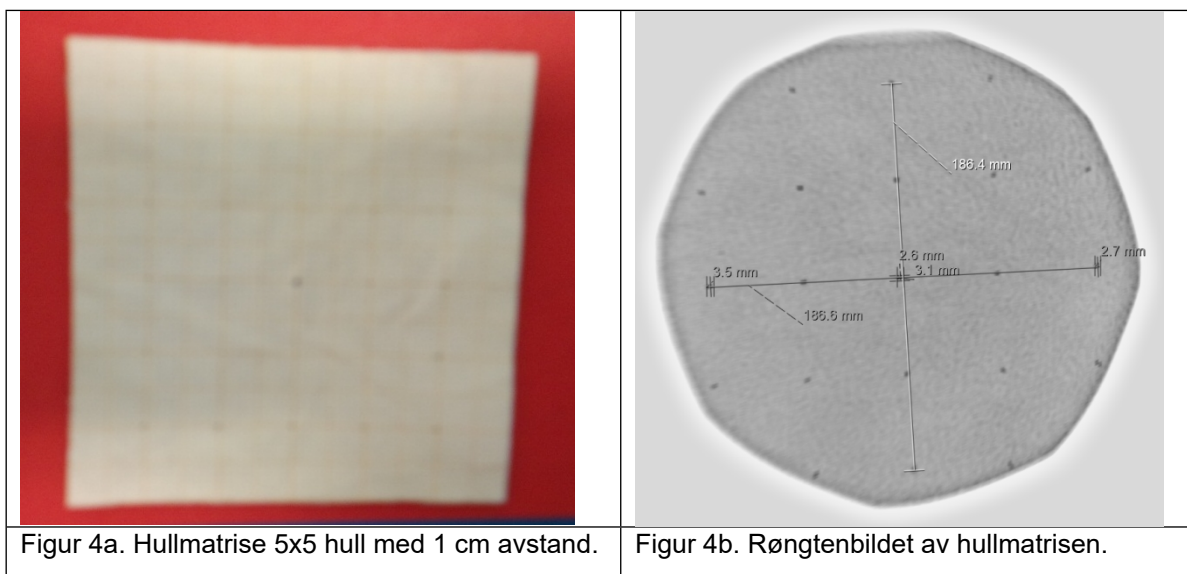
Fokusstørrelse

Avbildningen av fokus forandrer seg over røntgenbildet og gir en indikasjon på hvordan avbildningen påvirker geometrisk uskarphet. Ved mistanke om avvik måles disse størrelsene på ny.

Fokusstørrelsen øker med økende mA og avtar med økende kV. I datablad kan man se hvilken kV og mA som definerer nominell fokusstørrelse. Øvre grense for reell fokusstørrelse relativt nominell fokusstørrelse er høyere i % for FF enn for GF.

Utstyret for måling av fokusstørrelse består av en blygummiplate med nålehull i et fast mønster (5×5 hull med 1 cm avstand), en såkalt hullmatrise, se Figur 4a.

- Blygummiplaten plasseres oppå eller festes på utgangen av røntgenrøret. Hvis ikke alle 5 hullene i senter-korset ikke sees på bildet (se Figur 4b), må blygummiplaten settes noe lenger fra røntgenrørutgangen, feks. oppå en skumboks, for å minske forstørrelsen.



- Hullene i hullmatrisen har en begrenset minste størrelse. Denne begrensningen bestemmer hvor lite fokus som kan måles og metoden bør derfor ikke brukes til å måle mikrofokus (eller de minste finfokus-størrelsene).
- For å få minst mulig innvirkning fra hullene brukes så stor forstørrelse som mulig ved eksponeringen slik at hullmatrisen (25 hull, 4 cm × 4 cm) dekker hele billedetektoren.
- Fokus må avbildes med en rimelig fornuftig eksponeringsverdi. På C-buer har vanligvis automatikken ved gjennomlysning gitt gode bilder. Dersom apparatet har flere fokus, kontrolleres disse ved å ta bilder med de modus som bruker ulike fokus.

- Bruk en logaritmisk LUT som har konstant kontrastfordeling, ikke en LUT som er optimalisert for pasientbilder. Det er også viktig at bilder ikke blir ødelagt av postprosessering. Slå av mest mulig av kantforsterkning og andre filtre.
- Noter SID. Til kontroll av beregninger, mål avstanden fokus til blygummiplaten samt avstanden detektor til blygummiplaten. Målte avstander legges inn i Excel-arket Hullmatrisekalkulator.

Beregninger:

- Justering av Window Center og Window W:
 - Sett en liten ROI i senter-hullet og en like stor ROI rett underfor. Window C settes like verdien midt mellom Mean-avlesningen for de to ROI-ene og Window W settes lik ca. 300. Juster det ene nivået først (feks. Window C). Hold deretter Shift-knappen nede under justering av det andre nivået (feks. Window W), slik at det første justerte nivået ikke forandrer seg.

- Mål avstanden i bildet mellom sentrum av ytre hull (X), både i vertikal og horisontal retning. Vær oppmerksom på at kalibrering av cm i avstandsavleser er riktig. Forstørrelsesfaktoren blir:

$$M = \frac{X \text{ mm}}{40 \text{ mm}}$$

- Mål lengden av hullene på anode- og katode-siden. **Anode-katode retningen er den retningen hvor hullene starter "skarpt" (anode-siden) og smøres mer og mer utover (mest utsmurt på katode-siden).** Mål deretter både lengden og bredden av senter-hullet.
- Målte avstander legges inn i Excel-arket **Hullmatrisekalkulator** for beregning.
- Når bredden (B) og lengden (L) av hullet midt i bildet er målt, blir fokusstørrelsen (F):

$$F_B = \frac{B}{M-1}, \quad F_L = \frac{L}{M-1} \quad \Rightarrow \quad F = F_B \times F_L$$

Krav: Fokusstørrelsene måles og man sammenligner fokusstørrelsen i senter av bildet med nominelle verdier oppgitt i datablad eller på røntgenrøret.

Nominell fokus (mm)	Akseptabel målt fokus (mm)	Økning i %
0.1	0.15	50
0.3	0.45	50
0.4	0.60	50
0.5	0.75	50
1.0	1.40	40
2.0	2.60	30

Rørspenning, eksponeringstid, stråleutbytte, TF, HVL

Rørspenning (kV), stråleutbytte og totalfiltrering (TF) måles ved hjelp av et røntgenmultimeter. Multimeteret som anvendes er fra RTI Electronics AB og heter Piranha. Det er laget et eget excel-ark som er tilpasset statuskontroll på røntgenlaboratorier. Metoden bak regnearket er en parametrisert versjon av Birch and Marshall [Birch et.al, 1979] der input er kV, nominell mAs og filtrering (angitt som en kombinasjon av mm Al og mm Cu). Målingene med Piranha brukes primært for tilpasning av denne modellen, og designes derfor slik at tilpasningen til det aktuelle røntgenrøret skal bli best mulig. Avvik mellom målt stråleutbyttet og modellen kan indikere avvik i kV, mAs eller filtrering, men de kan også indikere målefeil. En av fordelene ved å bruke dette regnearket er at man får avviksindikasjonen umiddelbart etter eksponering, og det er derfor mulig å avsløre målefeil ved å gjenta eksponeringen. Eventuelt må man endre innstillingen av Piranha.

- Piranha sentreres i røntgenfeltet og kobles til PC. Røntgenfeltet kollimeres slik at kun det sensitive området på Piranha bestråles.
- Noter avstanden fra fokus til Piranha-detektor som er ca. 1 cm under overflaten av Piranha.
- De innstilte verdier på kV og mAs noteres i arket for hver måling.
- Undersøk alltid alle muligheter for innebygd tilleggsfiltrering.
- Eksponeringene bør dekke hele røntgenspekteret gjennom kombinasjoner av ulike kV, mA eller mAs.
- Når modellene er tilpasset vil avlest kV og mAs, kombinert med kjent tilleggsfiltrering og avstand beskrive røntgenspekteret fullstendig. Dette kan da brukes videre til å bestemme doser til homogent fantom.

Kalibreringsfaktorer

Under tilpasningen blir det beregnet kalibreringsfaktorer for dose for de forskjellige fokusene.

Krav: Kalibreringsfaktorene skal ligge mellom 0.9 og 1.2. Dersom faktorer er utenfor disse grensene bør det undersøkes hvordan samsvaret mellom TF-målt og TF-beregnet utfra modellen er. Det samme gjelder samsvaret mellom målt kV og nominell kV. Dersom samsvaret i TF er ok og avviket i kV er innenfor toleransegrensen, så kan vi likevel bruke faktorene til beregning av dose.

Rørspenning

Unøyaktighet i måling av kVp ved hjelp av Piranha er $\pm 1.5\%$ [RTI, 2013].

Tiltaksgrense: ± 5 kV eller $\pm 5\%$ av nominell verdi, hvilken som er større [IPEM 91, 2005]. Konsekvensene av feil i kV vil kunne være større for bildekvalitet enn for pasientdoser fordi kontrastforholdene endres.

Apparatet skal tas ut av bruk: Dersom målt kV avviker mer enn 10% eller 10 kV [ECRP 162, 2012].

Stråleutbytte

Når stråleutbyttet sammenlignes med Birch og Marshalls modell er dette en indirekte måling av mAs. Høyt stråleutbytte kan derfor føre til unødvendig høye pasientdoser. Ved bruk av AEC derimot, har avvik ingen konsekvenser for dose.

To verdier for stråleutbyttet oppgis i regnearket. Først beregnes stråleutbyttet ut fra de parametriserte formlene basert på nominell kV, mAs og tilleggsfiltrering. I tillegg beregnes stråleutbyttet ut fra anvendt SID, nominell mAs og luftkerma målt med Piranha. Avvik mellom disse to størrelsene blir også gitt og man får en umiddelbar måling av mAs. Dersom avvikene er små kan man bruke beregningene videre til doseberegninger.

Krav: For repeterbarhet skal avviket være mindre enn 10% av gjennomsnittsverdien [IPEM 91, 2005]. For reproducerbarhet skal avviket være mindre enn 20% av referansen [IPEM 91, 2005].

Apparatet skal tas ut av bruk: Dersom stråleutbyttet ved 80 kV (nominell kV nærmest 80), SID = 1 m og TF 2.5 mm Al er utenfor området 25-80 $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$ [ECRP 162, 2012]. (OBS! Bruk μGy (1 m) = andre rød kolonne i Excel-arket, da disse er normert til 1 m.)

Eksponeringstid

Måling av eksponeringstid er aktuelt dersom apparatet har mulighet for å justere ms og/eller oppgir hva ms for hvert bilde er.

Krav: For eksponeringstid < 0.1 s skal avviket være mindre enn ± 2 ms eller 15 % av nominell verdi, hvilken som er større [IPEM 91, 2005]. For eksponeringstid > 0.1 s skal avviket være mindre enn 10 % av nominell verdi [IPEM 91, 2005]. Avvik har ikke nødvendigvis noen konsekvens for doser eller bildekvalitet.

Totalfiltrering/Halvverdilag

Totalfiltrering (TF) kan måles både med Piranha og bestemmes av modellen slik at doseberegninger ut fra nominell kV og mAs blir mest mulig korrekte. TF sammenlignes med minimumsverdi. Dersom TF er under tillatt minimumsverdi, vil huddosen til pasient bli for stor.

Tiltaksgrense: Grenseverdi for totalfiltrering er $TF \geq 2.5$ mm Al, hvorav minst 1.5 mm Al skal være permanent [IPEM, 2002]. Vanligvis brukes det filtre på mellom 2.5 – 4 mm Al. Dersom det ikke brukes tilleggsfiltre bør TF være minst 3 mm Al.

Apparatet skal tas ut av bruk dersom: HVL er mindre enn verdiene angitt i tabellen nedenfor for hver kV [ECRP 162, 2012].

kV	Minimum HVL (mm Al)
50	1.8
60	2.2
70	2.5
80	2.9
90	3.2
100	3.6
110	3.9
120	4.3
130	4.7
140	5.0
150	5.4

Kontroll av innebygd DAP-meter

Kontrollere at det innebygde DAP-meteret gir riktige doser for ulike strålekvaliteter og at det ikke er store avvik mellom innebygd DAP-meter fra lab til lab. Innebygget DAP-meter brukes bl.a. til å sammenligne med referansedoser. Det mobile DAP-meteret (VacuDAP) er kalibrert for ulike strålekvaliteter.

- Ionekammeret til VacuDAP festes på røntgenrørutgangen og kobles opp mot avlesningsenheten.
- Velg strålekvaliteter som er typiske for gjeldende lab, standard lagt i mal er 40,70,100 og 130 kV. Gjør målinger for tre ulike feltstørrelser.
- Nullstill VacuDAP mellom hver eksponering.
- Noter DAP-verdi på VacuDAP, DAP-verdi oppgitt på konsol, kV, mAs og tilleggsfiltrering. Ved hjelp av disse verdiene og kalibreringsdataene for VacuDAP korrigeres VacuDAP-verdiene for ulike strålekvaliteter. Korriger også for om apparatet har innebygd DAP-meter.

Tiltaksgrense: Etter korreksjoner for strålekvalitet bør ikke avviket mellom VacuDAP og innebygde DAP være større enn ± 10 % [Crawley, 2001].

Apparatet skal tas ut av bruk: Dersom avviket mellom VacuDAP og innebygde DAP er større enn ± 35 % [ECRP 162, 2012].

Dose til homogent fantom

Dosene bestemmes ved å bruke et fantom av PMMA (12/16/20/24 cm) og beregne dose avsatt i fantomet basert på parametriserte data fra Monte Carlo-beregninger av avsatt energi i et vannfantom (Jacob Nøtthellen). Monte Carlo-beregningene og parametriseringen er tilpasset til Birch og Marshalls modell av røntgenspekteret [Birch et.al, 1979].

Målingene av dose til fantom er direkte relatert til effektiv dose til pasient for samme undersøkelse. Det betyr at en dobling av avsatt energi i homogent fantom mellom to laboratorier tilsvarer at også effektiv dose til pasient vil være dobbel så stor. Grunnen til at disse målingene vil gi store utslag i doser (en faktor på 2 til 4 er ikke uvanlig) er at de fanger opp de store variasjonene som kan være mellom ulike laboratorier og ulike modaliteter hva gjelder anvendt kV, mAs og filtrering ved bruk av AEC. Dette i motsetning til de relativt ubetydelige konsekvensene for pasientdosene som Piranha-målingene kan avsløre.

Dosen til PMMA-fantomet gis i enheten μGy . Dette er et mål på avsatt energi i fantomet pr flateenhet i planet ut av fantomet. En faktor med enheten g/cm^2 blir også beregnet og er et mål for hvordan DAP (KAP) overføres til avsatt energi i fantomet. Dette tallet er nyttig dersom vi skal sammenligne doser fra to ulike laboratorier eller to ulike protokoller der DAP er kjent, særlig når det skal sammenlignes protokoller med og uten Cu-filter. Ved å multiplisere DAP med denne faktoren får vi tall som i mye større grad enn DAP alene avspeiler effektiv dose.

- Røntgenfeltet kollimeres likt hver gang og skal dekke kun PMMA-fantomet.
- Eksponer med flere av de programmene som normalt brukes på den gjeldende lab.
- Les av kV, mAs, DAP og eventuell tilleggsfiltrering og legg dette inn i Excel-regnearket. Tillatte tilleggsfiltreringer er 2.2 – 8 mm Al og 0 – 1 mm Cu.
- Utrekningene gir to ulike "doser": ESD (Entrance Surface Dose, mGy) i en valgt avstand fra røntgenrøret og avsatt energi pr flateenhet i fantom (mJ/m^2).

Krav: Mottakskontrollen setter et referansenivå for absorbert dose til **20 cm vann** for de forskjellige protokollene. Avviket fra referansenivået bør være mindre enn 25 % [IPEM 91, 2005]. Doseraten til hud skal ikke overstige 50 mGy/min for det største bildefeltet (uten forstørrelse) [IPEM 91, 2005].

Tabell 2. Retningslinjer for huddoser til 20 cm vann [IPEM, 2002].			
Feltstørrelse BF (cm)	Huddoser (mGy/min)		
	Dosenivå		
	Lav	Normal	Høy
< 20	< 0.5 x normal	50	< 1.5 x normal
20 – 30		35	
> 30		25	

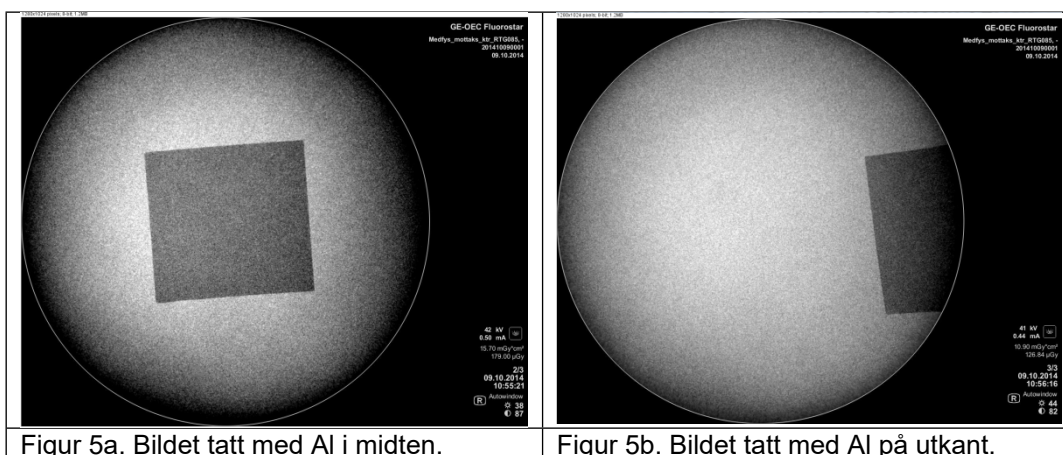
Bildekvalitet**Homogenitet [Rikshospitalet, 2008]**

For C-buer med bildeforsterker utføres en visuell sjekk av artefakter og inhomogeniteter i bildene.

Man er interessert i å avdekke eventuelle artefakter og inhomogeniteter som finnes i den digitale bildekjeden. Artefakter kan føre til feilvurdering av kliniske bilder. Dersom man er i tvil om artefaktet skyldes feil i rør eller detektor, kan man anvende en ekstern bildeplate fra lab 3.

Homogenitetstesten tas med alle elementer som inngår i bildekjeden som for eksempel bord, madrass, raster.

- Alle gjennomlysningene utføres med automatikk.
- 1 mm kobber plasseres ved utgangen av røntgenrøret (dekker hele strålefeltet).
- En 1 mm aluminiumsplate (10x10 cm) plasseres midt i strålefeltet på bord/detektor (Figur 5a) og gir kontrastreferanse for artefakter og inhomogeniteter.
- Deretter tas et bilde (fortsatt med kobber), men denne gangen flyttes Al-platen til utkant av strålefeltet (Figur 5b).
- Kobber-platen fjernes og nye blider tas med Al-platen i senter og i utkant.
- Visuelt letes etter artefakter og inhomogeniteter i bildene.
- Standardavvik måles i ulike ROI (*region of interest*) med diameter på halvparten av sidekanten av aluminiumsplaten, eller tilpasset de inhomogenitetene som evt. finnes i bildet.
- Et "referanse-standardavvik" blir avlest ved å legge en ROI slik at halve sirkelen dekker den ene siden på aluminiumsplaten. Det laveste av de fire/tre standardavvikene avlest på sidekantene av Al-platen noteres.
- ROIen flyttes deretter rundt i bildet til de områdene som synes mest inhomogene og det høyeste standardavviket i bakgrunnen noteres.
- Forholdet mellom det høyeste standardavviket i bakgrunnen og referanse-standardavviket beregnes.



Figur 5a. Bildet tatt med Al i midten.

Figur 5b. Bildet tatt med Al på utkant.

Krav: For en homogen 1 mm Al-plate på 10x10 cm som referanse foreslås følgende grenseverdier basert på erfaring i tabellen under for flatdetektorer. Vi har ingen referanser for bildeforsterkere.

Tabell 3. Grenseverdier homogenitetstest for flatdetektorer.	
Grenseverdi for relativ standardavvik	Kommentar
0 – 50 %	OK
50 – 75 %	Bør følges opp
75 – 100 %	Må følges opp
≥ 100 %	Ikke akseptabelt

Monitorsjekk

Krav: Monitor skal sjekkes mht lysstyrke, oppløsning, kontrast, uniformitet, forvrenging, defekte pixler.

3. Referanser

[IPEM 91, 2005] Institute of Physics and Engineering in Medicine (IPEM) Report 91. Recommended Standards for the Routine Performance Testing of Diagnostic X-ray Imaging Systems. 2005. ISBN 1 903613 24 8.

[IPEM, 2002] IPEM Medical and Dental Guidance Notes. A good practice guide on all aspects of ionizing radiation protection in the clinical environment. 2002. ISBN 1 903613 09 4.

[Birch et.al, 1979] Birch R, Marshall M. Computation of Bremsstrahlung X-ray Spectra and Comparison with Spectra Measured with a Ge(Li) Detector. Phys. Med. Biol. 1979. Vol 24, No 3, 505-517.

[Crawley, 2001] Crawley MT, Mutch S, Nyekiowa M, Reddy C, Weatherburn H. Calibration frequency of dose-area product meters. The British Journal of Radiology. 2001. Vol 74, 259-261.

[RTI, 2013] RTI Piranha Reference Manual, English. 2013. Versjon 5.5A.

[Rikshospitalet, 2008] Rikshospitalet HF, regional fysikertjeneste, seksjon for diagnostikkfysikk. Metodebok Kvalitetskontroll for eksponerings- og gjennomlysningslaboratorier. November 2008.

[Bushong, 2008] Stewart Carlyle Bushong. Radiology science for technologists. Ninth Edition. 2008. Side 130.

[ECRP 162, 2012] European Commission Radiation Protection No 162. Criteria for Acceptability of Medical Radiological Equipment used in Diagnostic Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy. 2012.