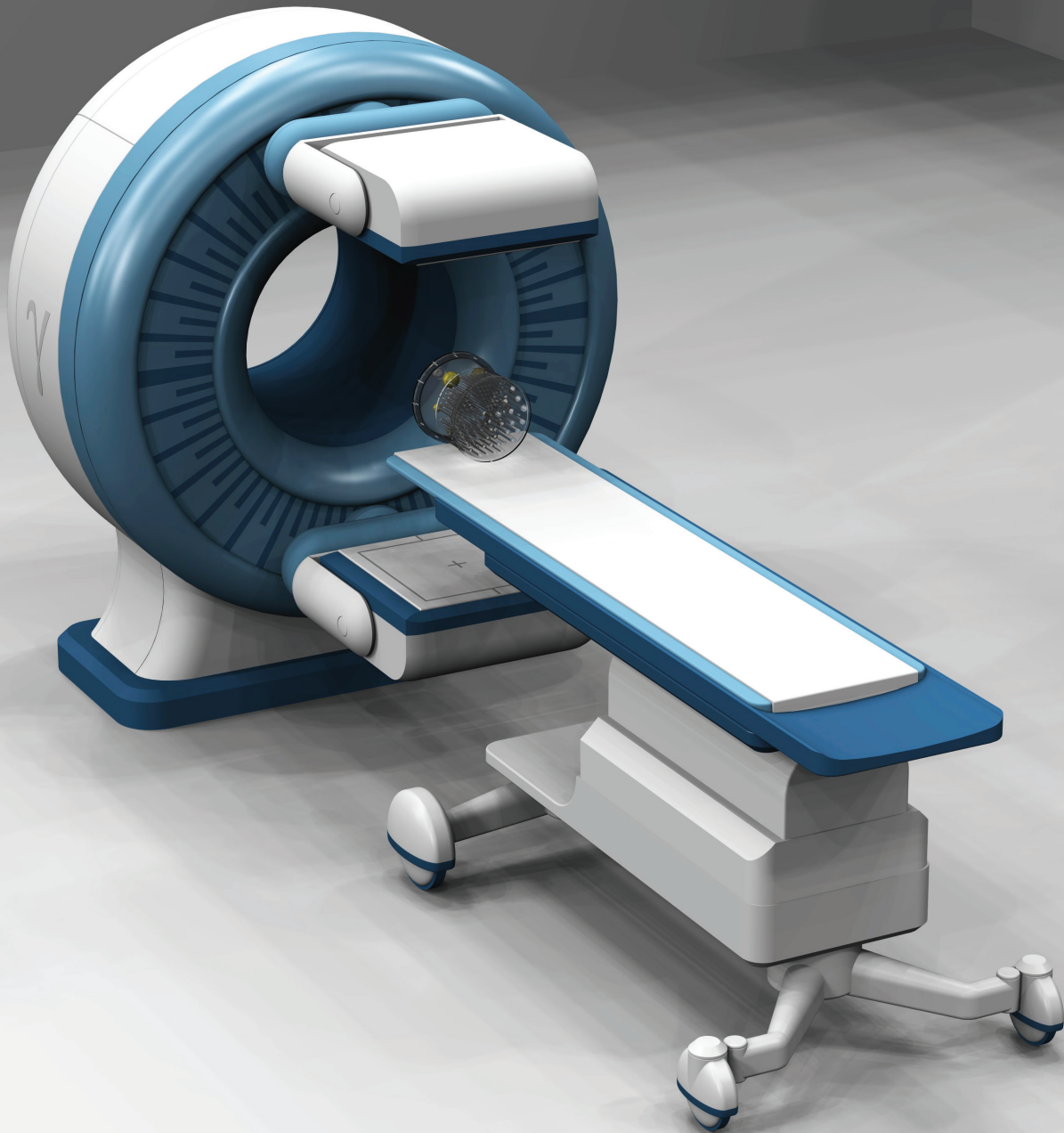


REKOMMENDATIONER

# KVALITETSKONTROLLER GAMMAKAMERAN



SVENSK FÖRENING FÖR RADIOFYSIK

[www.radiofysik.org](http://www.radiofysik.org)

# INNEHÅLLSFÖRTECKNING

<b>INNEHÅLLSFÖRTECKNING .....</b>	<b>2</b>
<b>INTRODUKTION.....</b>	<b>4</b>
Bakgrund och syfte .....	4
<b>TYPER AV TESTER .....</b>	<b>5</b>
<b>TERMINOLOGI OCH DEFINITIONER .....</b>	<b>7</b>
Inre kontroll.....	7
Yttre kontroll.....	7
Sluten strålkälla.....	7
Öppen strålkälla.....	7
Punktkälla.....	7
Linjekälla.....	7
Plankälla.....	7
Stavkvadrantfantom.....	7
Användbart geometriskt synfält (UFOV) .....	8
Centralt geometriskt synfält (CFOV) .....	8
Energiupplösning.....	8
Geometrisk spatiell upplösning.....	8
Känslighet.....	8
Linearitet.....	8
Uniformitet.....	8
Rotationscentrum.....	9
Hounsfieldvärde (HU).....	9
<b>STRÅLKÄLLOR, FANTOM OCH PRAKTISKA TIPS.....</b>	<b>10</b>
Punktkälla.....	11
Linjekälla.....	12
Plankälla.....	12
Fantom för känslighetsmätning .....	13
Stavkvadrantfantom.....	13
Jaszczak-fantom.....	13
Fantom för upplinjerig mellan SPECT och CT .....	13
CT-fantom .....	13
<b>ÖVERBLICK KONTROLLER OCH FREKVENNS.....</b>	<b>14</b>
<b>REKOMMENDERADE KONTROLLER .....</b>	<b>15</b>
Visuell inspektion av kollimatorer.....	15
Kontroll av bakgrunds nivå.....	15
Energitoppens läge, yttre.....	16
Yttre uniformitetskontroll.....	16
Energitoppens läge, inre.....	18
Inre uniformitetskontroll för <sup>99m</sup> Tc.....	19

Kontroll av rotationscentrum (COR).....	20
Upplinjerig av SPECT och CT.....	22
Kontroll av CT.....	23
(uniformitet, kontroll av luft/vattenkalibrering, brus).....	23
Prestandakontroll SPECT.....	23
Prestandakontroll CT.....	25
Prestandakontroll helkroppsundersökning.....	26
<b>KONTROLLER VID BEHOV.....</b>	<b>29</b>
Spatiell upplösning och linearitet – visuell utvärdering.....	29
Spatiell upplösning – kvantitativ utvärdering.....	31
Systemkänslighet.....	32
Energiupplösning.....	33
Inre uniformitet för andra kliniskt använda radionuklider.....	34
Energitoppens läge för andra kliniskt använda radionuklider.....	36
Spatiell flerfönsterregistrering.....	36

# INTRODUKTION

## Bakgrund och syfte

Internationellt finns idag ett antal riktlinjer för kontroller av nuklearmedicinsk utrustning; NEMA, EANM, IAEA, HPA, AAPM, IEC, STUK etc. Dessa dokument är i regel omfattande till sin natur vilket gör det svårt att välja vilka kontroller som är mest relevanta för den kliniska verksamheten. IAEAs rekommendationer är väldigt omfattande och utförliga, men vänder sig delvis till utvecklingsländer som har en mer bristfällig teknikpark än vad vi har i Sverige. Ett annat exempel är NEMAs kontroller som är framtagna av leverantörer vilket gör att de inte är direkt anpassade för klinisk användning. Vidare kräver NEMA ofta specifik kringutrustning vilket medför att kontrollerna blir komplicerade att utföra för den enskilda användaren. NEMAs kontroller lämpar sig däremot att utföras i samband med acceptanstest och vid garantibesiktning. I samband med acceptanstest rekommenderar vi att man även utför de tester som beskrivs i denna skrift. Detta för att bestämma referensvärden för respektive test vid den tidpunkt då utrustningen ansågs prestera enligt leverantörens specifikationer.

I Sverige gav Svensk Förening för Radiofysik 1980 ut rapporten *"Testmetoder för gammakameran"*. Den har fungerat, både praktiskt och teoretiskt, som ett verktyg för sjukhusfysikern i det dagliga arbetet. Sedan dess har gammakamerorna utvecklats tekniskt samt kompletterats med diagnostisk CT. Dessutom har kliniska PET-utrustningar (PET/CT) införts på flera kliniker. Det finns därmed ett stort behov av förnyelse avseende rekommendationer för kvalitetskontroll.

Syftet med detta arbete har varit att skapa ett övergripande dokument för standardiserade regelbundna kontroller samt kontroller efter service och ingrepp. Dokumentet ska ge rekommendationer och fungera som stöd för den enskilda sjukhusfysikern i sitt val av kontroller samt med vilken frekvens dessa bör genomföras. Detta för att systemen ska hålla en hög klinisk prestanda för nuklearmedicinska undersökningar med rimliga insatser avseende kontroller och kalibreringar.

Arbetet med att utarbeta dessa rekommendationer initierades av EQUALIS expertgrupp i Nuklearmedicin 2010. Det genomfördes då en omfattande enkät i syfte att kartlägga vilka kontroller som utförs på nuklearmedicinsk utrustning, frekvensen på dessa samt eventuella gränsvärden. Variationerna ansågs vara så stora att det föranledde beslut om att bilda en arbetsgrupp inom ramen för Svensk Förening för Radiofysik. Föreningen har via Holger Sköldboms fond finansierat projektet.

Arbetsgruppen har bestått av följande personer:  
Sigrid Leide Svegborn, Sven-Åke Starck, Ulrika Björelund, Ulrika Svanholm, Sofia Åström och Henrik Båvenäs.

Koordinatorer och initiativtagare till arbetsgruppen har varit Cathrine Jonsson och Agnetha Gustafsson.

# TYPER AV TESTER

## **Acceptanstest**

Genomförs innan utrustningen tas i bruk och beskriver utrustningens kapacitetsnivå enligt leverantörens specifikationer. Dessa test medger att systemet är accepterat för klinisk användning.

## **Periodiska kvalitetskontroller**

Genomförs med återkommande intervall för att säkerställa att systemet håller en kliniskt accepterad prestanda. De tester som rekommenderas i detta dokument bör genomföras vid acceptanstestetillfället för att där skapa referensvärden. Vid upprepade mätningar är det viktigt att konsekvent använda samma parametrar, se allmänna råd nedan.

## **Efter reparationer eller service**

Genomförs efter reparation eller service som kan ha påverkan på utrustningens prestanda. En sådan åtgärd kan även påverka systemet så att de uppmätta referensvärdena måste justeras.

## **Frekvens**

Frekvensen angiven i detta dokument är rekommenderat minimum. Leverantören kan rekommendera att testet görs oftare vilket i så fall bör tas i beaktande.

## **Åtgärdsnivåer**

Den rekommenderade åtgärdsnivån i detta dokument är den nivå där man säkerställer en hög klinisk prestanda. Toleransnivån däremot är gränsen där prestandan är så pass dålig att gammakameran måste tas ur klinisk drift. Toleransnivån kan ofta vara betydligt lägre än åtgärdsnivån och dessutom vara beroende på var i bildfältet en eventuell defekt är positionerad. Om en defekt är positionerad i kanten på bildfältet kan man eventuellt genomföra statistiska planära undersökningar om avbildningen sker centrerat men man bör undvika att göra helkroppsundersökning eller SPECT.

## **Osäkerheter**

Kvalitetskontrollmätningar med gammakamera innehåller alltid osäkerheter. Vid mätning av joniserande strålning är alla mätningar energi- och dosberoende, vidare finns osäkerheter i mätinstrument och de geometrier med vilka mätningar genomförs. Det är viktigt att man gör det lätt för användaren att repetera mätningen. Således kan man komplettera lokala instruktioner med exakta angivelser av geometrin exempelvis illustrerade med bilder.

## **Dokumentation**

Resultat från prestandakontroller samt signatur från ansvarig för genomförandet ska ske löpande för att kunna följa systemet över tid samt som ett led i det övergripande strålsäkerhetsarbetet.

### **Allmänna råd**

Om leverantören har dedicerade program för kontroller specificerade i detta dokument kan dessa naturligtvis användas. Om man väljer att göra detta rekommenderas att man också beaktar de av leverantören angivna åtgärdsnivåerna.

Vid upprepade mätningar är viktigt att konsekvent använda samma parametrar avseende radionuklid, matrisstorlek, insamlingsparametrar, energifönsterinställningar etc. Om parametrar inte anges specifikt bör inställningarna vara desamma som vid klinisk användning. I de fall vi anger matrisstorlek valfri menar vi att valet inte påverkar mätresultaten.

För att undvika problem med dödtid och pile up-effekter bör räknehastigheten i tester inte överstiga leverantörens rekommendationer.

# TERMINOLOGI OCH DEFINITIONER

## Inre kontroll

(eng. *intrinsic control*)

Kontroller som utförs utan kollimator.

## Yttre kontroll

(eng. *extrinsic control*)

Kontroller som utförs med kollimator (systemkontroll).

## Sluten strålkälla

(eng. *sealed source*)

Ett radioaktivt ämne inneslutet i ett hölje som inte är avsett att öppnas, och där man enbart tänker använda den strålning som kan penetrera höljet eller där det radioaktiva ämnet är fast bundet till ett icke radioaktivt material, exempelvis  $^{57}\text{Co}$ -markör för positionering.

## Öppen strålkälla

(eng. *unsealed source*)

Ett radioaktivt ämne inneslutet i en kapsel av icke radioaktivt material och som är påfyllningsbar, exempelvis  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  i spruta.

## Punktkälla

(eng. *point source*)

En strålkälla med mycket liten utsträckning i alla riktningar.

## Linjekälla

(eng. *line source*)

En strålkälla med huvudsaklig utsträckning längs en linje. En linjekälla utgörs vanligen av ett tunt rör eller slang som monteras utsträckt i luft eller i vävnadsekvivalent material.

## Plankälla

(eng. *flood source*)

En strålkälla med huvudsaklig utsträckning i ett plan.

## Stavkvadrantfantom

(eng. *quadrant bar phantom*)

Ett fantom bestående av ett antal blylameller som är fixerade i ett material med försumbar attenuering. Blylamellernas inbördes avstånd är lika med stavarnas bredd inom samma kvadrant av synfältet. Lamellernas längdaxel är roterade  $90^\circ$  i förhållande till motsvarande längdaxel i närliggande kvadranter.

## Användbart geometriskt synfält (UFOV)

(eng. *useful field-of-view*)

Användbart geometriskt synfält som motsvarar 95 % av det maximala geometriska synfältet.

## Centralt geometriskt synfält (CFOV)

(eng. *central field-of-view*)

Centralt geometriskt synfält som motsvarar 75 % av det användbara geometriska synfältet (UFOV).

## Energiupplösning

(eng. *energy resolution*)

Definieras som den precision med vilken gammakameran kan bestämma energin på de fotoner som detekteras, det vill säga dess förmåga att upplösa olika energitoppar i ett spektrum. Energiupplösningen anges som  $\Delta E/E$ ; där  $\Delta E$  är halvbredden (FWHM, full width half maximum) bredden på halva höjden av fullenergitoppen och  $E$  är fototoppens energi.

## Geometrisk spatiell upplösning

(eng. *spatial resolution*)

Gammakamerans geometriska upplösning beskriver dess förmåga att separera två närliggande punktkällor. Ett mått på upplösningförmågan är halvbredden (FWHM, full width half maximum) och tiondelbredden (FWTM, full width tenth maximum) på linjespridningsfunktionen (LSF) eller punktspridningsfunktionen (PSF).

## Känslighet

(eng. *sensitivity, efficiency*)

Absolut känslighet (cps/MBq) uttrycks som förhållandet mellan uppmätt räknehastighet (cps) och aktivitet (MBq) för en strålkälla med känd aktivitet.

## Linearitet

(eng. *spatial distortion, linearity*)

Gammakamerans förmåga att korrekt avbilda den geometriska formen hos en strålkälla, d.v.s kamerans förmåga att positionera en scintillationshändelse rätt.

## Uniformitet

(eng. *uniformity, homogeneity*)

Gammakamerans förmåga att korrekt avbilda en uniform bestrålning av kristallen. Uniformitet definieras som integral uniformitet och differentiell uniformitet.

$$\text{Integral Uniformitet} = \frac{\text{Max} - \text{Min}}{\text{Max} + \text{Min}} \cdot 100 (\%)$$

Där Max är högsta pixelvärdet och Min är lägsta pixelvärdet inom definierat område



$$\text{Differentiell Uniformitet} = \frac{\text{Max} - \text{Min}}{\text{Max} + \text{Min}} \cdot 100 (\%)$$

Där Max är högsta pixelvärdet och Min är lägsta pixelvärdet inom fem pixlars avstånd i en rad eller en kolumn.

## Rotationscentrum

(eng. *center of rotation* (COR))

Den punkt kring vilken detektorerna roterar. Denna punkt ska sammanfalla med det elektroniska COR och därmed med bildmatrisens centrum.

## Hounsfieldvärde (HU)

(eng. *Hounsfield unit*)

En lineär transformation av den lineära attenueringskoefficienten,  $\mu$ , där vatten definieras som  $\text{HU} = 0$  och luft som  $\text{HU} = -1000$ .

$$\text{HU} = 1000 \times \frac{\mu_x - \mu_{\text{water}}}{\mu_{\text{water}}}$$

Där  $\mu_x$  är den lineära attenueringskoefficienten för material x.

## STRÅLKÄLLOR, FANTOM OCH PRAKTISKA TIPS

För bestämning och kontroll av gammakamerans prestanda finns ett stort antal olika strålkällor och fantom att tillgå. En del är kommersiellt tillgängliga medan andra enkelt kan tillverkas. Radionuklider som förekommer vid test av gammakameror finns definierade i Tabell 1.

Radionuklid	Fotonenergi (keV)	Fotoner per sönderfall (%)	Halveringstid	Kommentar
<sup>57</sup> Co	122	86	271 d	Sluten strålkälla
	136	11		
<sup>99m</sup> Tc	140	89	6 h	Öppen strålkälla
<sup>153</sup> Gd	41	36	242 d	Sluten strålkälla
	42	65		
	47	25		
	97	31		
	103	22		
<sup>133</sup> Ba	356	62	10.7 y	Sluten strålkälla
	81	34		
<sup>111</sup> In	171	90	2.8 d	Öppen strålkälla
	245	94		

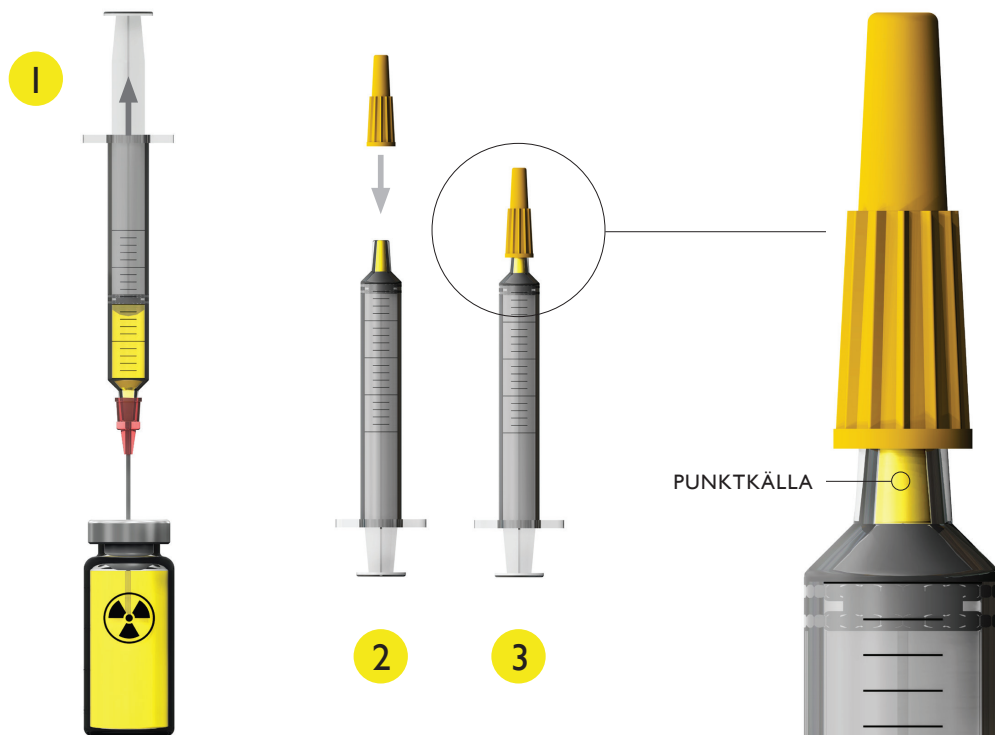
[Tabell 1]

Radionuklider som förekommer vid kvalitetskontroll av gammakamera.

Nedan återges ett urval av strålkällor och fantomtyper som refereras till i dessa rekommendationer.

## Punktkälla

Punktkällan innesluts lämpligen i en plastbehållare (glas är inte lämpligt ur attenueringssynpunkt). Den absorberade och spridda strålningen i behållarens väggar ska vara konstant och så liten som möjligt i alla riktningar. En enkel punktkälla kan tillverkas genom att dra upp liten volym aktivitet i toppen på en spruta [Fig 1].

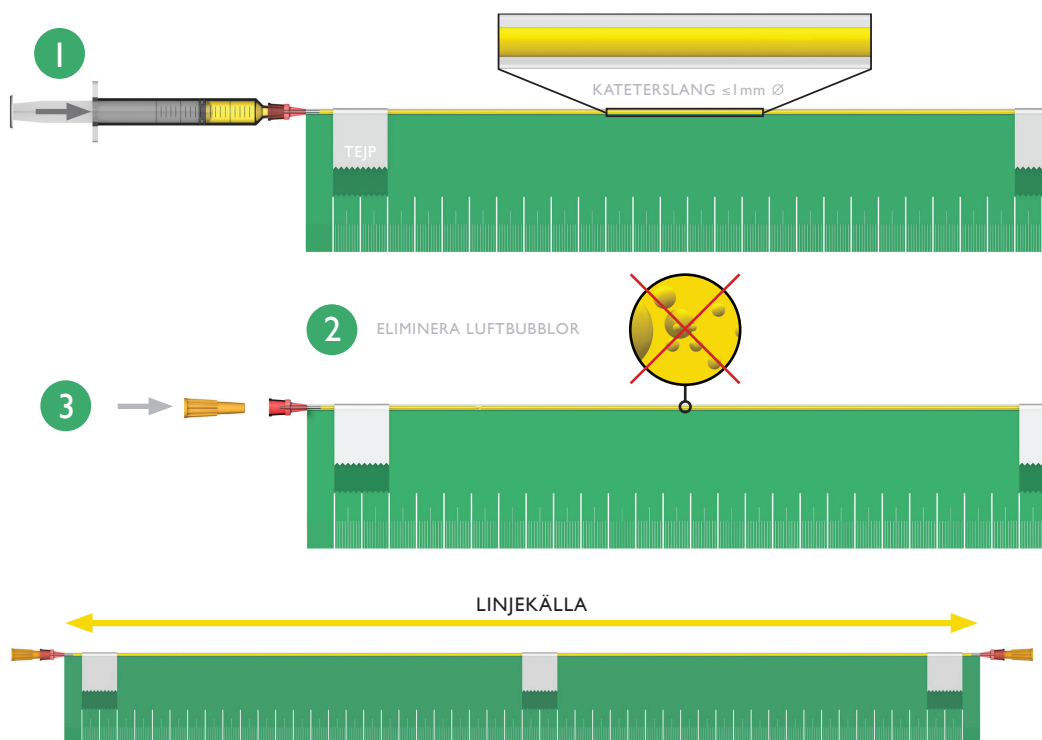


[Fig. 1]

Tillverkning av enkel punktkälla genom att dra upp liten volym av aktivitet i toppen av en spruta.

## Linjekälla

Rörets inre diameter ska vara  $\leq 1$  mm och konstant över rörets längd och vägg tjockleken ska vara tunn och jämn. En enkel linjekälla kan tillverkas av kateterslang, samt en plastlinjal [Fig 2]. Slangen fästs med tejp på linjalen och en tunn injektionsnål fästs i varje ände. Slangen fylls med radioaktiv lösning och försluts med sprutstopp. Om den radioaktiva lösningen blandas med bläck eller annan färg kan man enkelt kontrollera att inga luftbubblor finns i slangen samt att aktiviteten inte läcker.



[Fig. 2]

Tillverkning av enkel linjekälla med kateterslang fäst med tejp längs med linjal: 1. Fyll slangen med aktivitet. 2. Eliminera luftbubblor. (Lösningen kan färgas för lättare visuell inspektion.) 3. Förslut slangen.

## Plankälla

Plankällor finns kommersiellt tillgängliga via ett flertal företag. Dessa plankällor består i regel av  $^{57}\text{Co}$  injuten i materialet och finns i olika varianter; transparenta, styva och även mjuka som kan rullas ihop vid förvaring. Grundkravet på en plankälla är att den ska ge en homogen bestrålning av gammakameran. Plankällans uniformitet anges i specifikationen.

När en  $^{57}\text{Co}$ -plankälla med hög aktivitet ( $\geq 370$  MBq) är ny finns en risk för förekomst av föroreningar av radionuklider med hög fotonenergi vilka bidrar till att bredda energitoppen. Dessa har dock kort fysikalisk halveringstid så problemet avtar med tiden och kan undvikas helt om man låter den nya plankällan avklinga några veckor innan den tas i bruk.

Det finns även fyllbara plankällor för användning med valfri radionuklid. Dessa finns i många olika varianter, kommersiella såväl som egentillverkade. Det är viktigt att man följer leverantörens instruktioner vid påfyllning och att man blandar väl så att aktivitetsfördelningen blir homogen. Det är viktigt att säkerställa att det inte finns luftbubblor i plankällan. De allra enklaste modellerna bör man inte fylla i upprätt läge eftersom risken är att vattnets tyngdkraft gör att sidostyckena trycks ut vilket medför att plankällan blir tjockare på mitten och avbildningen av fantomet därmed inte blir uniform.

## Fantom för känslighetsmätning

Ett tunt skikt av en noggrant bestämd aktivitet av lämplig radionuklid i en petriskål (diameter ca 10 cm). Ett filterpapper i botten av skålen kan användas för att få en jämn fördelning av aktiviteten.

## Stavkvadrantfantom

Används med punktkälla för kontroll av inre upplösning och linearitet eller med plankälla för kontroll av yttre upplösning och linearitet.

Fantomet ska täcka kamerans geometriska synfält. Lämplig bredd på blylamellerna ligger i intervallet 2-4 mm beroende på kamerans upplösning. Det tätaste stavsetet bör, på en modern gammakamera, ej kunna urskiljas medan kvadranten med glesaste stavsetet klart och tydligt ska kunna urskiljas.

## Jaszczak-fantom

Kommersiellt tillgängligt fantom med sex solida och/eller fyllbara sfärer av olika storlek (ca 0.5 - 20 ml) placerade i ett fyllbart cylinderrfantom. Fantomet innehåller också en del med solida stavar och del som möjliggör en tomografiskt uniform avbildning. Fantomet används för prestandakontroll av SPECT, t.ex. kontroll av uniformitet, upplösning och kontrast. Vidare kan fantomet användas för utvärdering av attenuerings- och spridningskorrektions samt rekonstruktionsparametrars och filters påverkan på spatiell upplösning.

## Fantom för upplinjerings mellan SPECT och CT

De flesta leverantörer har dedicerade fantom för upplinjerings mellan SPECT- och CT-systemen. Gemensamt är att fantomen har detaljer uträckta i tre dimensioner som kan registreras i båda systemen.

## CT-fantom

De flesta leverantörer har dedicerade fantom för kontroll av CT-prestanda. Gemensamt för dessa fantom är att de används för luft och vattenkalibrering och även har detaljer för att kontrollera upplösning, kontrast och uniformitet.

# ÖVERBLICK KONTROLLER OCH FREKVENNS

Kontroll	Leveranstest	Frekvens				
		Daglig	Månad	Årlig	Efter serviceingrepp	Vid behov
Visuell inspektion av kollimatorer						
Kontroll av bakgrunds nivå						
Energitoppens läge, yttre						
Yttre uniformitetskontroll						
Kontroll av CT						
Energitoppens läge, inre						
Inre uniformitetskontroll för <sup>99m</sup> Tc						
Kontroll av rotationscentrum (COR)						
Upplinjer av SPECT och CT						
Prestandakontroll SPECT						
Prestandakontroll CT						
Prestandakontroll helkroppsundersökning						
Spatiell upplösning/linjeartitet						
Systemkänslighet						
Energiupplösning						
Inre uniformitet för andra kliniskt använda radionuklider						
Energitoppens läge för andra kliniskt använda radionuklider						
Spatiell flerfönsterregistrering						

**[Tabell 2]**

Rekommenderade kontroller av gammakamera samt förslag på när dessa kan utföras. Efter serviceingrepp kan t. ex. vara detektorkalibrering, serviceingrepp i gantry eller detektorhuvud, modifikation i mjukvara för bildinsamling och rekonstruktion.

# REKOMMENDERADE KONTROLLER

## Visuell inspektion av kollimatorer

### *Syfte*

Om kollimatorn är skadad påverkas bildkvaliteten.

### *Material och metod*

Kontrollera visuellt att kollimatoren inte är skadade.

### *Rimliga värden*

Se kontroll av yttre uniformitet nedan.

### *Åtgärder*

Utför en kontroll av yttre uniformitet på den skadade kollimatorn. Om kameran används för tomografi gör även en uniformitetskontroll med ett uniformitetsfantom för SPECT.

## Kontroll av bakgrunds nivå

### *Syfte*

Om aktivitet över bakgrunds nivån finns i gammakamerans närhet påverkar det både bildkvalitet vid undersökning samt resultat vid kontroller och kalibrering av systemet.

### *Material och metod*

Kontrollera räknehastigheten för varje detektor med energifönsterinställning för  $^{99m}\text{Tc}$ . Jämför med fastställd bakgrunds nivå. Ett högre värde än normalt kan indikera att gammakameran är kontaminerad eller att störande strålkälla finns i närheten.

### *Rimliga värden*

Bakgrunds nivån ska ej vara högre än den dubbla fastställda bakgrunds nivån.

### *Möjliga orsaker*

Bakgrunds nivån kan vara hög beroende på att strålkällor finns i närheten. Vidare kan kontamination finnas exempelvis på gammakameran, britsen, golvet eller i soporna.

### *Åtgärder*

Genomför en avsökning med strålskydds instrument (kontamineringsmätare).

## Energitoppens läge, yttre

### Syfte

Energitoppen ska ligga inom angivet energifönster. Om energitoppen ligger utanför fönstret kommer antal pulser som registreras bli färre vilket påverkar bildkvaliteten.

### Material och metod

$^{57}\text{Co}$  plankälla

### Inställningar

Matrisstorlek:	valfri
Aktivitetsnivå:	ca 100-370 MBq
Räknehastighet:	< 30 kcps
Totalt antal pulser:	> 5 000 000

Plankällan placeras direkt på kollimatoren. Om man har en kamera utrustad med två huvuden roteras dessa till horisontellt läge och förs ihop maximalt. Plankällan placeras direkt på den undre detektorn.

### Rimliga värden

Energitoppen bör ligga inom  $\pm 3$  keV från förväntad energi (122 keV).

### Åtgärder

Kontrollera eventuellt energitoppens läge för  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  och om även denna avviker rekommenderas en ny energikalibrering.

## Yttre uniformitetskontroll

### Syfte

Kontrollerar att detektor och kollimator tillsammans ger en uniform avbildning av en homogen bestrålning.

### Material och metod

Plankälla, t.ex.  $^{57}\text{Co}$ .

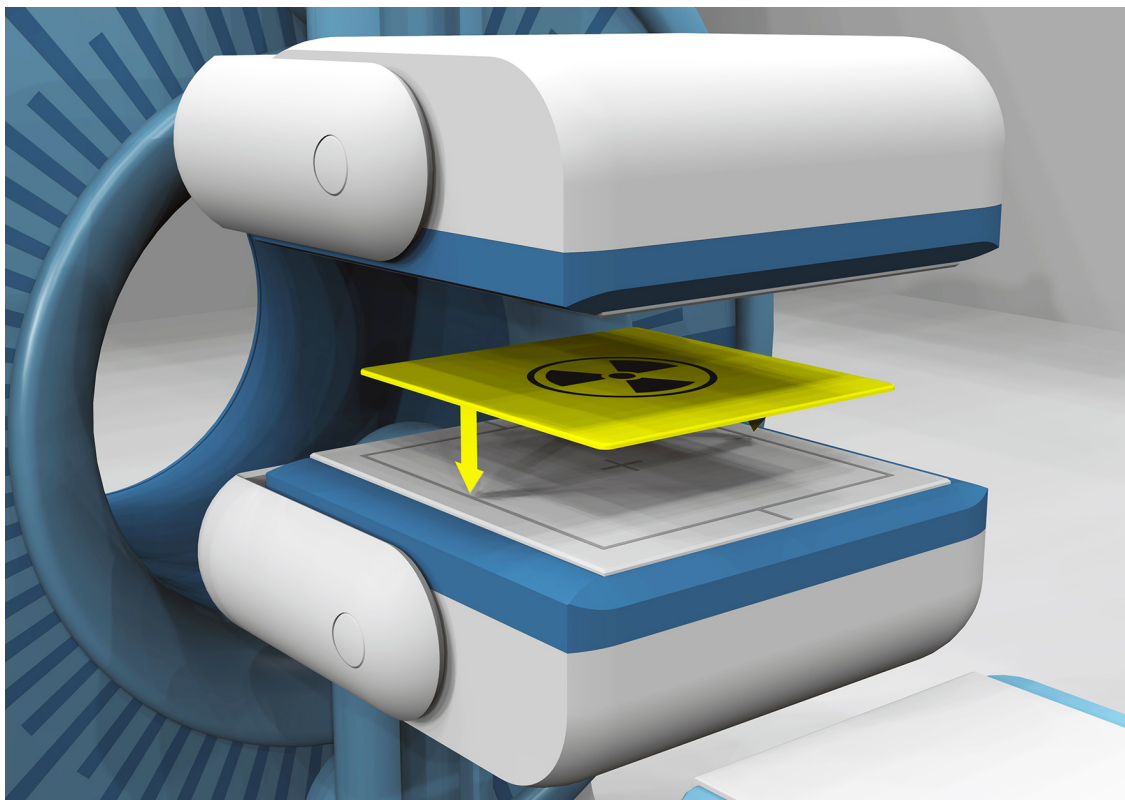
Plankällan placeras direkt på kollimatoren [Fig 3a]. Om man har en kamera utrustad med två huvuden roteras dessa till horisontellt läge och förs ihop maximalt [Fig 3b].

Plankällan placeras direkt på den undre detektorn.

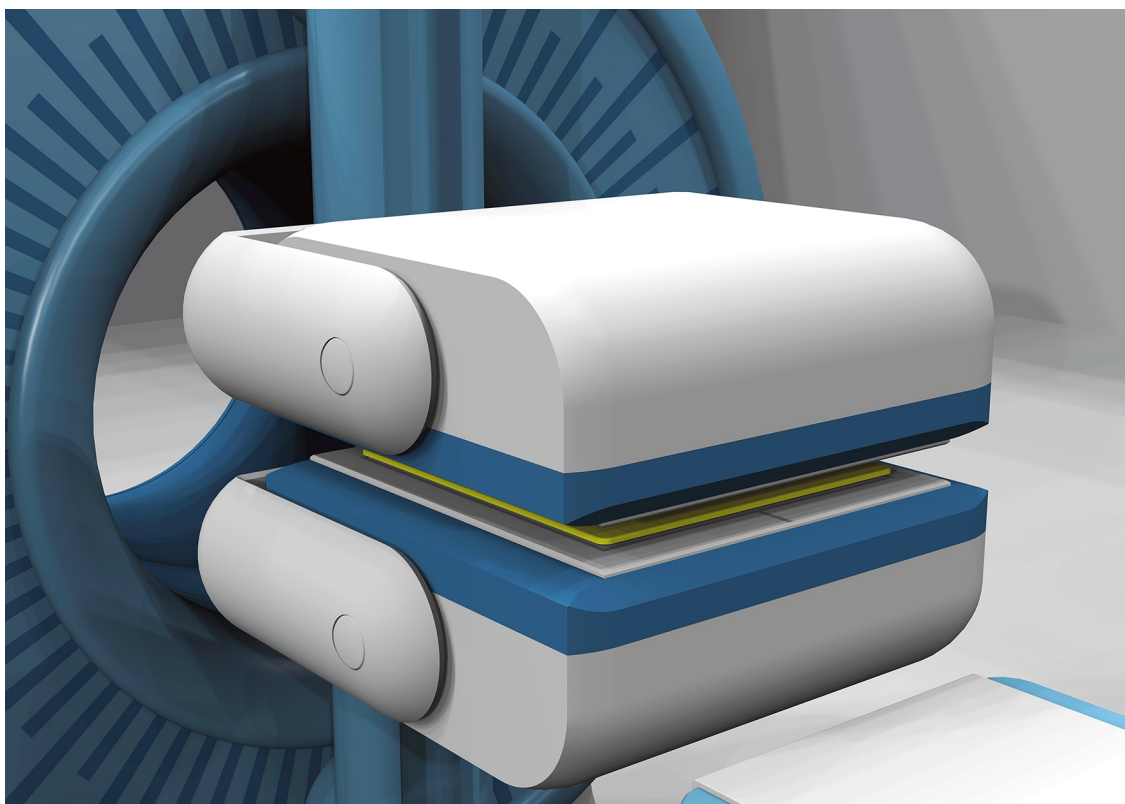
### Inställningar

Matrisstorlek:	256x256
Aktivitetsnivå:	ca 100-370 MBq
Räknehastighet:	< 30 kcps
Totalt antal pulser:	> 5 000 000
Kollimator:	valfri





**[Fig. 3a]**  
*Plankällan (gul) placeras direkt på kollimatorm.*



**[Fig. 3b]**  
*Kamerahuvudena ska vara roterade till horisontellt läge och förs därefter inhop maxiamlt, med plankällan liggande på undre kollimatorm.*

### **Utvärdering**

Uniformiteten kan inspekteras visuellt och/eller kvantitativt. Vid kvantitativ utvärdering beräknas integral och differentiell uniformitet i UFOV. Vid visuell utvärdering, inspektera bilden med avseende på uniformitetsbrister. Använd lämpligen en kontrastrik färgskala som lättare påvisar små skillnader i uniformitet.

### **Rimliga värden**

#### *Kvantitativt*

UFOV, integral	<5%
UFOV, differential	<5%

#### *Visuellt*

Avbildningen ska vara uniform och inte ha några synbara defekter, som till exempel konturer av PM-rör.

### **Möjliga orsaker**

Inhomogeniteter i bilden kan bero på att PM-rör håller på att lossna, på kristalldefekter, kollimatordefekter, energidrift, linearitetsfel.

### **Åtgärder**

Kontrollera uniformiteten utan kollimator för att se om inhomogeniteter kvarstår. Beroende på inhomogenitetens storlek, intensitet och dess placering kan åtgärderna se olika ut. Smärre uniformitetsfel kan åtgärdas med ny PM-tuning och/eller uniformitetskorrektur. Grövre uniformitetsfel bör åtgärdas med byte av PM-rör. Om byte ej kan göras omedelbart kan även dessa uniformitetsfel korrigeras tillfälligt med ny korrektur. Grundfelet ska dock åtgärdas så fort som möjligt. När åtgärd väl är utförd ska en ny uniformitetskorrektur läsas in.

## **Energitoppens läge, inre**

### **Syfte**

Energitoppen ska ligga inom valt energifönster. Om energitoppen ligger utanför fönstret kommer antal pulser som registreras bli färre vilket påverkar bildkvaliteten.

### **Material och metod**

$^{99m}\text{Tc}$  punktkälla.

Ta av kollimatorerna och sätt på plastskydd vid behov. Placera punktkällan, centrerad över detektorytan, på ett avstånd av minst 5 FOV mellan detektor och strålkälla. Leverantörer kan ha varianter av denna inställning, använd i så fall dessa.

### **Inställningar**

Matrisstorlek:	valfri
Aktivitetsnivå:	ca 35-50 MBq
Räknehastighet:	< 30 kcps
Totalt antal pulser:	minst 5 000 0000

Kontrollera visuellt att energifönstret är korrekt positionerat över energitoppen. Om möjligt, kontrollera även numeriskt energitoppens energiposition, genom exempelvis en Gauss-anpassning.

#### **Rimliga värden**

Energitoppen bör ligga inom  $\pm 2$  keV från förväntad energi (140 keV).

#### **Åtgärder**

Om energitoppen avviker  $> 2$  keV rekommenderas en ny energikalibrering.

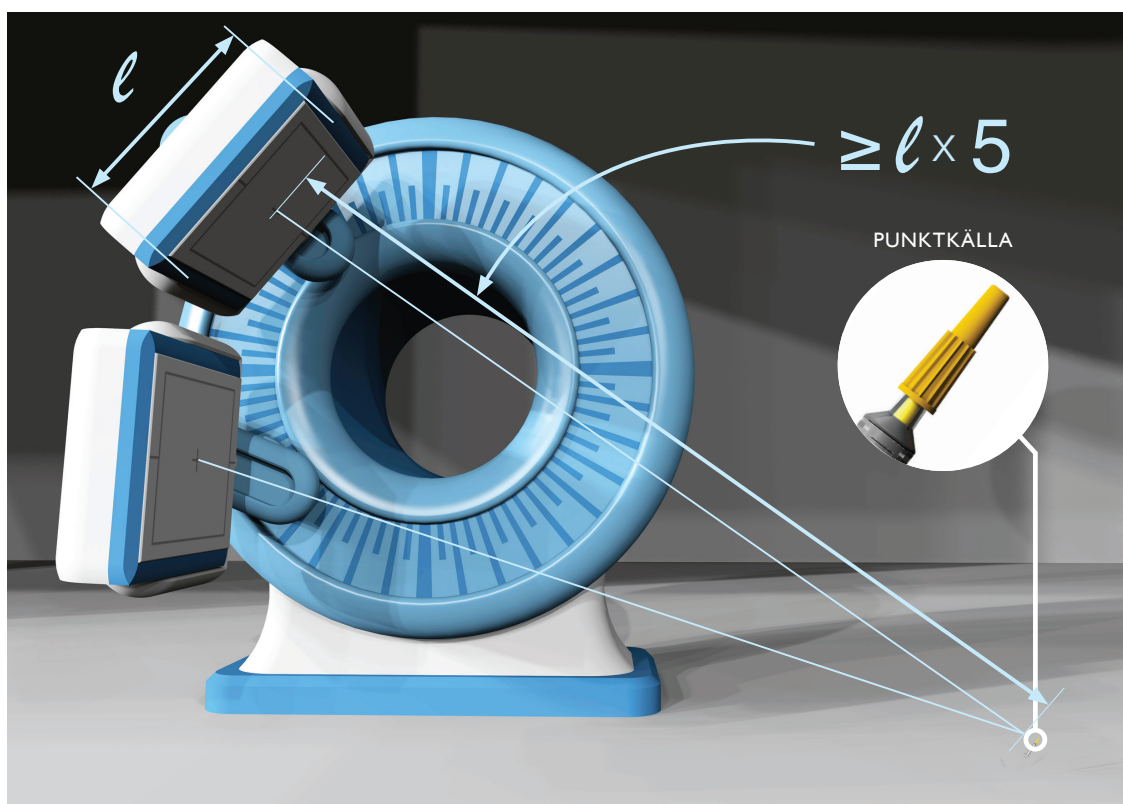
## Inre uniformitetskontroll för $^{99m}\text{Tc}$

#### **Syfte**

Kontrollerar att detektorn ger en uniform avbildning av en homogen bestrålning.

#### **Material och metod**

$^{99m}\text{Tc}$  punktkälla. Ta av kollimatorenna och sätt på plastskydd vid behov. Placera punktkällan, centrerad över detektorytan, på ett avstånd av minst 5 FOV mellan detektor och strålkälla. Beroende på hur kamerahuvudena kan vinklas kan två huvuden bestrålas simultant, se [Fig 4].



[Fig. 4]

Placera punktkällan centrerad i förhållande till detektorytan. Kamerahuvudena kan eventuellt vinklas så de bestrålas simultant.

### **Inställningar**

Matrisstorlek:	128 / 256
Aktivitetsnivå:	ca 35-50 MBq
Räknehastighet:	< 30 kcps
Totalt antal pulser:	minst 10 000 000

Värden på integral och differentiell uniformitet inom UFOV och CFOV beräknas. Bilden bör även inspekteras visuellt.

### **Rimliga värden**

Kvantitativt	
UFOV, integral	<5%
UFOV, differential	<5%
CFOV, integral	<3 %
CFOV, differential	<3%

### Visuellt

Avbildningen ska vara uniform och inte ha några synbara defekter, som till exempel konturer av PM-rör. Använd lämpligen en kontrastrik färgskala som lättare påvisar små skillnader i kontrast.

### **Möjliga orsaker**

Inhomogeniteter i bilden kan bero på att PM-rör håller på att lossna, på kristalldefekter, energidrift eller linearitetsfel.

### **Åtgärder**

Beroende på inhomogenitetens storlek, intensitet och dess placering kan åtgärderna se olika ut. Mindre uniformitetsfel kan åtgärdas med ny uniformitetsmap. Grövre uniformitetsfel bör åtgärdas med ny PM-tuning/byte av PM-rör. Om detta ej kan göras omedelbart kan även dessa uniformitetsfel korrigeras tillfälligt helt eller delvis med en ny uniformitetsmap. Självklart ska grundfelet åtgärdas så fort som möjligt. När åtgärd väl är utförd ska en ny uniformitetskorrektion läsas in. I vissa fall kan kameran användas i begränsad utsträckning utan åtgärd, informera i så fall den läkare som ska bedöma bilderna.

## **Kontroll av rotationscentrum (COR)**

### **Syfte**

Kontroll av överensstämmelse mellan faktiskt (mekaniskt rotationscentrum) och avbildat (bildmatrisens) rotationscentrum som funktion av rotationsvinkel.

### **Inställningar**

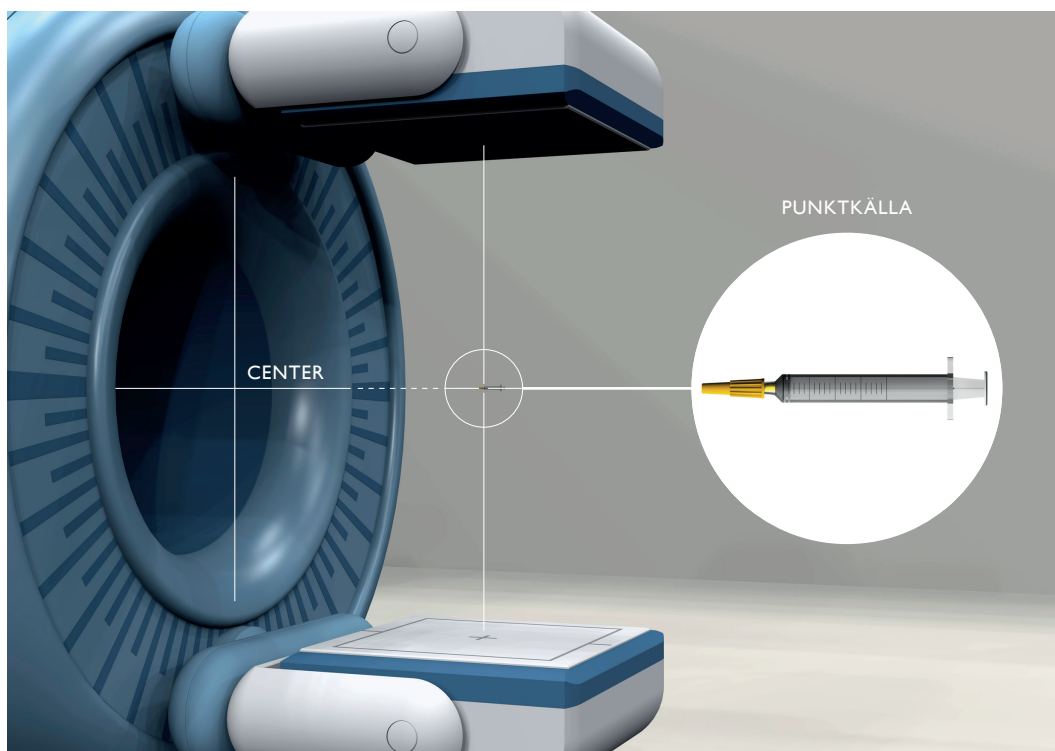
Följ leverantörens rekommendationer.

### **Material och metod**

De flesta gammakameralleverantörer har anpassad programvara för kontroll av COR och denna bör då användas. Säkerställ med hjälp av ett vattenpass att

detektorhuvudena inte står snett. Kontrollera även detektorns vinkling (tilt) vid såväl 0° som 180°. Skillnader i uppmätt detektorvinkel kan betyda att hela gantryt lutar. Kontrollen genomförs för samtliga kombinationer av kollimatorer och detektorkonfigurationer (ex. 180° och 90°) som används för tomografiska undersökningar [Fig 5].

Resultaten presenterar av de flesta leverantörer som avvikelsen i x-led respektive y-led mellan faktiskt (mekaniskt rotationscentrum) och avbildat (bildmatrisens) rotationscentrum som funktion av rotationsvinkel.



[Fig. 5]

Punktkälla placeras längs centrumaxel mellan kamerahuvudena.

(OBS! Använd anpassad ställning för punktkälla samt programvara från kameraleverantör då denna finns tillgänglig).

### Rimliga värden

Följ om tillgängligt leverantörens gränsvärden.

COR medel offset: < 1 mm

COR max offset: < 0,5 pixel

Punktkällans y-position (axiell riktning) i bildmatrisen ska idealt vara oförändrad under tomografin samt vara identisk för alla detektorhuvuden.

### Möjliga orsaker

Variationer i y-positioneringen är tecken på att detektorytan inte är parallell med rotationsaxeln eller att kollimatoren är defekt. Skillnader mellan olika detektorhuvuden indikerar dålig upplinjering av huvudena mot varandra. Mekaniken i gantry, upplinjering av kollimatorerna eller inkorrekt analog till digital förstärkning kan också påverka resultatet.

### **Åtgärder**

Gör en kalibrering av rotationscentrum enligt leverantörens anvisningar.

### **Alternativ kontrollmetod**

En alternativ metod att kontrollera upplinjeringen mellan två detektorhuvuden samt mellan detektoryta och gantrys rotationsaxel är som följer. Följ leverantörens rekommendationer avseende inställningar.

- Placera en punktkälla nära gantrys rotationscentrum.
- Läs in två 360° SPECT med bara detektor 1, den första med minsta möjliga rotationsradie (1a) och den andra med maximal rotationsradie (1b).
- Upprepa punkt 2 för detektor 2. Dessa inläsningar benämns 2a resp. 2b.
- Rekonstruera samtliga inläsningar på samma sätt.
- Subtrahera transversalsnitten för 2a från de för 1b. Vid korrekt upplinjering mellan detektorerna uppvisar de resulterande bilderna en perfekt och jämntjock ringform.
- Subtrahera på samma sätt transversalsnitten för 1a från 1b och 2a från 2b. Även här uppvisas en jämntjock ringform om detektorytan är parallell med gantrys rotationsaxel. Observera att ojämnheter i ringformen också kan ses vid kollimatordefekter.

## **Upplinjering av SPECT och CT**

### **Syfte**

Det är av yttersta vikt att SPECT- och CT-bilden är anpassade till varandra både för att erhålla en korrekt attenueringskorrektio n och för att med hög noggrannhet kunna lokalisera ett aktivitetssupptag.

### **Material och metod**

De flesta leverantörer har anpassad programvara för kontroll av tredimensionell samregistrering av SPECT- och CT-data. Det finns också leverantörspecifika fantom med tillhörande öppna eller slutna strålkällor. För detta test, följ leverantörens anvisningar. Resultatet presenteras som avvikelse i en, alternativt flera punkter i tre dimensioner (x, y och z).

### **Rimliga värden**

Avvikelse < 5 mm

### **Åtgärder**

Ny kalibrering bör utföras.

## Kontroll av CT

### (uniformitet, kontroll av luft/vattenkalibrering, brus)

#### *Syfte*

Prestandakontroll av CT-utrustningen gällande uniformitet, brus och HU-värden.

#### *Material och metod*

De flesta leverantörer har anpassad programvara för kontroll av CT-utrustningen. De dagliga QC-procedurena börjar med uppvärmning av röntgenröret, eventuellt för olika rörspänningar och rörströmmar. Vidare kontrolleras, med hjälp av ett cylindriskt vattenfyllt fantom, tomografisk uniformitet, noggrannhet i HU-värden för vatten och statistiskt brus i bilden.

#### *Rimliga värden*

Använd leverantörens rekommenderade gränsvärden.

#### *Alternativ kontrollmetod*

Tomografisk uniformitet kan utvärderas visuellt eller med kvantitativt med hjälp av ROI:ar utplacerade i vattenfantomet. Skillnaden i HU-värden mellan en centralt placerad ROI och perifert placerade ROI:ar bör ej överstiga 5 HU-enheter. Noggrannheten i HU-värdena kan utvärderas med samma ROI:ar, medel HU-värdet i varje ROI ska jämföras med förväntat HU-värde för vatten (0). Statistiskt brus utvärderas genom att jämföra standardavvikelsen (SD) av HU-värdena i varje ROI med en referensvärde uppmätt vid installation. För statistiskt brus ska uppmätt standardavvikelse ej vara större än 2 gånger referensvärdet.

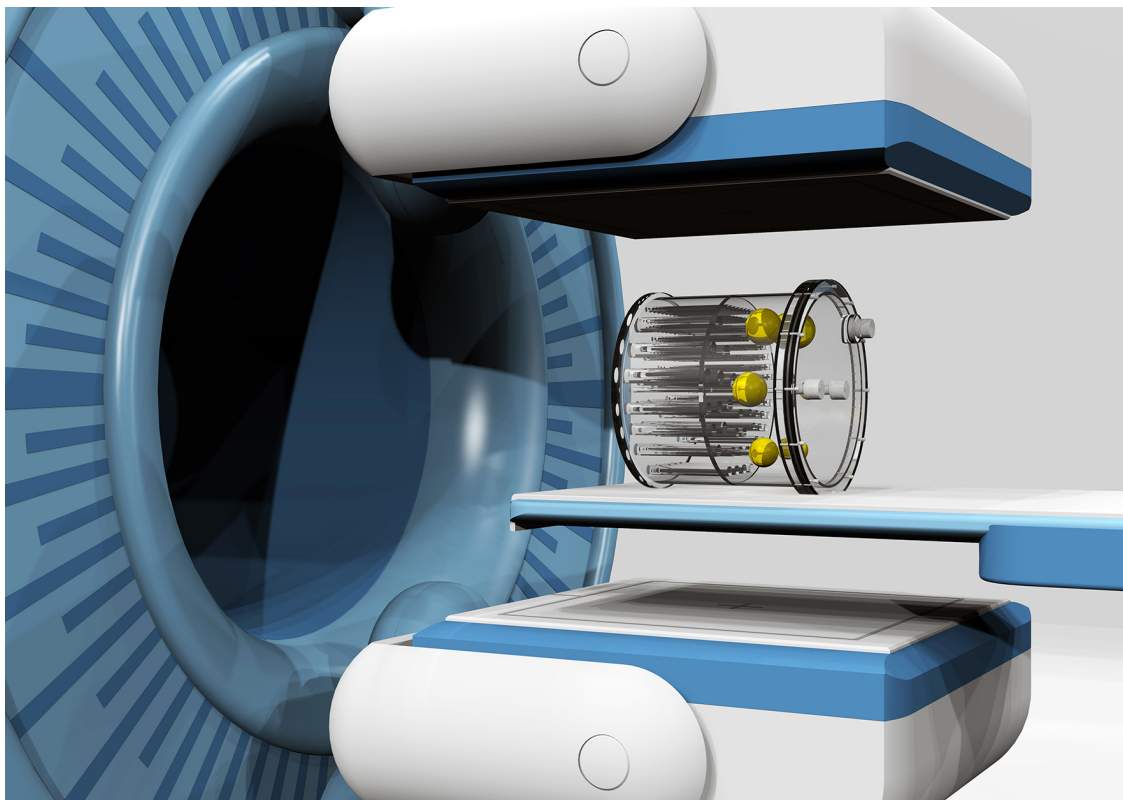
## Prestandakontroll SPECT

#### *Syfte*

Kontroll av systemets tomografiska prestanda gällande uniformitet, upplösning och fysikaliska korrekationer.

#### *Material och metod*

Ett tomografiskt fantom av Jaszczak-typ fylls med aktivitet som blandas väl. Fantomet bör ha en uniform del och en del där man kan se kalla partier i form av plexistavar/sfärer med kända dimensioner. Positionera fantomet på patientbritsen (eller i hållare) så att fantomet's längdaxel är centrerad och parallell med britsen [Fig. 6].



[Fig. 6]

Jaszczak-fantom placerat centrerat i kamerans längdaxel och parallellt med britsen.

### Inställningar

Matrisstorlek:	128
Aktivitetsnivå:	ca 400-600 MBq $^{99m}\text{Tc}$
Kollimator:	GP/HR
Tomografi:	360°
Antal projektioner:	120
Insamlingstid:	ca 30 s/vinkel

Rekonstruera med den kliniskt mest använda rekonstruktionsmetoden. Antalet pulser per rekonstruerat transversellt snitt (5 mm) bör vara ca 1 miljon. Om möjligt gör attenueringskorrektion.

### Utvärdering

1. Titta igenom de transversella snitten.
2. Välj ett centralt snitt från den sektion i fantomet med kalla partier.
3. Placera en ROI (5x5 pixlar) i ett kallt parti respektive i bakgrund för att mäta kontrasten.

$$C_{\text{bild}} = (C_{\text{kall}} - C_{\text{bakgrund}}) / (C_{\text{kall}} + C_{\text{bakgrund}}).$$

4. Välj ett centralt snitt från den sektion i fantomet som är uniform.
5. Lägg ca 10 ROI:ar i bilden (5x5 pixlar) och notera max- och minvärde i dessa ROI:ar.



6. Beräkna ett medelvärde på min- respektive maxvärdena.  
Uppskatta kontrasten:

$$C_{\text{uniform}} = (C_{\text{max medel}} - C_{\text{min medel}}) / (C_{\text{max medel}} + C_{\text{min medel}})$$

7. Lägga en ROI (5x5 pixlar) i centrum  $C_{\text{cent}}$  samt en ca 2 cm från kanten på fantomet  $C_{\text{kant}}$ . Beräkna skillnaden kvoten  $C_{\text{cent}} / C_{\text{kant}}$ .

**Om ringartefakter finns i något snitt:**

1. Lägga en ROI genom centrum på fantomet, ca 5 pixlar hög och ta ut en snittprofil. Hur ser attenueringsprofilen ut?
2. Identifiera min och max värdet för ringartefakten ( $C_{\text{min}}$  resp.  $C_{\text{max}}$ ) från attenueringsprofilen.
3. Ta två värden utanför ringartefakten från attenueringsprofilen ( $C_1$  resp.  $C_2$ ).
4. Beräkna:  $C_{\text{medel}} = (C_1 + C_2) / 2$
5. Uppskatta kontrasten som:

$$(C_{\text{min}} - C_{\text{medel}}) / (C_{\text{min}} + C_{\text{medel}}) \text{ samt}$$

$$(C_{\text{max}} - C_{\text{medel}}) / (C_{\text{max}} + C_{\text{medel}})$$

för att få max- och min-värden på kontrasten.

**Rimliga värden**

Kontrasten mellan ringartefakt och homogen bakgrund ska inte överstiga 10 %.  
Skillnaden mellan en centralt placerad ROI och en ROI placerad i fantomets kant ska inte överstiga 10 %.  
Övriga uppmätta värden relateras till värden uppmätta vid acceptanstest.

**Åtgärder**

Kontrollera den planara uniformiteten och COR.

## Prestandakontroll CT

**Syfte**

Kontroll av CT-systemets prestanda och stråldos.

**Material och metod**

Det finns många olika typer av datortomografer som kan ingå i SPECT/CT system. Från enkla sk. "lågdos"-CT som inte i sig själv kan användas för primär CT-diagnostik, till moderna "multisnitts"-CT med samma prestanda och diagnostikmöjligheter som en dedicerad datortomografiutrustning. Datortomografer i dessa hybridssystem ska kontrolleras årligen.

Vi rekommenderar att kontrollerna görs enligt med, antingen egna etablerade metoder för CT-kontroll, leverantörens metoder eller genom inbyggda kontrollprogram i systemet.

I kontrollen ska ingå:

- Halvvärdestjocklek (HVL), totalfiltrering
- Rörspänning och tid
- Dos/mAs linearitet samt dos/detektorkänslighet
- Computed tomography dose index weighted,  $CTDI_w$
- Laserpositionering
- Bordsförflyttning
- Mekanisk stabilitet
- Snittjocklek
- *Bildkvalitet:*
  - Högkontrastupplösning
  - Lågkontrastupplösning
  - HU-värdens linearitet och uniformitet
  - Brus
  - Artefakter

#### **Rimliga värden**

Resultaten jämförs med datortomografens specifikationer och utförda acceptanstester.

## **Prestandakontroll helkroppsundersökning**

### **Syfte**

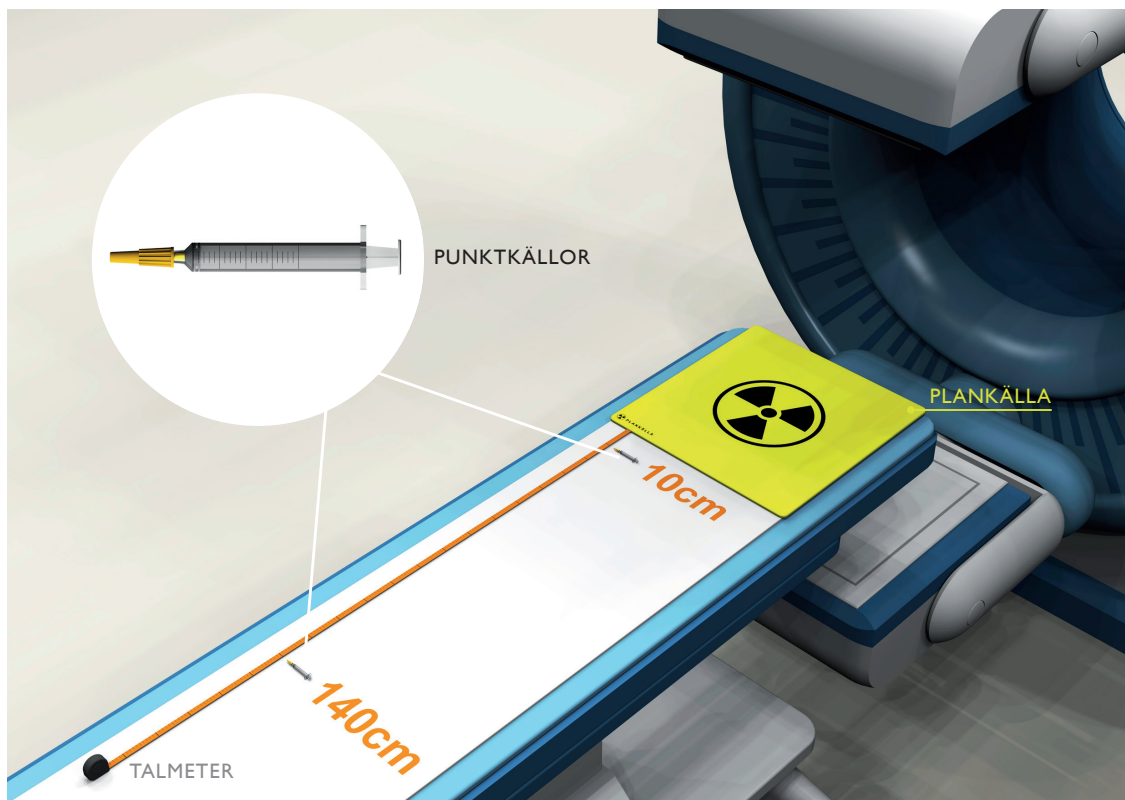
Kontroll av det elektroniska öppningsfönstret, bordsförflyttning samt scanlängd. Har man fel i det elektroniska öppningsfönstret/bordsförflyttning ger det mörkare/ljusare band vid insamling av en plankälla

### **Material och metod**

- $^{57}\text{Co}$  plankälla
- 2 st  $^{57}\text{Co}$  punktkällor
- 1 st talmeter

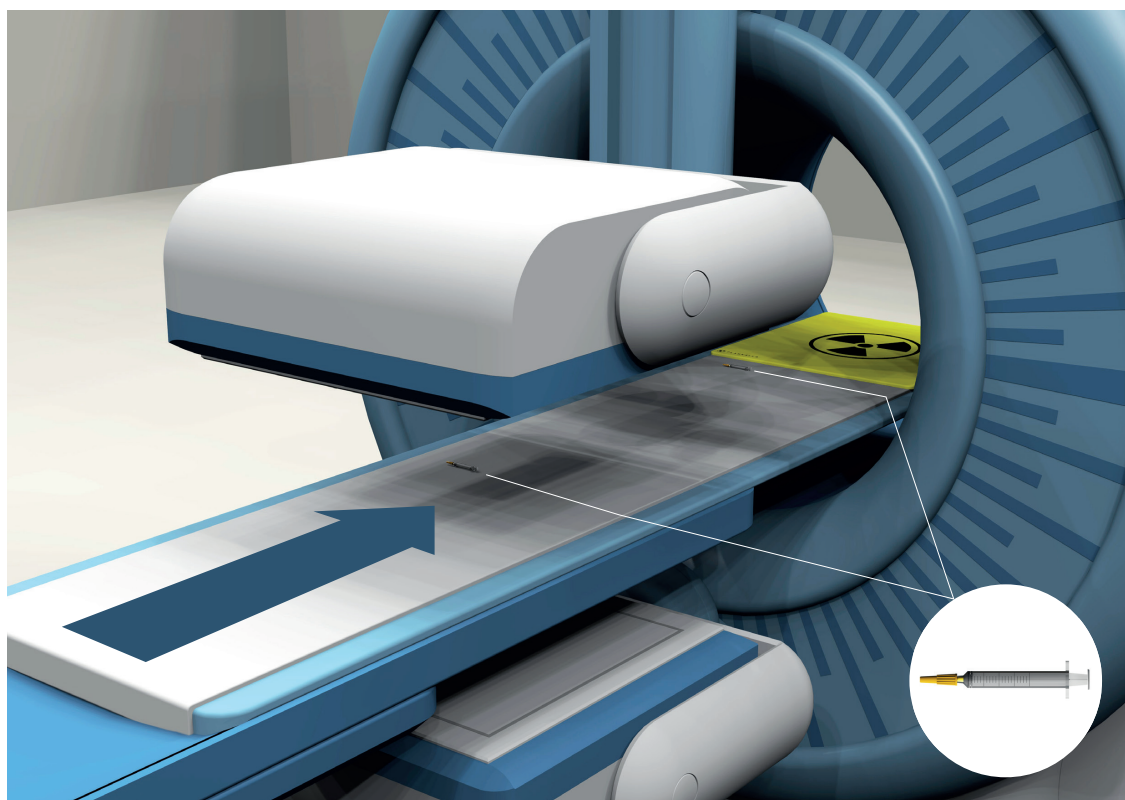
Använd ett kliniskt helkroppsprotokoll.

1. Placera plankällan på britsens ena ände, där scanningen börjar **[Fig 7a]**.
2. Placera talmeteren på britsen utdragen från plankällan till britsens slut **[Fig 7a]**.
3. Placera punktkällorna på 10 cm och på slutet av britsen t. ex. vid 140 cm.
4. Ställ in för scanning motsvarande kamerans utsträckning.
5. Starta insamling **[Fig 7b]**.



[Fig. 7a]

Uppställning av prestandakontroll helkroppsundersökning:  
Placera plankällan i britsens ände och två punktkällor på 10 cm respektive 140 cm avstånd från den.



[Fig. 7b]

Insamling av data sker genom scanning enligt kliniskt helkroppsprotokoll.

### ***Utvärdering***

Lägg en profil (128 pixel bred) i scanlängden över plankällan. Denna ska vara homogen.

Kontrollera visuellt att bilden inte innehåller synliga band.

Mät avståndet mellan punktkällorna på avbildningen genom att lägga en profil över de avbildade punktkällorna. Beräkna centroiden av antalet pulser för varje punktkälla enligt metoden för spatiell flerfönsterregistrering nedan. Avståndet mellan punktkällorna är skillnaden mellan centroidernas pixelnummer multiplicerat med pixelstorleken.

### ***Rimliga värden***

Profilens (max-min)/max bör vara  $< 3\%$ .

Visuellt bör inga synliga band vara urskiljbara.

Avståndet mellan punktkällorna bör överensstämma med uppmätt värde inom  $\pm 0,5$  cm.

### ***Möjliga orsaker***

Om band kan detekteras beror det på att det elektroniska fönstret inte öppnas kontinuerligt. Om avståndet mellan punktkällorna avviker kan det bero på att scanningen inte sker med konstant hastighet.

### ***Åtgärder***

Kontakta service.

# KONTROLLER VID BEHOV

## Spatiell upplösning och linearitet – visuell utvärdering

### Syfte

Att upptäcka distorsion avseende spatiell upplösning och linearitet. Metoden påvisar upplösningen över hela bildfältet och är ett komplement till den kvantitativa metoden nedan. Kontrollen bör genomföras för varje uppsättning av kollimatorer som används kliniskt.

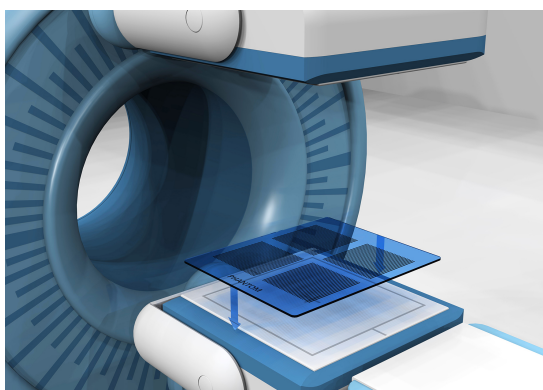
### Material och metod

Placera detektorhuvudet horisontellt. Placera stavkvadrantfantomet direkt på kollimatoren med en plankälla ovanpå [Fig 8]. Det är viktigt att noggrant linjera upp stavarna med kamerans *x*- och *y*-axel. Samla in en bild, vänd därefter fantomet "upp och ner" och samla in en bild. Gör om samma procedur med stavkvadrantfantomet roterat 180 grader och samla in två bilder till. Detta medför att samtliga av kamerans kvadranter testas mot fantomet's kvadranter.

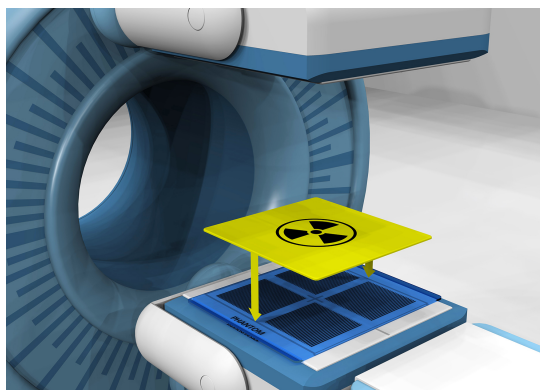
$^{57}\text{Co}$  eller  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  plankälla. Stavkvadrantfantom som matchar systemets upplösning

### Inställningar

Matrisstorlek:	största möjliga
Pixelstorlek:	$\leq 0.1$ FWHM
Aktivitetsnivå:	ca 200-400 MBq (om $^{99\text{m}}\text{Tc}$ plankälla)
Totalt antal pulser:	minst 5-6 miljoner pulser.



[Fig. 8a]  
1. Placera stavkvadrantfantomet på kollimatoren.



[Fig. 8b]  
2. Placera plankällan ovanpå stavkvadrantfantomet.



[Fig. 8c]

Insamling av bild med stavkvadrantfantom och plankälla på horisontellt placerad kollimator. Upprepa proceduren med fantomet vänt upp och ner och därefter även vid 180 grader, så att samtliga av kamerans kvadranter testas mot alla kvadranter i fantomet.

### **Utvärdering**

Bilden bedöms visuellt och jämförs med referensbild tagen vid acceptanstestet. Notera den minsta bredden på blylameller som kan upplösas, samt att linjerna är raka. Om man kan följa blylamellerna i dess fulla längd kan man anse de fullt upplösta i hela kvadranten.

Halvårsbredden (FWHM) kan uppskattas genom  $FWHM = 1.75 \cdot B$  där B är bredden på de smalaste lamellerna som kameran kan upplösa.

### **Rimliga värden**

Moderna kameror bör kunna upplösa lameller med 2,5 mm bredd. Jämför med resultat från acceptanstest. Ett annat rimligt värde är att FWHM ska vara lägre än 20 % över leverantörens specifikationer

### **Möjliga orsaker**

Upplösningen kan bland annat påverkas av variation i PM-rörens förstärkning, försämrad linearitet, degradering av kristallen, kristalldefekter och hög räknehastighet.

### **Åtgärder**

Ny linearitetskorrektur kan behöva utföras.

## Spatiell upplösning – kvantitativ utvärdering

### Syfte

Att verifiera och kontrollera systemets spatiella upplösning. Denna metod är en mer noggrann mätning av systemets upplösning mätt med FWHM och FWTM. Detta är framförallt en referensmätning som ska jämföras med acceptanstestet men kan även användas om inget stavkvadrantfantom finns tillgängligt.

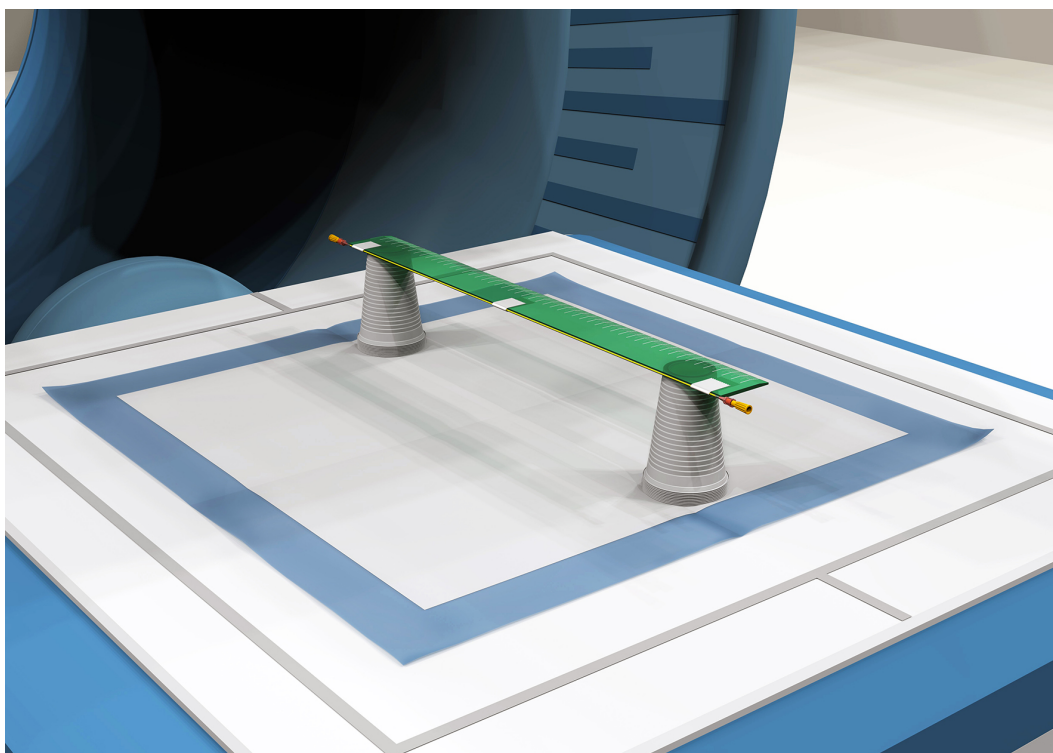
### Material och metod

En linjekälla med  $^{99m}\text{Tc}$ .

### Inställningar

Matrisstorlek:	största möjliga (och eventuellt zoom)
Pixelstorlek:	$\leq 0.1$ FWHM
Aktivitetsnivå:	10 MBq/cm
Räknehastighet:	$< 30$ kcps
Totalt antal pulser:	minst 10 000 i linjeprofilens maxvärde

Linjekällan placeras på 10 cm avstånd från kollimatoren. Mätningen sker i luft och både i x- och y-led [Fig 9].



[Fig. 9]

Uppställning av linjekälla på kollimatoren. Avståndet 10 cm kan t ex skapas med plastmuggar.

### Utvärdering

Lägg en linjeprofil över linjekällan och beräkna FWHM och FWTM.

### **Rimliga värden**

Resultatet jämförs med gammakamerans produktspecifikation och acceptanstest. Ett rimligt värde är att FWHM ska vara lägre än 10 % över leverantörens specifikationer. Skillnaden i mätningen mellan x- och y- led ska inte vara mer än 5 %.

### **Möjliga orsaker**

Se spatiell upplösning och linearitet – visuell utvärdering

### **Åtgärder**

Se spatiell upplösning och linearitet – visuell utvärdering

## **Systemkänslighet**

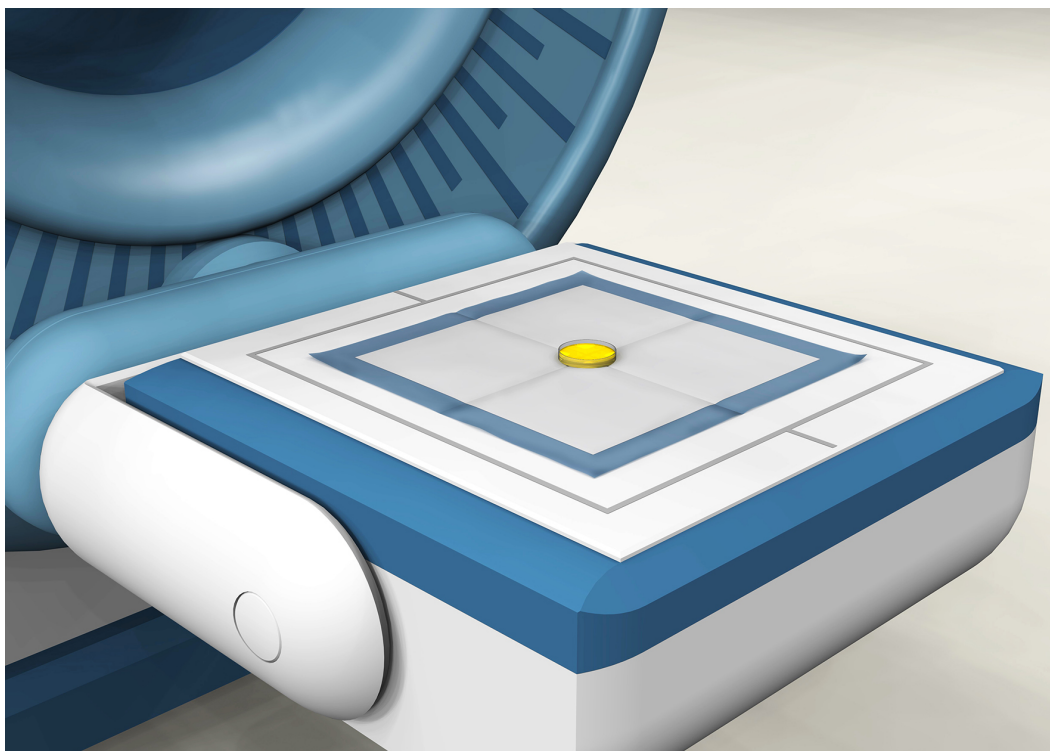
### **Syfte**

Att verifiera och kontrollera systemets känslighet.

### **Material och metod**

Bestämning av systemets känslighet genomförs med kollimator. Kan användas för alla radionuklider och kollimatorer, anpassa den radionuklid som används till kollimatoren som ska kontrolleras.

Liten plankälla, ca 10 cm i diameter, se fantom för känslighetsmätning.



**[Fig. 10]**

Uppställning av fantom för känslighetsmätning. En petriskål (10 cm i diameter) placerad centrerat på kollimatoren. Skydda kamerahuvudet med plastat papper.



### **Inställningar**

Matrisstorlek:	valfri
Aktivitetsnivå:	40 MBq
Räknehastighet:	< 30 kcps
Mättid:	100 sek

Mät aktiviteten noggrant liksom restaktiviteten i använd spruta. Notera tidpunkt. Applicera aktiviteten i petriskålen. Volymen bör vara så liten att den nått och jämt täcker botten. Placera petriskålen direkt på kollimatoren (lägg ett plastat papper under) [Fig 10]. Notera tidpunkt för insamlingens start. Genomför en insamling med strålkällan, samt en bakgrundsinsamling med samma mättid.

### **Utvärdering**

Beräkna totala antalet pulser i båda mätningarna. Korrigera för sönderfall för tiden mellan mätning av aktivitet och insamlingens start. Beräkna systemets känslighet enligt följande ekvation:

$$\text{Känslighet} \left[ \frac{\text{cps}}{\text{MBq}} \right] = \frac{(\text{Totalt antal counts} - \text{bakgrund})/\text{mättid}}{\text{Aktivitet}}$$

### **Rimliga värden**

Noggrannheten i resultaten påverkas av hur noggrant aktiviteten kan bestämmas. Resultatet jämförs med gammakamerans produktspecifikation och bör överensstämma inom 10 %. Skillnaden i känslighet mellan de båda detektorerna på en dubbelhövdad kamera bör inte vara större än 5 %.

### **Möjliga orsaker**

Systemkänsligheten kan påverkas av en mängd faktorer som energifönsterinställning, uniformitet, förluster vid hög räknehastighet, variation i förstärkning av PM-rör, försämrad linearitet, degradering av kristall eller skadad kollimator.

### **Åtgärder**

Kontrollera först energifönsterinställningen och kontrollera uniformiteten.

## **Energiupplösning**

### **Syfte**

Att verifiera och kontrollera systemets energiupplösning. Energiupplösningen avgör systemets förmåga att skilja mellan fotoner med olika energier, särskilt mellan primär och spridd strålning. Dålig energiupplösning påverkar uniformitet i planara bilder, men skapar också problem med spridningskorrektionen i SPECT-bilder.

### **Material och metod**

De flesta leverantörer har förprogrammerade inställningar för insamling av energispektrum och beräkning av energiupplösning. I dessa fall används leverantörens anvisningar och toleransnivåer.

$^{99m}\text{Tc}$  punktkälla (ev  $^{57}\text{Co}$  punktkälla)

### **Inställningar**

Matrisstorlek:	256
Aktivitetsnivå:	30-50 MBq
Räknehastighet:	< 30 kcps
Totalt antal pulser:	minst 10 000 000

Punkt-källan placeras på ett avstånd av minst 5 FOV från detektorn. Gör en insamling av ett spektrum. Gör eventuellt en separat insamling av  $^{57}\text{Co}$ -källan.

### **Utvärdering**

Om ingen inbyggd beräkning av energiupplösning är möjlig beräknas energiupplösningen ur spektrum enligt följande:

1. Beräkna avståndet mellan  $^{57}\text{Co}$ -toppen och  $^{99m}\text{Tc}$ -toppen i antal kanaler.
2. Beräkna skalfaktorn keV/kanal som  $18,4 \text{ keV/antal kanaler}$  mellan topparna.
3. Beräkna FWHM för  $^{99m}\text{Tc}$ -toppen i antal kanaler genom lineärinterpolation mellan de två mätpunkter på varje sida som ligger närmast toppens halvvärde.
4. Multiplicera FWHM med skalfaktorn keV/kanal och dividera med fototoppens energi (140,5 keV).
5. FWTM beräknas på liknande sätt.

### **Rimliga värden**

Resultatet jämförs med gammakamerans produktspecifikation.

### **Möjliga orsaker**

Variation av förstärkning hos PM-rör, kristalldetekter eller felaktiga korrektionskartor.

### **Åtgärder**

Utför en ny energikorrektion.

## **Inre uniformitet för andra kliniskt använda radionuklider**

### **Syfte**

Kontrollerar att detektorn ger en uniform avbildning av en homogen bestrålning av andra radionuklider än  $^{99m}\text{Tc}$ .

Uniformiteten är energiberoende. Läser man in uniformitetskorrektionen för varje nuklid man använder kliniskt kan bättre uniformitet i bilden erhållas än om man använder standardnuklidernas korrektion.

Man bör då vara uppmärksam på att om uniformiteten i systemet har ändrats för  $^{99m}\text{Tc}$  har det troligtvis ändrats för alla energier. Kontroll med alla nuklider man har uniformitetskorrektionskartor för, bör därför göras.

### **Material och metod**

Testet behöver genomföras om man använder kameran för andra radionuklider än  $^{99m}\text{Tc}$  och om systemet möjliggör användning av olika uniformitetskorrektioner för olika radionuklider.

Punktkälla med kliniskt använd radionuklid (annan än  $^{99m}\text{Tc}$ ), tex  $^{111}\text{In}$ ,  $^{123}\text{I}$ .

### **Inställningar**

Matrisstorlek:	128 (för kamera med UFOV>400 mm)
Räknehastighet:	< 30 kcps
Totalt antal pulser:	minst 10 000 000

Ta av kollimatoren och sätt på plastskydd vid behov. Placera punktkällan, centrerad över detektorytan, på ett avstånd av minst 5 FOV mellan detektor och strålkälla.

### **Utvärdering**

Värden på integral och differentiell uniformitet i UFOV och CFOV beräknas och jämförs med värden från systemets acceptanstest. Inspektera bilden visuellt och jämför med bild tagen vid acceptanstest och tidigare tagna bilder.

### **Rimliga värden**

Kvantitativt	
UFOV, integral	<6%
UFOV, differential	<6%
CFOV, integral	<4 %
CFOV, differential	<4%

### **Visuellt**

Avbildningen ska vara uniform och inte ha några synbara defekter, som till exempel konturer av PM-rör. Använd lämpligen en kontrastrik färgskala som lättare påvisar små skillnader i kontrast.

### **Möjliga orsaker**

Inhomogeniteter i bilden kan bero på att PM-rör håller på att lossna, kristalldefekter, energidrift eller linearitetsfel. Inhomogeniteter som inte syns vid kontroll med  $^{99m}\text{Tc}$  utan bara med andra nuklider beror troligtvis på felaktiga energifönster eller energikartor för dessa radionuklider.

### **Åtgärder**

Beroende på inhomogenitetens storlek, intensitet och dess placering kan åtgärderna se olika ut. Lättare uniformitetsfel kan åtgärdas med ny uniformitetsmap. Grövre uniformitetsfel bör åtgärdas med ny PM-tuning/byte av PM-rör. Om detta ej kan göras omedelbart kan även dessa uniformitetsfel korrigeras tillfälligt helt eller delvis med en ny uniformitetsmap. Självklart ska grundfelet åtgärdas så fort som möjligt. När åtgärd väl är utförd ska en ny uniformitetskorrektion läsas in. I vissa fall kan kameran användas i

begränsad utsträckning utan åtgärd, informera i så fall den läkare som ska bedöma bilderna.

## Energitoppens läge för andra kliniskt använda radionuklider

### *Syfte*

Energitoppens ska ligga inom angivet energifönster. Om det hamnar utanför kommer antal pulser som registreras bli färre vilket i sin tur påverkar bildkvaliteten.

### *Material och metod*

Kliniskt använd radionuklid (annan än  $^{99m}\text{Tc}$ ), t.ex.  $^{111}\text{In}$ ,  $^{123}\text{I}$ .

Testet kan genomföras med eller utan kollimator. Välj lämplig kollimator för vald radionuklid.

### *Utvärdering*

Kontrollera att energifönstret är centrerat över energitoppen samt att energifönstrets bredd är korrekt inställt. Om energifönstret inte är centrerat över energitoppen, uppskatta förskjutningen, helst numeriskt med exempelvis en Gauss-anpassning.

### *Rimliga värden*

Energitoppen ska ligga centrerad inom det förinställda energifönstret och får inte avvika mer än  $\pm 3\%$  från förväntad energi för den valda radionukliden.

### *Möjliga orsaker*

Felaktig energikalibrering.

### *Åtgärder*

Om förskjutningen överstiger  $\pm 3\%$  kontrollera energitoppens läge vid mätning med  $^{99m}\text{Tc}$ . Om denna är godkänd gör en ny energikalibrering för aktuell radionuklid.

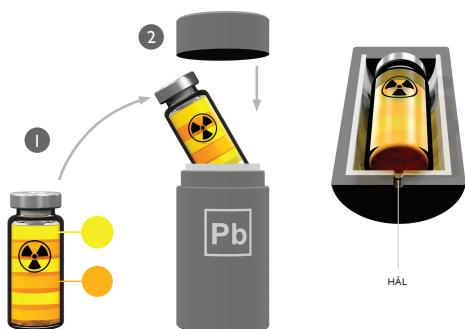
## Spatiell flerfönsterregistrering

### *Syfte*

Att kontrollera att bilder insamlade med olika energier samregistreras vid simultan avbildning i en additiv/subtraktiv mode. Spatiell flerfönsterregistrering mäter gammakamerans förmåga att korrekt positionera fotoner med olika energier när de avbildas genom olika energifönster. Testet är relevant om kameran används för undersökningar där flera energifönster används, t.ex. vid avbildning av radionuklider med flera relevanta energitoppar eller vid användning av flera radionuklider samtidigt men även för spridningskorrektur vid SPECT.

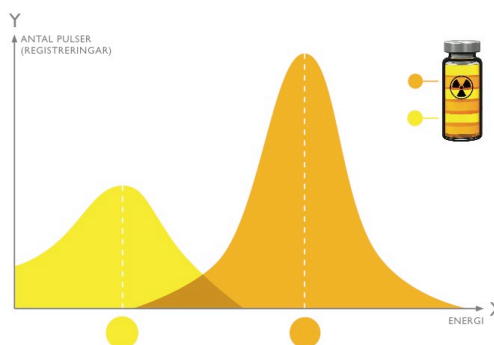
### Material och metod

Punktkälla av t.ex.  $^{111}\text{In}$  och  $^{133}\text{Ba}$  (eller den eller de radionuklider som användes kliniskt). Blyburk med ett 3-5 mm hål i botten. Lämplig blyburk är sådan som används för leverans av  $^{131}\text{I}$ . Radionukliden placeras i blyburken med hål i botten [Fig 11a]. I varje position, samla in en bild för varje relevant energifönster. Säkerställ att minst 1000 pulser samlas in i den centralt placerade pixeln. Pixelstorleken bör vara  $<2,5$  mm.



[Fig. 11a]

Radionukliden i lösning placeras i blyburk som har ett hål i botten. De två olika färgerna, (orange & gult) i preparatet representerar radionuklider som genererar fotoner med olika energier i sitt sönderfall (exempelvis  $^{111}\text{In}$  &  $^{133}\text{Ba}$ ).



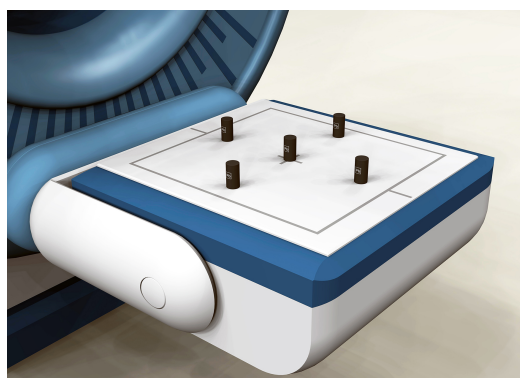
[Fig. 11b]

Mätningar genomförs i fem positioner; en i bildfältets centrum och fyra i respektive X- och Y-led (ca 0,75 gånger avståndet från centrum till detektorns kant) [Fig 12].



[Fig. 12a]

Uppmätning av avstånd mellan blyburkar.



[Fig. 12b]

Placering av i blyburkar över detektorns synfält.

### Utvärdering

Lägg en profil över den avbildade punktkällan i X respektive Y-led. Beräkna centroiden av antalet pulser med följande formel:

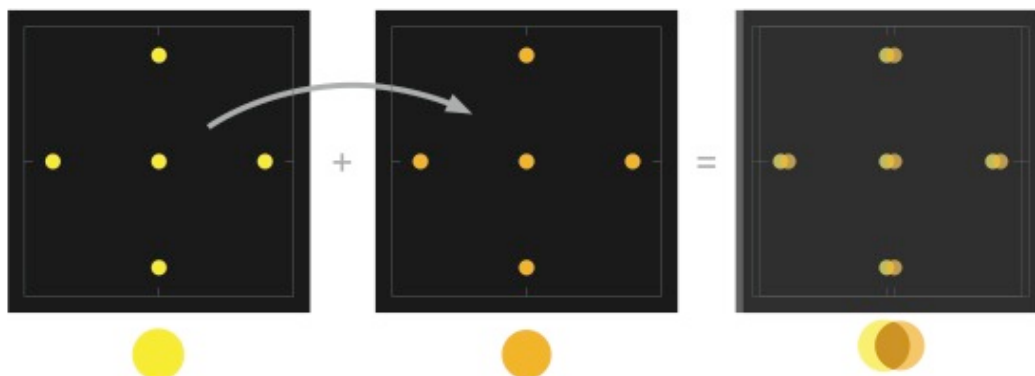
$$L_j = \frac{\sum (X_j \cdot C_i)}{\sum C_i}$$

$L_j$  är läget i pixelnummer för centroid med energifönster  $j$ .

$X_j = X$  eller  $Y$  pixelnumret för läge  $i$  (antal pixlar ska vara ett udda antal).

$C_i$  = antal pulser i pixel  $X_i$  eller  $Y_i$

Förskjutningen mellan energifönster  $i$  och  $j$  är sedan  $|L_i - L_j|$ .



[Fig. 13]

Jämförelse av avbildningen med de två olika energifönstren.

#### **Rimliga värden**

Resultatet jämförs med gammakamerans produktspecifikation. En absolut skillnad mellan de två bildernas toppvärden ska vara mindre än 1-2 mm.

#### **Möjliga orsaker**

Bristande spatiell linearitet och/eller uniformitet.

#### **Åtgärder**

Kontakta service.