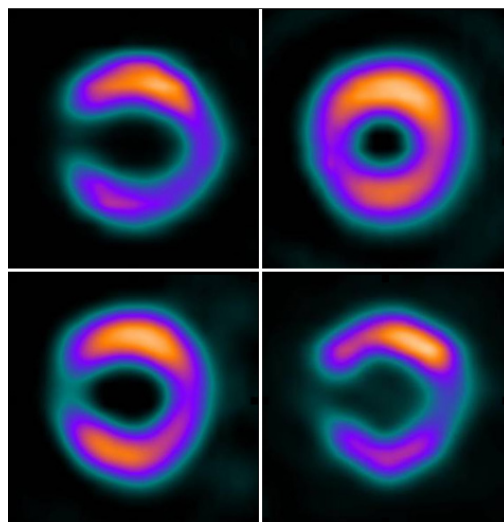


## *Kartläggning av bildkvalitet vid myokardscintigrafi: en nationell studie*

Maria Ohlson, Jakobína Grétarsdóttir,  
Eva Olsson, Lena Johansson och Agnetha Gustafsson



# SSI:s verksamhetssymboler



## UV, sol och optisk strålning

Ultraviolet (UV) strålning från solen och solarier kan ge både lång- och kortsiktiga skador. Även annan optisk strålning, främst från lasrar, kan vara skadlig. Vi ger råd och information.



## Solarier

Risken med att sola i solarium är sannolikt densamma som att sola i naturlig sol. SSI har därför tagit fram föreskrifter som även innehåller råd för den som solar i solarium.



## Radon

i inomhusluft står för den största andelen av den totala stråldosen till befolkningen i Sverige. Vi arbetar med riskbedömning, mätteknik och rådgivning till andra myndigheter.



## Sjukvård

står för den näst största andelen av den totala stråldosen till befolkningen. Genom föreskrifter och tillsyn strävar SSI efter att minska stråldosema för personal och patienter.



## Strålning inom industri och forskning

Enligt strålskyddslagen krävs tillstånd för verksamhet med joniserande strålning. SSI ger ut föreskrifter och kontrollerar att de efterlevs, gör inspektioner, utredningar och kan stoppa farlig verksamhet.



## Kärnkraft

SSI ställer krav på kärnkraftverken att strålskyddet för allmänhet, personal och miljö ska vara bra och kontrollerar fortlöpande att kraven uppfylls.



## Avfall

SSI arbetar för att allt radioaktivt avfall tas omhand på ett från strålskyddssynpunkt säkert sätt.



## Mobiltelefoni

Mobiltelefoner och basstationer avger elektromagnetiska fält. SSI följer utveckling och forskning för mobiltelefoni och dess eventuella hälsorisker.



## Transporter

SSI verkar nationellt och internationellt för att radioaktiva preparat inom sjukvården, strålkällor inom industrin och utbränt kärnbränsle ska transporteras på ett säkert sätt.



## Miljö

Säker strålmiljö är ett av de 15 miljömål som riksdagen beslutat om för att uppnå en ekologiskt hållbar utveckling i samhället. SSI ansvarar för att detta mål uppnås.



## Biobränsle

från träd som innehåller cesium, till exempel från Tjernobylolyckan, är ett problem som SSI idag forskar kring.



## Kosmisk strålning

Flygpersonal kan i sitt arbete utsättas för höga nivåer av kosmisk strålning. SSI deltar i ett internationellt samarbete för att kartlägga stråldosema till denna yrkesgrupp.



## Elektriska och magnetiska fält

SSI arbetar med risker av elektromagnetiska fält och vidtar åtgärder om risker identifieras.



## Beredskap

SSI har dygnet-runt-beredskap för att skydda människor och miljö från konsekvenser av kärnenergiolyckor och andra strålningsolyckor.



## SSI Utbildning

ska bidra till att tillgodose det utbildningsbehov som finns på strålskyddsområdet. Verksamheten finansieras genom kursavgifter.

**FÖRFATTARE/AUTHOR:** Maria Ohlson<sup>1</sup>, Jakobína Grétarsdóttir<sup>2</sup>, Eva Olsson<sup>3</sup>, Lena Johansson<sup>4</sup> och Agnetha Gustafsson<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Radiofysikavdelningen, Universitetssjukhuset Linköping. <sup>2</sup>MFT/Diagnostik, Sahlgrenska Universitetssjukhuset, Göteborg. <sup>3</sup>Fysiologiska kliniken, Universitetssjukhuset Linköping. <sup>4</sup>Klinisk Fysiologi, Sahlgrenska Universitetssjukhuset, Göteborg.

**AVDELNING/ DEPARTMENT:** Avdelning för personal- och patientstrålskydd / Department of Occupational & Medical Exposures.

**TITEL/TITLE:** Kartläggning av bildkvalitet vid myokardscintigrafi: en nationell studie/ Mapping of the image quality in myocardial scintigraphy: A national study.

**SAMMANFATTNING:** Redovisning av SSI forskningsprojekt P1503.5. Syftet med studien var att kartlägga de parametrar som används vid insamling och bearbetning av myokardscintigrafi SPECT i Sverige samt att utreda dessa parametrars påverkan på bildkvalitet och slutlig diagnos av undersökningen. Vidare var målet med studien att utreda behovet av standardisering av insamlings- och bearbetningsprotokoll.

Alla trettio nuklearmedicinska avdelningar i Sverige som utför myokardscintigrafi deltog i studien. Ett thoraxfantom användes för simulering av två patienter. Alla bilder var insamlade och bearbetade med de parametrar som används kliniskt vid respektive sjukhus. En kvantitativ och en kvalitativ bedömning utfördes av insamlad data. Vid varje sjukhus tolkade även den lokala läkaren de två studierna.

Val av insamlings och bearbetningsparametrar skiljer mycket i Sverige vilket resulterar i stor skillnad i bildkvalitet som bedöms som godkänd på de flesta sjukhusen. Två sjukhus bedömdes ha bilder som var svåra att ställa diagnos på. Majoriteten av de lokala läkarna har rapporterat i stort sett fullgoda diagnoser. En tredjedel har detekterat falskt positiva defekter.

Alla steg i kedjan från insamling till utvärdering måste fungera optimalt. Avgörande steg i kedjan är val av brusreducerande filter, orientering av hjärtat inför bedömning samt läkarens tolkning. Vid val av insamlings- och bearbetningsparametrar bör EANM:s rekommendationer följas. Vi rekommenderar även att avdelningarna lägger tid och resurser för att tillse att all personal som är inblandade i något utvärderingssteg skall ha tillräcklig utbildning och kompetens som krävs för uppgiften.

**SUMMARY:** Results from SSI research project P1502.5. The aim of this study was to make a survey over the physical parameters and how they affect the image quality and the final diagnosis for myocardial perfusion SPECT in Sweden. Another aim was to evaluate the need for standardized acquisition and processing protocols for myocardial perfusion SPECT.

All thirty nuclear medicine departments in Sweden that perform myocardial perfusion SPECT participated in the study. A thorax heart phantom was used to simulate two patients. All studies were acquired and processed with the parameters used clinically in each hospital respectively. A quantitative and a qualitative evaluation were performed. At each hospital, the local nuclear medicine physician interpreted the images as if they were true patient images.

There are great differences in the acquiring and processing parameters used in myocardial perfusion SPECT studies in Sweden. The image quality varies greatly for the different hospital but was approved for the majority of the hospitals. Images from two hospitals were considered to be too poor to be diagnosed. The interpretations of the local nuclear medicine physicians differ but the majority has reported an adequate diagnosis. One third of the hospitals have reported false positive defects.

All steps in the chain from the acquisition to the evaluation of the medicine physician must be performed with high quality. The determinative factors are the noise reduction filter, the orientation of the slices in the heart and the judgement of the local medicine physician. The acquiring and processing parameters proposed by EANM should be used. The hospitals are also recommended to investigate in the time and resources available, in order to educate all staff involved in the evaluation of myocardial studies.

SSI rapport: 2008:16

april 2008

ISSN 0282-4434

*The conclusions and viewpoints presented in the report are those of the authors and do not necessarily coincide with those of the SSI.*

Författarna svarar själva för innehållet i rapporten.





## INNEHÅLLSFÖRTECKNING

SAMMANFATTNING.....	2
ABSTRACT .....	3
INLEDNING.....	4
SYFTE.....	5
MATERIAL OCH METODER.....	6
RESULTAT.....	15
DISKUSSION .....	38
SLUTSATSER.....	45
BILAGA 1: EANM:S REKOMMENDATIONER .....	48
BILAGA 2: DEFEKTER OCH HJÄRTFANTOM.....	49
BILAGA 3: FRÅGOR OCH SVARSALTERNATIV .....	50
BILAGA 4: BEDÖMNING AV LÄKARTOLKNING.....	51
BILAGA 5: UNDERSÖKNINGSPARAMETRAR .....	52
BILAGA 6: GAMMAKAMERAMODELLER .....	53
BILAGA 7: KAMERAPARAMETRAR.....	54
BILAGA 8: GAMMAKAMERAKORREKTIONER .....	55
BILAGA 9: BILDREKONSTRUKTIONSPARAMETRAR.....	56
BILAGA 10: UTVÄRDERINGSSTATIONER OCH MJUKVAROR .....	57
BILAGA 11: BUTTERWORTHFILTER .....	58

# Sammanfattning

## Syfte

Syftet med studien var att kartlägga de parametrar som används vid insamling och bearbetning av myokardscintigrafi SPECT i Sverige samt att utreda dessa parametrars påverkan på bildkvalitet och slutlig diagnos av undersökningen. Vidare var målet med studien att utreda behovet av standardisering av insamlings- och bearbetningsprotokoll för myokardscintigrafi enligt de rekommendationer som idag finns från EANM, ASNC och SNM.

## Material och metoder

Alla trettio nuklearmedicinska avdelningar i Sverige som utför myokardscintigrafi deltog i studien. Ett thoraxfantom (Data Spectrum Corporation, Hillsborough, NC) användes för simulering av två patienter, en med två ischemidefekter och en med två infarktdefekter. Alla bilder var insamlade och bearbetade med de parametrar som används kliniskt vid respektive sjukhus. Alla utvärderingar var gjorda på kortaxel-, horisontalt långaxel- och vertikalt långaxelsnitt. En kvantitativ utvärdering av bildkvaliteten utfördes genom att beräkna kontrast och pulstäthet i varje bild. En kvalitativ bedömning utfördes av tre erfarna nuklearmedicinska fysiologer som bedömde bilderna visuellt med avseende på kontrast, orientering av hjärtat, bildkvalitet och storlek av defekterna. Vid varje sjukhus tolkade den lokala läkaren de två studierna som om de vore bilder från en patientundersökning. Även ett datoriserat beslutstödsprogram Care heart, (Exini Diagnostics AB, Lund, Sweden), användes för storleksbedömning.

## Resultat

Val av insamlings och bearbetningsparametrar skiljer mycket i Sverige och ett fåtal sjukhus följer EANM:s rekommendationer fullt ut. Det finns ingen korrelation i val av insamlingstid och administrerad dos vilket resulterar i en spridning i totalt antal insamlade pulser i projektionerna med upp till en faktor fem. Visuell bedömning av bildkvaliteten hos de olika sjukhusen varierar. Orienteringen av hjärtat bedöms bra hos två tredjedelar av sjukhusen och bildkvaliteten bedöms som godkänd på de flesta sjukhusen. Två sjukhus bedömdes ha bilder som var svåra att ställa diagnos på. Storleken på defekterna visade sig svåra att bedöma. Majoriteten av de lokala läkarna har rapporterat i stort sett fullgoda diagnoser. Stora defekter har hittats medan små defekter var svårare att detektera. En tredjedel har detekterat falskt positiva defekter. Utvärderingen utförd med Care heart, Exini Diagnostics visar också på olikheter mellan sjukhusen.

## Slutsats

Alla steg i kedjan från insamling till utvärdering måste fungera optimalt. Avgörande steg i kedjan är val av brusreducerande filter, orientering av hjärtat inför bedömning samt läkarens tolkning. Vår rekommendation är att dosering skall baseras på puls-nivån i bilden dvs. att man har ca. 1.5-3 milj pulser i myokardiet. Vid val av insamlings- och bearbetningsparametrar bör EANM:s rekommendationer följas. Vi rekommenderar även att avdelningarna lägger tid och resurser för att tillse att all personal som är inblandade i något utvärderingssteg skall ha tillräcklig utbildning och kompetens som krävs för uppgiften. Fantommätningar är av stort värde vid utvärdering av undersökningsmetod och i utbildningssyfte för personal.

# Abstract

## Aim

The aim of this study was to make a survey over the physical parameters and how they affect the image quality and the final diagnosis for myocardial perfusion SPECT in Sweden. Another aim was to evaluate the need for standardized acquisition and processing protocols for myocardial perfusion SPECT according to the already existing recommendations from EANM, ASNM and SNM.

## Material and methods

All thirty nuclear medicine departments in Sweden that perform myocardial perfusion SPECT participated in the study. A thorax heart phantom (Data Spectrum Corporation, Hillsborough NC) was used to simulate two patients, one with two ischemic defects and one with two infarct defects. Both phantom configurations were acquired as a simulation of one stress study and one rest study at each hospital. All studies were acquired and processed with the parameters used clinically in each hospital respectively. All evaluations were done in short-axis, horizontal long-axis and vertical long-axis slices. A quantitative evaluation was done by calculating the contrast and the count density in each image. A qualitative evaluation of the contrast, orientation of the heart, image quality and the size of the defect was done by a visual assessment performed by three experienced nuclear medicine physicians. At each hospital, the local nuclear medicine physician interpreted the images as if they were true patient images. A decision support system, CARE Heart™ (Exini Diagnostics AB, Lund Sweden), was also used to evaluate the probability of infarct and ischemia and to grade the size of the defects.

## Results

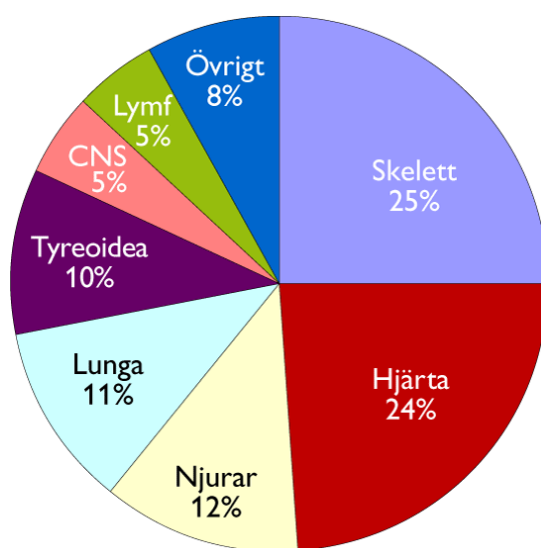
There are great differences in the acquiring and processing parameters used in myocardial perfusion SPECT studies in Sweden and only few hospitals follow the recommendation from EANM. There is no correlation between the hospitals' choice of administrated activity and the acquiring time resulting in a spread in the total number of acquired counts in the projections. There is a factor of approximately five between the lowest and the highest values. The image quality varies greatly for the different hospital when evaluated by the nuclear medicine experts. The orientation of the heart in the reconstructed images was considered good for two third of the hospitals and the image quality was considered acceptable for most of the hospitals. Images from two hospitals were considered to be too poor to be diagnosed. The size of the defects was difficult to determine. The interpretations of the local nuclear medicine physicians differ but the majority has reported an adequate diagnosis. The large defects were easily found, whereas the small defects were more difficult to detect. One third of the hospitals have reported false positive defects. The Exini Diagnostic software also revealed differences between the hospitals.

## Conclusion

All steps in the chain from the acquisition to the evaluation of the medicine physician must be performed with high quality. The determinative factors are the noise reduction filter, the orientation of the slices in the heart and the judgement of the local medicine physician. Our recommendation is that the administrated dose be based on the count density in the image. About 1.5–3 million counts should be acquired in the myocardium. The acquiring and processing parameters proposed by EANM should be used. The hospitals are also recommended to investigate in the time and resources available, in order to educate all staff involved in the evaluation of myocardial studies. Phantom studies are of great importance when evaluating and validating an examination method and also in the education of the clinical staff.

## Inledning

Myokardscintigrafi är en av de vanligaste undersökningarna som utförs inom nuklearmedicinsk diagnostik i Sverige [1]. Statens strålskyddsinstitut (SSI) har kartlagt nuklearmedicinska undersökningar på Sveriges sjukhus och figur 1 visar fördelningen av dessa undersökningar år 2006. Kartläggningen visar att årligen genomförs cirka 15 000 administrationer av radiofarmakon vid myokardscintigrafi varav ett tiotal är barn. Den vanligaste frågeställningen är misstanke om kärlkramp, men myokardscintigrafi används även vid prognosbedömning vid koronarsjukdom och inför större non-kardiell kirurgi – t.ex. elektiv aortakirurgi, njurtransplantation, carotisoperationer och bypasskirurgi på extremiteter.



Figur 1 Fördelning av nuklearmedicinska undersökningar i Sverige år 2006.

Fysikaliska parametrar som påverkar den slutgiltiga bildens kvalitet och därmed läkarens möjlighet att ställa diagnos är bl.a. administrerad aktivitet, gammakamerainställningar vid insamlingen och bearbetning av insamlad data. Kamerainställningar omfattar bl.a. insamlingstid, antal projektioner, kollimatorval, orbit, energifönsterinställning och val av korrektioner såsom attenueringskorrektion och spridningskorrektion. I bearbetningen av insamlad data kan man välja mellan iterativ rekonstruktion eller den mer traditionella filtrerad bakåtprojektionen (FBP). I båda två ingår ett val av brusreducerande filter. För att möjliggöra bedömning skall bilden orienteras i kortaxelsnitt (SA), horisontella (HLA) och vertikala långaxelsnitt (VLA). Alla ovanstående parametrar påverkar den slutliga diagnosen och bör väljas på ett noggrant utvalt sätt.

Enligt SSI:s föreskrifter krävs det att alla nuklearmedicinska undersökningar optimeras så att stråldosen till patienten hålls på en rimlig nivå. För myokardscintigrafi anger SSI en diagnostisk referensnivå som är totalt 1200 MBq för både arbets- och vilostudie. Denna nivå gäller därmed för både en- och tvådagarsprotokoll samt även för EKG-gatade studier som kräver högre pulsnivå relativt studier som inte är gatade [2]. Andra parametrar som påverkar bilden som inte tas upp i denna rapport är förberedelser och omhändertagande av patienten så att extrakardiella upptag och rörelseoskärpa minimeras.



Det finns framtagna rekommendationer för vilka parametrar som bör väljas vid myokardscintigrafi från European Association of Nuclear Medicine (EANM) 2006 [3], American Society of Nuclear Cardiology (ASNC) 2006 [4] samt från Society of Nuclear Medicine (SNM) 2002 [4]. Val av gammakameraparametrar skiljer sig inte nämnvärt mellan dessa tre riktlinjer. Ett urval av parametrarna från EANM:s rekommendationer finns sammanställda i bilaga 1. Skillnad föreligger i rekommenderad administrerad aktivitet till patienten, ASNC och SNM rekommenderar högre aktivitet än EANM.

Valet av parametrar på varje enskilt sjukhus kan bland annat bero på tradition, vad leverantörerna av gammakameran rekommenderar eller eventuellt samarbete med andra sjukhus. Tidigare sammanställningar [5] visar att val av parametrar är olika mellan sjukhusen och en inarbetad metod på ett sjukhus ofta är svår att ändra på. I Finland har det genomförts flera multicenter studier angående bildkvalitet, dels för skelettscintigrafi [6], dels för undersökning av myokardperfusion [7] och hjärnperfusion [8] med SPECT. Dessa studier medförde att de avdelningar som enligt studieresultaten hade sämre bildkvalitet anpassade sina undersökningsprotokoll till dem som hade bättre bildkvalitet.

## Syfte

Syftet med denna studie var att kartlägga skillnader i insamlings- och bearbetningsprotokoll och i slutgiltig bildkvalitet samt om detta påverkade tolkningsresultatet vid myokardscintigrafi på nuklearmedicinska avdelningar i Sverige. Vi jämförde också huruvida sjukhusen i Sverige följer framförallt EANM:s rekommendationer.

En förväntad följd av studien bör bli att föreslå ett standardiserat protokoll för fysikaliska parametrar för insamling och bearbetning av data som ger en så hög bildkvalitet som möjligt vid en rimlig aktivitetsnivå. Det är högst sannolikt att ett standardiserat protokoll som ger hög bildkvalitet resulterar i säkrare diagnostik och därmed ökar den kliniska användbarheten av perfusionsstudier av myokardiet med SPECT. Detta är ett steg i optimering av joniserande strålning med hänsyn till det medicinska syftet som enligt SSI FS 2000:3.

## Material och metoder

Alla trettio nuklearmedicinska avdelningar i Sverige som utför myokardscintigrafi deltog i studien. Ett thoraxfantom användes för simulering av två patienter, en med två ischemidefekter och en med två infarktdefekter. Båda fantomkonfigurationerna var utförda som simuleringar av en stress och en vilostudie vid varje sjukhus. Alla bilder var insamlade och bearbetade med de parametrar som normalt används i klinisk rutin vid respektive sjukhus.

## Insamlings- och bearbetningsparametrar

Frågeformulär om insamlings- och bearbetningsparametrar skickades ut till alla de nuklearmedicinska avdelningar i Sverige (antal: 30) som genomför myokardscintigrafier och besvarades av sjukhusfysiker eller biomedicinsk analytiker (BMA), se bilaga nr 5-11. Svaren låg till grund för fantommätningarna.

Formuläret innehöll frågor inom områdena nedan.

- Undersökningsparametrar: Administrerad aktivitet till patient, radiofarmakon, aktivitetskalibreringar, tider för injektion och bildtagning samt tiden mellan undersökning i stress respektive i vila.
- Gammakameraparametrar: Gammakameramodell, antal detektorer, val av kollimator, rotationsmönster, antal projektioner, insamlingstider, patientläge, zooming, matris, pixelstorlek och detektoryta.
- Kvalitetskontroller: Om och hur ofta kontroller och korrektioner på gammakameran utförs och med vilka källor de genereras.
- Bildrekonstruktion: Utvärderingsstation, programvaror, rekonstruktionsteknik, brusreducerande filter inklusive gränshfrekvens, storleken på rekonstruerade pixlar och attenuerings- och spridningskorrektion.
- Bildutvärderingen: Utvärderingsprogram, presentation av de rekonstruerade bilderna, färgskala, val av snitt för granskning (SA, HLA och VLA), bullseye, jämförelse med normal- eller kontrollmaterial och om datorstöd används vid svar.

## Thorax- och hjärtfantom

Simulering av patientstudier gjordes med ett thoraxfantom (Data Spectrum Corporation, Hillsborough, New Carolina) som består av en oval cylinder innehållande lungor fyllda med frigolitkulor, ryggrad av plast samt ett hjärta (figur 2).



Figur 2 Thoraxfantomet med lungor, ryggrad och hjärtfantomet i sin upphängningsanordning.

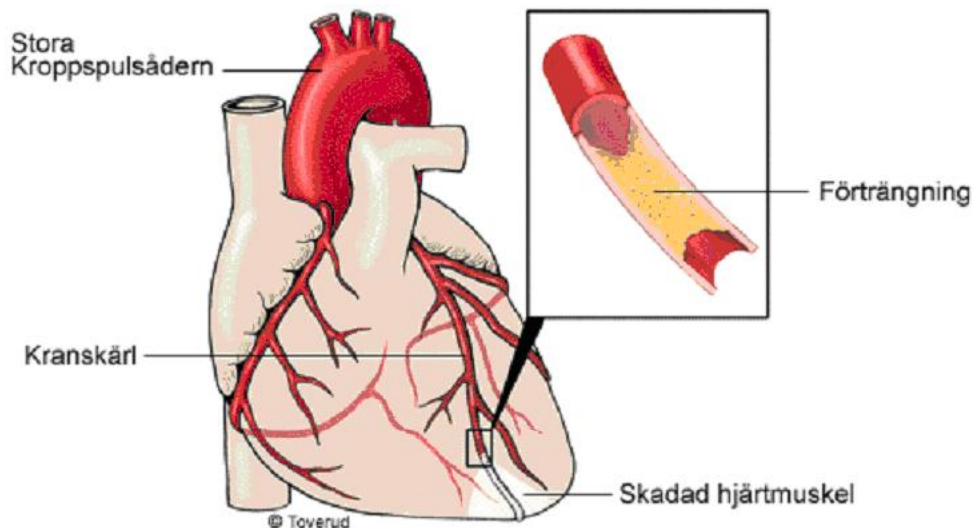
Hjärtfantomet består av en inre kavitet (blodpoolen) omgivet av en kammarväggskavitet (myokardiet), figur 3. Båda kan fyllas med vätska med olika aktivitetskoncentrationer. Olika defekter kan placeras inuti kammarväggen för att simulera infarkt- och ischemi-defekter. Detaljerade specifikationer för hjärtfantomet och dess defekter ges i bilaga 2.

Bilder av ett tjugotal patienter användes som grund för val av placering av hjärtfantomet i thoraxfantomet med en vinkel mellan apex och ryggraden på  $34^\circ$ . Fantomets upphängningsanordning gav en  $120^\circ$  lutning på hjärtat, som placerades i samma läge vid alla mättillfällen.



Figur 3 Hjärtfantomet där inre kaviteten fylls med vatten utan aktivitet och yttre fylls med aktivitet. På piggarna placeras defekterna.

Det var önskvärt att efterlikna en verklig patientstudie med perfusionsabnormaliteter, se figur 4. Defekternas storlek och placering i hjärtfantomet valdes i samråd med klinisk fysiolog för att efterlikna en infarkt- respektive ischemistudie. Möjliga placeringar av defekterna i hjärtfantomet är begränsade p.g.a. fantomets utseende.

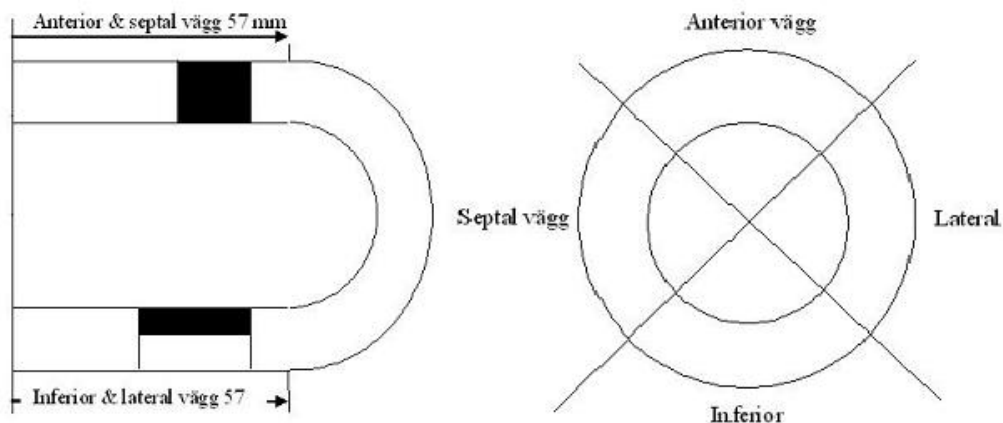


Figur 4 Hjärta med ett tilltäppt kranskärl och skadad hjärtvävnad.(källa: sjukvårdsrådgivningens hemsida)

## Defekterna

Två olika hjärtsjukdomar simulerades, en ischemistudie och en infarktstudie. Varje studie består av två insamlingar, en som simulerar undersökning i arbete och en som simulerar undersökning i vila. Tre olika defekter användes, två solida och en delvis fyllbar.

De solida defekterna placerades 4 cm från basen medan de fyllbara defekterna placerades 2 cm från basen på hjärtfantomet. Vänsterkammarens väggar definieras enligt fig 5.



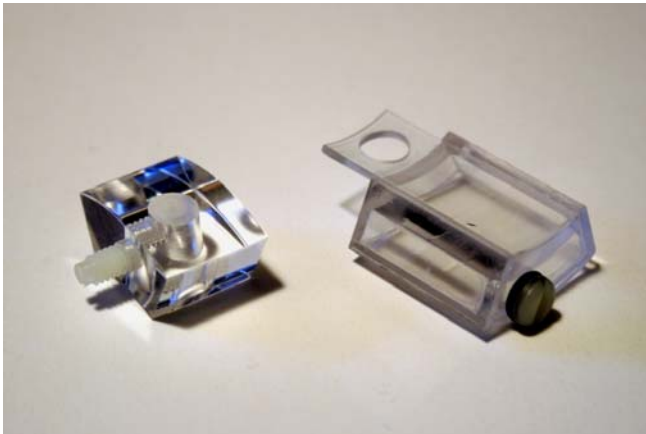
Figur 5 Definition av kammarväggarnas avgränsning i hjärtfantomet som används i studierna, se bilaga 2.

### Ischemistudien:

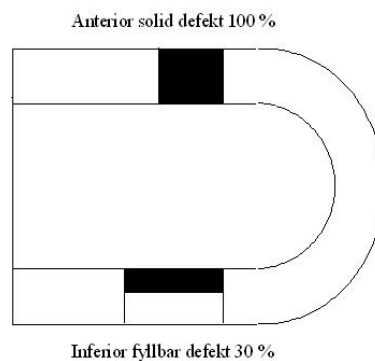
I arbetsstudien användes två defekter. En solid defekt placerades mid anteriort. Den har en vinkelutbredning på 45° och följer formen av hjärtat med längden 15 mm och tjockleken 10 mm, se figur 6 och 7. Denna defekt utgör 14 % av den anteriora väggen, se figur 5, och motsvarar 100 % bortfall av aktiviteten i jämförelse med övriga myokardiet.

Den andra defekten placerades mid inferiort. Det är en delvis fyllbar defekt med 30 % solid del med en vinkelutbredning på 45° och den följer formen av hjärtat med längden 23 mm och tjockleken 10 mm, med en 4 mm solid vägg, se figur 6 och 7. Denna defekt utgör 6 % av den inferiora väggen, figur 6, och avbildar 100 % bortfall i en del av myokardväggen, se figur 5.

Simulering av vilostudien gjordes utan defekter i hjärtväggen.



Figur 6 Defekterna som använts i ischemifantomet. Till vänster ses den homogena 100 % defekten och till höger den delvis fyllbara med 30 % solid del.



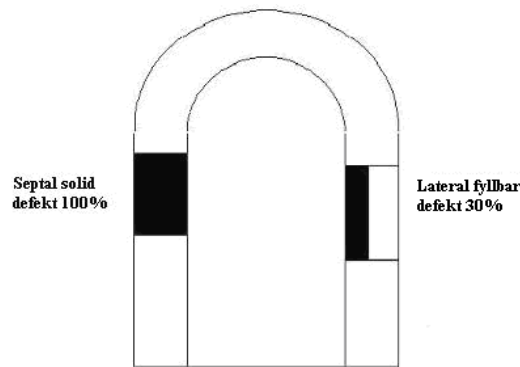
Figur 7 Långaxelsnitt (VLA) för arbetsstudien i ischemifantomet med den 100 % solida defekten anteriort och den delvis fyllbara defekten med en 30 % solida del inferiort.

### Infarktstudien:

I arbetsstudien användes två defekter. En 100 % solid defekt placerades i främre mellersta septala väggen. Den har vinkelutbredningen 60° och följer formen av hjärtat med längden 20 mm och tjockleken 10 mm, se figur 8. Denna defekt utgör 23 % av den septala väggen, se figur 5 och motsvarar 100 % bortfall av aktiviteten i förhållande till övriga myokardiet.

En delvis fyllbar defekt med 30 % solid del placerades i mellersta laterala väggen, se figur 8. Den har vinkelutbredningen 45° och följer formen av hjärtat med längden 23 mm och tjockleken 10 mm, med en 4 mm solid vägg, se figur 8. Denna defekt utgör 6 % av den laterala väggen, se figur 5 och simulerar 100 % bortfall i en del av myokardväggen.

I vilostudien placerades defekterna på samma plats som i arbetsstudien.



Figur 8 Långaxelsnitt (HLA snitt) för arbets- och vilostudien i infarktphantomet med den 100 % solida defekten septalt och den 30 % solida defekten lateralt.

## Aktivitet i hjärtphantomet

Injicerad aktivitet i patienten vid myokardscintigrafi skiljer sig mellan sjukhusen och på en del sjukhus skiljer aktivitetsmängden även mellan arbets- och vilostudie. Vid några sjukhus är aktivitetsmängden beroende på patientens vikt. Normalvikten på patienter sattes till 80 kg. Andelen injicerad aktivitet som tas upp i hjärtat (vänster kammare) hos en patient är 1,2 % och 1,5 % för Cardiolite [9] i arbete respektive vila. Motsvarande siffra för Myoview är 1,2 % vid både vila och arbete[10]. Aktiviteten till hjärtphantomet, A, beräknades enligt ekvation 1 för både arbete och vilostudien.

$$A = PD * D\% * SKF \quad [\text{MBq}] \quad (1)$$

där  $PD$  är mängd aktivitet vid en patientundersökning,  $D\%$  är procentuellt upptag till hjärtat beroende av sjukhusets val av radiofarmakon och  $SKF$  är en sönderfallskorrektion för att erhålla rätt aktivitetsmängd vid varje bildtagning. Sönderfallskorrektion användes för att justera för tidsfördröjning mellan beredning av spruta och injektion som vissa sjukhus inte själva korrigerar för samt för de eventuella fördröjningar som dykt upp under mätning av fantomet.

Vid varje sjukhus användes befintlig doskalibrator för mätning av aktiviteten.

Vid varje sjukhus gjordes sprutor i ordning med aktivitet till tre olika mätningar. Aktiviteten varierade mellan 2 och 14 MBq beroende på vilken aktivitet sjukhuset använde. Aktivitet blandades med 120 milliliter vatten i en öppen källa och sprutades sedan i kammarväggen samt i de defekter som var delvis fyllbara.

## Insamling

Det vattenfyllda thoraxfantomet med aktivitetsfyllt hjärta placerades på gammakamerabritsen enligt sjukhusets principer för patientundersökningar, på rygg med "fötterna" in eller ut ur kamerans gantry.

I ischemistudien samlades bilder för arbete och vila med byte av hjärtfantom mellan bildtagningarna. I infarktstudien användes samma hjärta i arbete och vila men insamlingstiden justerades för att simulera den aktivitetsnivå som används rutinmässigt för respektive insamling.

Varje insamlad studie rekonstruerades av sjukhusets egen personal och enligt sjukhusets bearbetningsprotokoll med reorientering av hjärtat och rekonstruktion av kortaxel-, horisontala långaxel- och vertikala långaxelsnitt. Rekonstruktionerna sparades i Dicomformat eller Interfileformat på en CD skiva. På varje sjukhus ombads den läkare som vanligtvis tolkar hjärtundersökningarna att skriva ett svar på respektive studie.

## Utvärdering

Utvärderingen av de rekonstruerade bilderna har gjorts i fem delar. 1) Antal pulser i respektive studie och 2) kvantitativ kontrast i bilderna beräknades. 3) En kvalitativ visuell bedömning av kontrast, orientering, spridnings- och bruseffekter samt defekternas storlek gjordes. Denna kvalitativa bedömning utfördes av tre kliniska fysiologer med många års erfarenhet av tolkning av myokardscintigrafier. 4) En av dessa kliniska fysiologer gjorde dessutom en kvalitativ bedömning av hur varje läkare på respektive sjukhus tolkat de två fantomstudierna. 5) Slutligen gjordes en bedömning av bilderna med hjälp av tolkningsprogrammet CARE heart™.

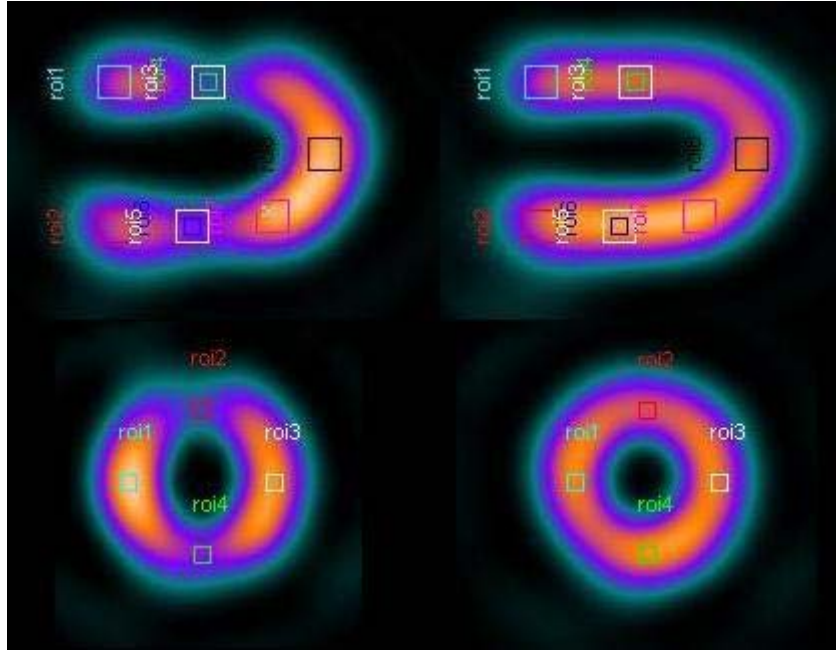
Alla rekonstruerade och orienterade bilder lästes in i en Entegra arbetsstation (GE Medical Systems) där all gemensam utvärdering utfördes.

### **Antal pulser i studierna**

Ett program utformat i Aladdin, Entegra arbetsstation användes. Det beräknar det totala antalet insamlade pulser i hjärtat. Resultatet jämfördes med det totala antalet pulser i hela insamlingen. Kvoten mellan antal pulser i hjärtat och totalt i insamlingen var konstant vilket var att förvänta eftersom ingen aktivitet finns utanför hjärtväggen. I detta arbete användes totala antalet pulser i hela insamlingen för vidare beräkningar. Produkten av given aktivitet och insamlingstid, med enheten MBqs, är ett mått på det antal pulser som emitteras under insamlingstiden. Denna produkt beräknades för både arbete och vilostudien för alla sjukhus.

### **Kvantitativ kontrastberäkning**

Region of Interest (ROI) placerades i valda SA, HLA och VLA snitt enligt figur 9. Dessa ROI:ar placerades över områden med ischemi och infarkt samt över frisk hjärtvägg på 12 ställen i hjärtat.



Figur 9 Placering av ROI:ar för kontrastberäkning i vertikala långaxelsnitt och kortaxelsnitt. Figuren visar åtta ROI:ar i de vertikala långaxelsnitten varav ROI 4 och 6 i respektive snitt används vid beräkningarna. För kortaxelsnitten används alla de fyra ROI:arna.

Ett utvärderingsprogram utvecklades i Aladdin på Entegra arbetsstation. Programmet placerade ut ROI:arna automatiskt på fördefinierade platser i de valda snitten. Det läser in varje valt SA, HLA och VLA snitt varpå den första ROI:en placeras ut manuellt, de resterande sju ROI:arna placeras sedan enligt ett bestämt måttförhållande, se figur 9. Storleken på ROI:en är  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  och justeras utifrån respektive sjukhus pixelstorlek. Från varje ROI:s pixelinnehåll togs det maximala (max) och minimala (min) värdet normerade med bildens maximala pixelvärde för respektive HLA, VLA och SA snitt.

För varje ROI beräknas poäng för definierad ischemi, infarkt respektive frisk vävnad. Vid ideal bildkvalitet och rätt definierade defekter och friska områden kan man få totalt maximalt 6 poäng.

Poängen beräknades enligt ekvation 2 för ischemi, ekvation 3 för infarkt och ekvation 4 för frisk vävnad på samma sätt som använts av Heikkinen [7]. Kvoten mellan differensen av normerade max- och min-pixelvärdena i en ROI och summan av normerade max och minvärden i samma ROI beräknades och till slut summerades kvoterna över alla ROI:ar, enligt respektive ekvation.

Ischemistudiens  $j$  pixelvärden summeras enligt ekvation 2

$$\sum_{j=1}^2 \frac{|vila_j^{\max} - arbete_j^{\min}|}{|vila_j^{\max} + arbete_j^{\min}|}, \quad (2)$$

där  $vila^{\max}$  är maxpixelvärdet i vilostudien i de anteriora och inferiora ROI:arna (defektområdena) och  $arbete^{\min}$  är minpixelvärdet i motsvarande område fast i arbetsstudien. För infarktstudien används  $i$  pixelvärden enligt ekvation 3 och för frisk



vävnad användes  $l$  pixelvärden enligt ekvation 4.  $J$  är lika med 2 i ischemistudien liksom  $i$  och  $l$  är lika med 2 för infarktstudien och frisk vävnad.

$$\sum_{i=1}^2 1 - \frac{|vila_i^{\min} - arbete_i^{\min}|}{|vila_i^{\min} + arbete_i^{\min}|} \quad (3)$$

visar summan för infarktstudien och

$$\sum_{l=1}^2 1 - \frac{|vila_l^{\max} - arbete_l^{\max}|}{|vila_l^{\max} + arbete_l^{\max}|} \quad (4)$$

visar summan för frisk vävnad där  $vila^{\max/\min}$  och  $arbete^{\max/\min}$  är max- och minpixelvärden i ROI:ar för vilo- och arbetsstudien. Maxvärdet används då ROI:en placerats över frisk hjärtvägg (ekvation 4) och minvärdet då ROI:en placerats över ett defekt område i infarktstudien (ekvation 3).

Varje  $vila^{\max/\min}$  och  $arbete^{\max/\min}$  är ett medelvärde mellan två max- eller minvärden i ROI-områden i respektive långaxel- (HLA eller VLA) och kortaxel- (SA) snitt för samma område i hjärtat. Totalt används fyra ROI:ar över frisk hjärtvägg som ses i figur 9, fyra ischemi- samt fyra infarkt-ROI:ar för beräkning av dessa medelvärden.

## Kvalitativ visuell bedömning

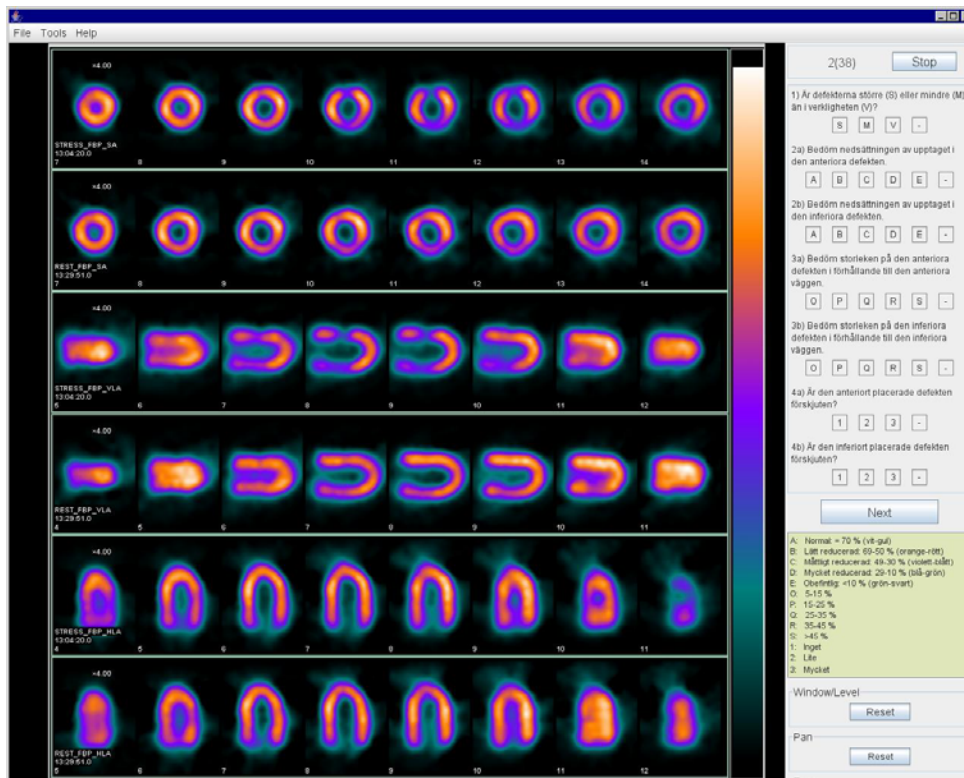
*(av tre erfarna fysiologer)*

De granskande läkarna var bekanta med fantomet och visste var defekterna var placerade. Bilder och frågor enligt bilaga 3 lades in i visningsprogrammet ViewDEX [11], som användes som hjälpmedel för att de tre kliniska fysiologerna enkelt skulle kunna registrera sin bedömning av fantombilderna. Alla bilder visades i samma färgskala, GE color. Figur 10 visar en bildpresentation med visningsprogrammet. Bedömningen och poängsättningen fördelas på bedömning av defekternas storlek, kontrast, orientering, spridning- och brus-effekter samt diagnostiserbarhet. Maximalt värde för storleksbedömningen var 5 poäng, för bedömning av orientering 10 poäng och för bedömning av spridnings- och bruseffekter 4 poäng. Bedömning gjordes oavsett om det var möjligt att ställa diagnos på bilderna eller ej.

## Kvalitativ läkartolkning

*(bedömning av lokal läkares tolkning)*

Varje studie är tolkad av den läkare som utvärderar kliniska bilder lokalt på varje sjukhus. Läkarna ombads tolka de två simulerade studierna (ischemi och infarkt) som om de vore sanna patientstudier. Läkarna hade ingen kännedom om defekternas utseende eller placering. En erfaren klinisk fysiolog med kännedom om defekterna bedömde läkaresvaren efter uppsatta kriterier, bilaga 4. Rätt lokaliserad och identifierad ischemi eller infarkt i respektive studie gav en poäng. Maximal poäng för den kvalitativa läkartolkningen var 8. För varje studie har också felaktiga ischemier och infarkter s.k. falskt positiva fynd orsakat poängavdrag.



Figur 10 En skärmbild från ViewDEX-programmet som visar bilder för utvärdering tillsammans med frågefält. På de övre två raderna visas kortaxelsnitt, på de mellersta raderna visas horisontella långaxelsnitt och på de två nedre visas vertikala långaxelsnitt av fantomstudien. På den övre av de respektive två raderna visas arbetsstudien och på den nedre visas vilostudien.

### Datoriserat beslutstöd

Beslutsstödsprogrammet CARE Heart™ (Exini Diagnostics AB) [12] [13] kan ge läkaren vägledning vid tolkning av myokardscintigrافي. Fantomundersökningarna utvärderades därför även med hjälp av detta tolkningsprogram vilket bygger på neurala nätverk som har tränats med myokardscintigrafier från över 400 patienter tillsammans med en experts tolkning avseende infarkt respektive ischemi. Programmet utgår ifrån rekonstruerade SA snitt för både vila och arbete, av vilka det skapar egna HLA-, VLA snitt och tredimensionella bilder av perfusionen med "active shape" teknik.

Resultatet redovisar ischemi och infarkt diagnostiserad av de artificiella neurala nätverken samt defekternas storlek. Defektstorleken definieras som antal pixlar med pulser <70 % av maxcounts i fantomet, för ischemistudien i stress och för infarktstudien i rest. Storleken relateras till den totala fantomkammaren för varje studie. De falskt positiva visas inte i resultatet.

CARE Heart™ bedömning poängsätts inte men en jämförelse mellan de olika sjukhusen diskuteras och visas i form av diagram.

## Resultat

### Administrerad aktivitet till patient

Vid alla de trettio nuklearmedicinska avdelningarna används  $^{99m}\text{Tc}$ -märkta radiofarmaka för myokardscintigrafi.  $^{99m}\text{Tc}$ -Sestamibi (Cardiolite) används vid 10 avdelningar medan 20 avdelningar använder  $^{99m}\text{Tc}$ -Tetrofosmin (Myoview).

Sammanlagd injicerad aktivitet, vid undersökning av en 80 kg patient i både arbete och vila, varierar mellan de olika sjukhusen från 800 till 1400 MBq. Tolv sjukhus kompenserar aktivitetsmängden för skillnad i tid mellan sprutdragning och injektion. Nio sjukhus använder en viktbaserad dosering.

Tvådagarsprotokoll används vid 26 sjukhus med mellan ett och sju dygn mellan de två undersökningarna. Vid de fyra sjukhus som använder endagsprotokoll är tid mellan de två undersökningarna 3 – 4 timmar. Tid mellan injektion och bildtagning varierar beroende av radiofarmakon. Enligt av sjukhusen angivna rutiner ska bildtagning vanligtvis ha startat 60 minuter efter injektion hos de sjukhus som använder Myoview och 90 minuter efter injektion hos de sjukhus som använder Cardiolite, men även för samma radiofarmakon är variationerna stora mellan sjukhusen (0 – 240 minuter). Bilaga 5 visar ordinerad aktivitet, radiofarmakon, val av protokoll (en- respektive tvådagars) och tid mellan injektion och bildtagning.

### Kameraparametrar

I studien ingår gammakameror från Siemens, Philips och General Electric (GE). Kameramodeller och hur många sjukhus som använder modellen visas i bilaga 6.

Bilaga 7 visar en sammanställning över de använda kameraparametrarna för de olika sjukhusen. Alla sjukhus i undersökningen använder tvådetektorsystem för sina myokardscintigrafier. 90-graders konfiguration används på 27 avdelningar, 101 graders konfiguration används på två avdelningar och på en avdelning används 76 graders konfiguration.

Tjugosex sjukhus använder högupplösande (HR) kollimator och fyra sjukhus använder normalupplösande (GP) kollimator vid undersökningarna. Automatisk konturavkänning används av 2/3 delar av sjukhusen medan 1/3 ställer konturen manuellt. Elliptisk rotation är övervägande vanligare än cirkulär. Under bildtagningen placeras vanligtvis patienten på rygg men vid behov kompletteras ibland undersökningen med patienten liggande på magen.

Insamlingstiden varierar mellan 20 och 90 sekunder per projektion och antal projektioner per detektorhuvud varierar mellan 16 och 36. Effektiv tid för bildtagning (antal projektioner x tid per projektion) är som kortast 8 minuter och längst 32 minuter. Variationen för de sjukhus som använder tvådagarsprotokoll är mellan 13 och 21 minuter.

Matrisstorleken är 64 x 64 för alla sjukhus utom tre som använder 128 x 128 matris. Med en zoomfaktor mellan 1,00 och 1,85 erhålles pixelstorlek mellan 4,8 och 7,8 mm. Vanligast är en pixelstorlek mellan 6,5 – 6,9 mm (20 sjukhus).

Energifönsterbredden som används på två tredjedelar av sjukhusen är 20 % medan en tredjedel använder smalare bredd ner mot 14 %, centrerat runt 140 keV.

## Kvalitetskontroller

Bilaga 8 visar en sammanställning över vilka kontroller och korrektioner som görs på gammakamerorna, hur dessa samlas in samt med vilka tidsintervall de uppdateras. På tre av sjukhusen görs ingen uniformitetskorrektion på gammakamerorna. Sju av de sjukhus som utför uniformitetskorrektion använder  $^{57}\text{Co}$  plankällor vid insamling och 20 sjukhus använder  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  punktkällor.

Uniformitetskorrektionerna uppdateras vid behov från varannan vecka, en gång per månad till några gånger per år eller ännu mer sällan. Alla sjukhus utför center of rotation korrektion. Uppdatering av dessa varierar från vid behov, varannan vecka till någon gång per år.

## Bildrekonstruktionsparametrar

Bilaga 9 visar de parametrar som används vid bildrekonstruktion vid de olika sjukhusen. Bildrekonstruktionen görs i regel med filtrerad bakåtprojektion (FBP) men sju sjukhus använder iterativ rekonstruktion, antingen Maximum Likelihood Expectation Maximisation (MLEM) eller Ordered Subset Expectation Maximisation (OSEM) vilket är en uppsnabbad version av den förra. Av dessa är det tre som gör attenueringskorrektion. Fem sjukhus gör attenueringskorrektion varav två med transmissionsdata erhållna med en  $^{153}\text{Gd}$ -transmissionskälla. De andra tre använder troligtvis en uniform attenueringskorrektion, se bilaga 9. Fyra sjukhus använder spridningskorrektion. Tre av dessa använder också attenueringskorrektion.

Alla sjukhusen utför förfiltrering av bilderna. Brusreducerande Butterworth-filter är det vanligast förekommande men tre sjukhus använder ett eget konstruerat TI-filter som liknar Butterworth-filtret. Cut-off frekvenser varierar mellan 0,35 – 0,9 med powervärde på övervägande 5 men 4, 7, 10 och 25 används också. Tre sjukhus använder brusförstärkande filter t.ex. Metz-filter (två sjukhus) och wiener-filter (ett sjukhus). Pixelstorleken i de rekonstruerade snitten varierar mellan 2,7 och 6,9 mm.

## Bildutvärdering

Bilaga 10 visar vilka datorsystem och mjukvaror som används för rekonstruktion och granskning av bilderna. Det förekommer ett antal olika utvärderingssystem både vad gäller leverantör och mjukvara. Den medicinska bedömningen görs i kortaxelsnitt (SA), horisontella långaxelsnitt (HLA) och vertikala långaxelsnitt (VLA) samt nästan alltid med hjälp av bullseye-diagram. Användning av beslutstöd i form av olika programvaror förekommer vid utvärderingen. Tolv olika färgpaletter förekommer men samma eller mycket lika färgskalor kan förekomma med olika namn.

## Avvikande studier

Mätningarna kunde genomföras enligt studieplanen på alla sjukhus utom två. Sjukhus 14 har oförklarligt lågt antal pulser i infarktstudien och sjukhus 15 har oförklarligt lågt antal pulser i ischemistudien, vilket troligtvis beror på för låg aktivitet i fantomet. Dessa två mätningar har exkluderats ur studien.

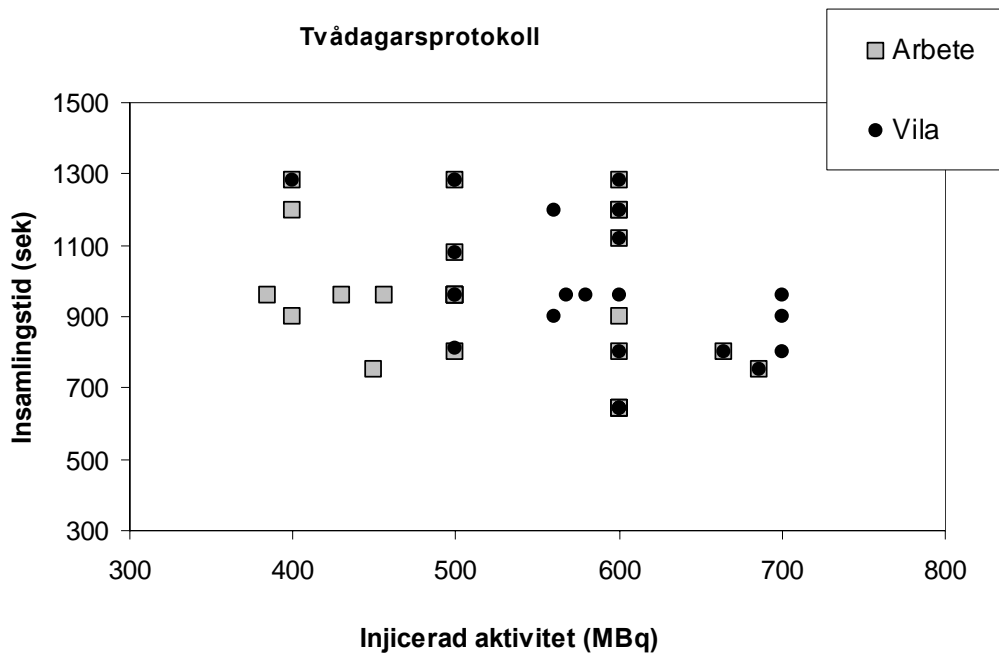
Fyra sjukhus (19, 23, 26 och 28) rekonstruerar SA snitt men inte VLA och HLA snitt. I efterhand har sjukhus 23, 26 och 28 använt programvaran Perfit, för att ta fram de HLA

snitt som används för respektive sjukhus i denna studie, medan HLA snitt från sjukhus 19 troligen är ett kroppstransaxialt snitt. Dessa ingår i studien.

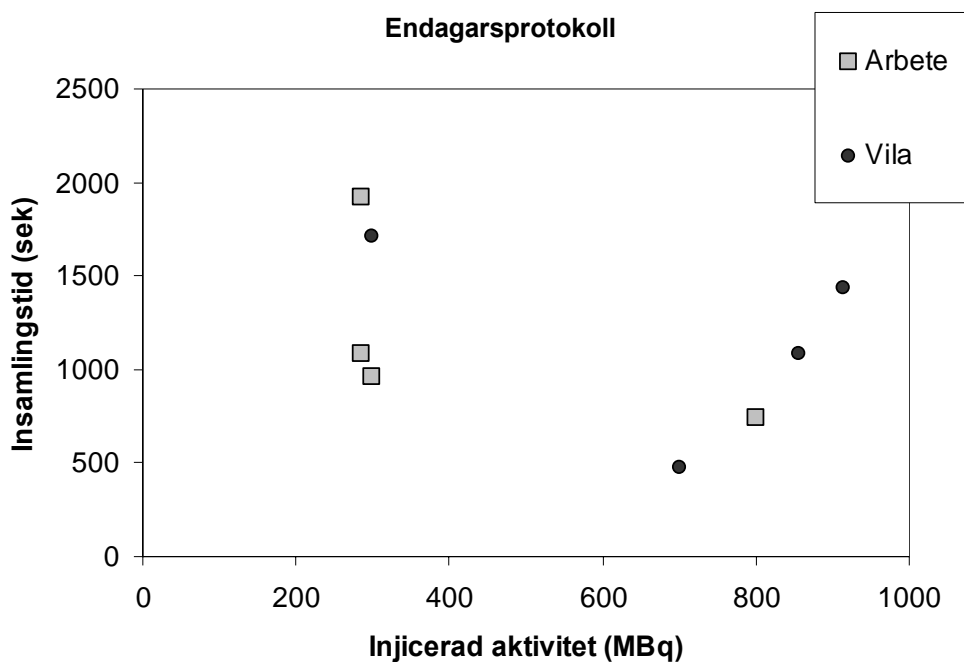
Vid ett sjukhus upptäcktes en avvikelse i center of rotation efter bildtagningen, varför personalen vid sjukhuset korrigerade studien i efterhand. Bilderna från sjukhus 5 har således korrigeras på ett okänt sätt, troligen med en rörelsekorrektion vilket kan påverka resultatet. Dessa bilder ingår i resultaten.

## Injicerad aktivitet och insamlingstid

Figur 11 och figur 12 visar den totala insamlingstiden som funktion av injicerad aktivitet för tvådagars- respektive endagsprotokoll. Korrelationen är inte statistisk signifikant enligt en icke parametrisk Spearman Rank Order korrelationstest mellan insamlingstid och injicerad aktivitet för varken endags- eller tvådagarsprotokoll. Värdena är inte korrigerade för tid mellan injektion och bildtagning.



Figur 11 *Insamlingstid som funktion av injicerad aktivitet för tvådagarsprotokoll.*

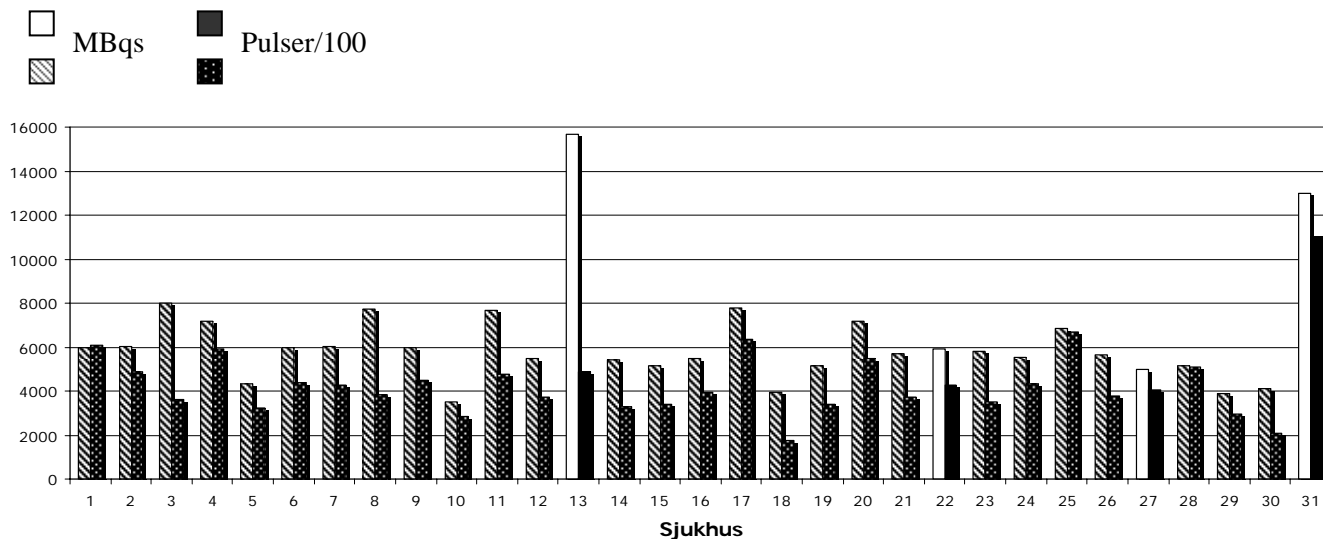


Figur 12 *Insamlingstid som funktion av injicerad aktivitet för endagsprotokoll.*

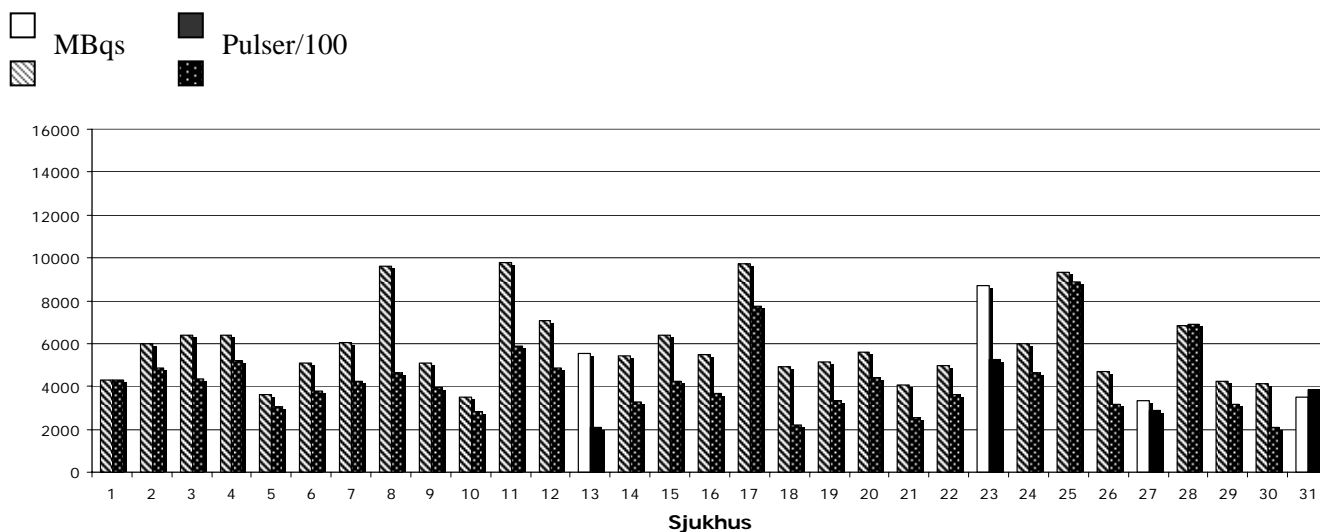
## Antal pulser i studierna

Antal pulser i de insamlade bilderna beror på given aktivitet, insamlingstid och kamerans känslighet. Kamerans känslighet beror bl.a. på val av kollimator och energifönstrets bredd. Produkten av given aktivitet och insamlingstid, med enheten MBqs, är ett mått på det antal pulser som emitteras under insamlingstiden.

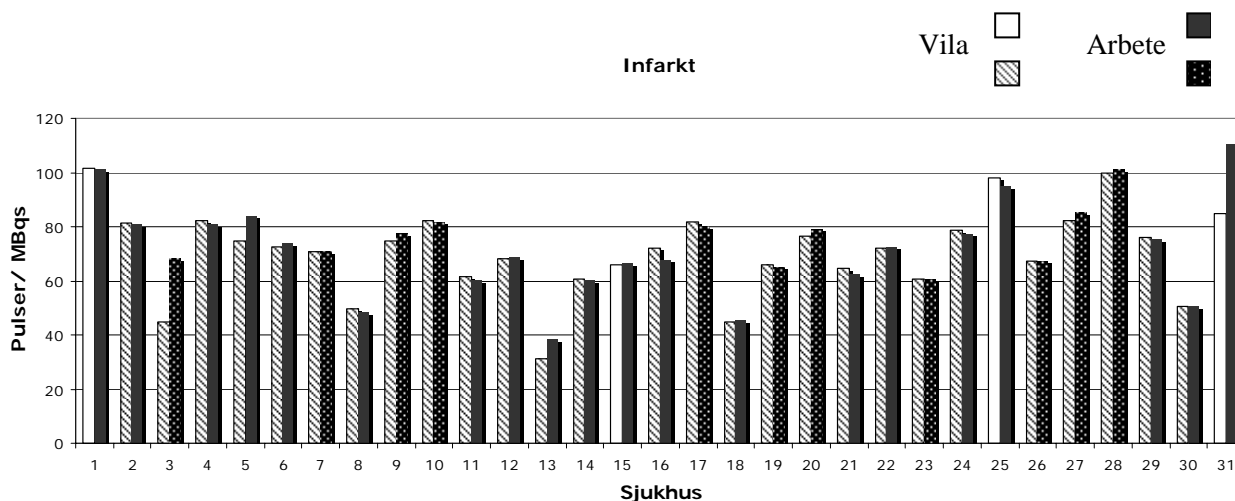
Det totala antalet pulser insamlade i projektionerna för vilostudierna och arbetsstudierna visas i figur 13 respektive 14, där även produkten [MBqs] visas som en stapel bredvid. Kvoten mellan insamlade antalet pulser och MBqs påvisar hur man utnyttjar aktiviteten dvs känsligheten i gammakamerasystemet och den skall vara lika för arbets- och vilostudien, figur 15. Värdena är tagna från infarktstudien där mätning av samma fantom är gjord två gånger. Skillnad i känsligheten för arbete och vila för sjukhus 3 och 31 beror troligtvis på fel i kompensation för sönderfall mellan mätningarna. Känsligheten för en HR kollimator är ungefär 70 pulser per MBqs och är ungefär 110 pulser per MBqs för en GP kollimator [14]. Tre av fyra sjukhus som använder GP kollimator och bredare energifönster ligger bland de sjukhus som har hög känslighet.



Figur 13 Antal MBqs och insamlade pulser i vilostudierna. De vitrandiga staplarna visar MBqs för respektive sjukhus. De totalt antal pulser [/100] i den insamlade bilden. Svarta och vita staplar är MBqs och antal pulser för endagsprotokoll.



Figur 14 Antal MBqs och insamlade pulser i arbetsstudierna. De vitrandiga staplarna visar MBqs för respektive sjukhus. De svartprickiga staplarna visar totalt antal pulser [/100] i den insamlade bilden. Svarta och vita staplar är MBqs och antal pulser för endagsprotokoll.

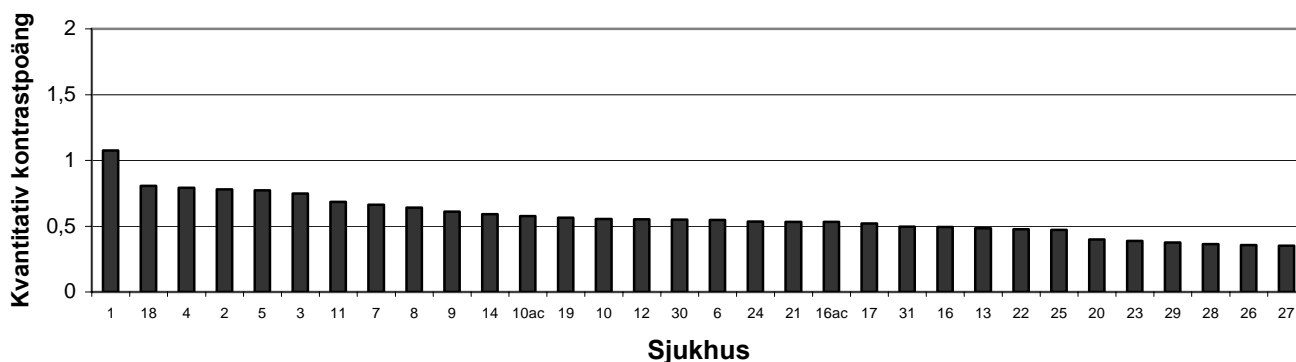


Figur 15 Känsligheten representerad som pulser per MBqs på kamerasystemen vid respektive sjukhus för både arbets- och vilo-studie. Vit stapel visar att sjukhuset använder GP kollimator och vitrandig stapel visar att sjukhuset använder HR kollimator. Svart stapel visar att sjukhuset använder en energifönsterbredd på 19-21 keV och svartprickig stapel visar att sjukhuset använder en energifönsterbredd på 14-17 keV. Arbete är den vänstra stapeln och vila är den högra stapeln.

## Kvantitativ beräkning av kontrastpoäng

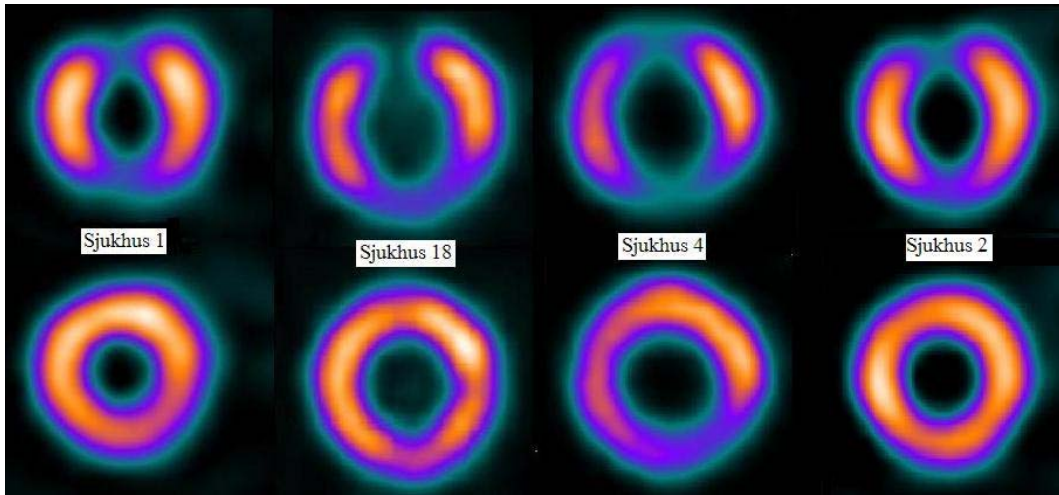
Kontrasten i de rekonstruerade bilderna beräknades enligt ekvation 2 – 4 för ett av varje SA, HLA och VLA snitt från varje sjukhus. Maximala antal poäng för ischemi respektive infarkt är två. Figur 16 visar kontrasten i ischemistudien (ekvation 2) för alla sjukhusen och kontrasten för infarktstudien (ekvation 3) visas i figur 19.

Kontrastpoängen vid ischemi skiljer med en faktor tre mellan de olika sjukhusen. Sjukhus 1 har högst poäng, 1,1 och sjukhus 27 och lägst poäng, 0,4. Kortaxelsnitt från ischemistudien från fyra sjukhus med högst respektive lägst poäng visas i figur 17 och 18.

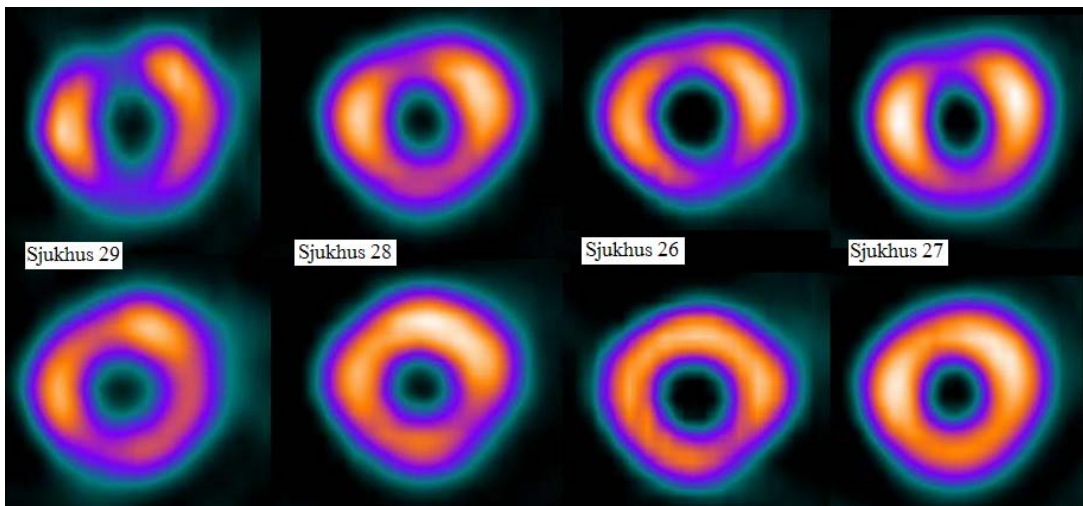


Figur 16 De kvantitativa kontrastpoängen för respektive sjukhus vid ischemistudien (ekv 2). Högsta möjliga poäng är 2. Resultatet för sjukhus 15 utelämnas på grund av fel vid insamlingen. Sjukhus 10ac och 16ac är attenueringskorrigerade bilder från sjukhus 10 och 16.





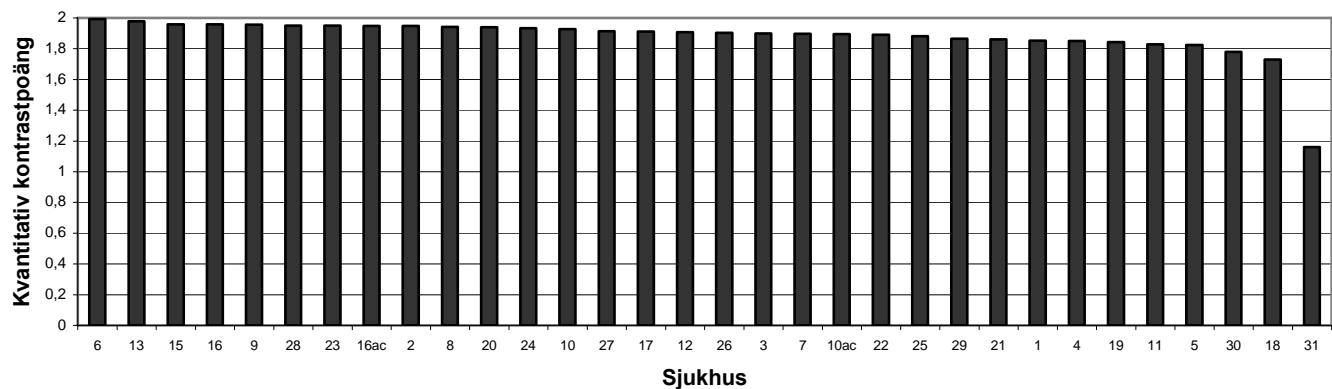
Figur 17 Kortaxelsnitt från ischemistudien; arbete (översta raden) och vila (undre raden), från de fyra sjukhus med högst poäng vid den kvantitativa kontrastberäkningen.



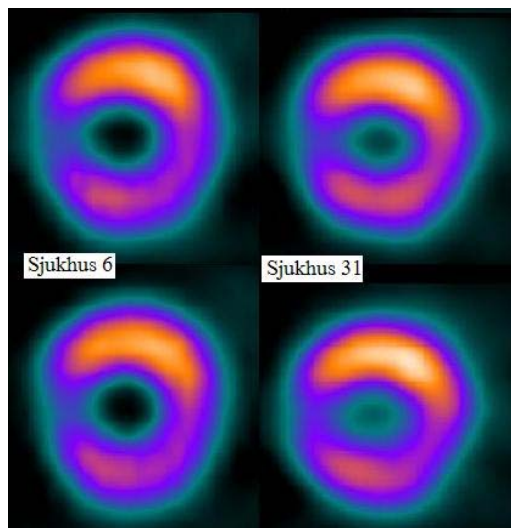
Figur 18 Kortaxelsnitt från ischemistudien; arbete (översta raden) och vila (undre raden) från de fyra sjukhus med lägst poäng vid den kvantitativa kontrastberäkningen.

Kontrastpoängen vid infarkt skiljer med en faktor 1,7 för de olika sjukhusen (figur 19). Den högsta poängen i infarktstudien har sjukhus 6 på 2,0 och den lägsta poängen på 1,2 har sjukhus 31. Kortaxelsnitt från dessa två sjukhus visas i figur 20.

Kontrastpoängen är över lag högre för alla sjukhus i infarktstudien än för ischemistudien. För friska områden (ekv 4) skiljer sig inte sjukhusen åt utan alla låg över 1,8 poäng.



Figur 19 De kvantitativa kontrastpoängen för respektive sjukhus vid infarktstudien (ekv 3). Högsta möjliga poäng är 2. Resultatet för sjukhus 14 utelämnas på grund av fel vid insamlingen. Sjukhus 10ac och 16ac är attenueringskorrigerade bilder från sjukhus 10 och 16.



Figur 20 Kortaxelsnitt från infarktstudien; arbete (översta raden) och vila (undre raden) från de sjukhus med högst respektive lägst poäng från den kvantitativa kontrastberäkningen.

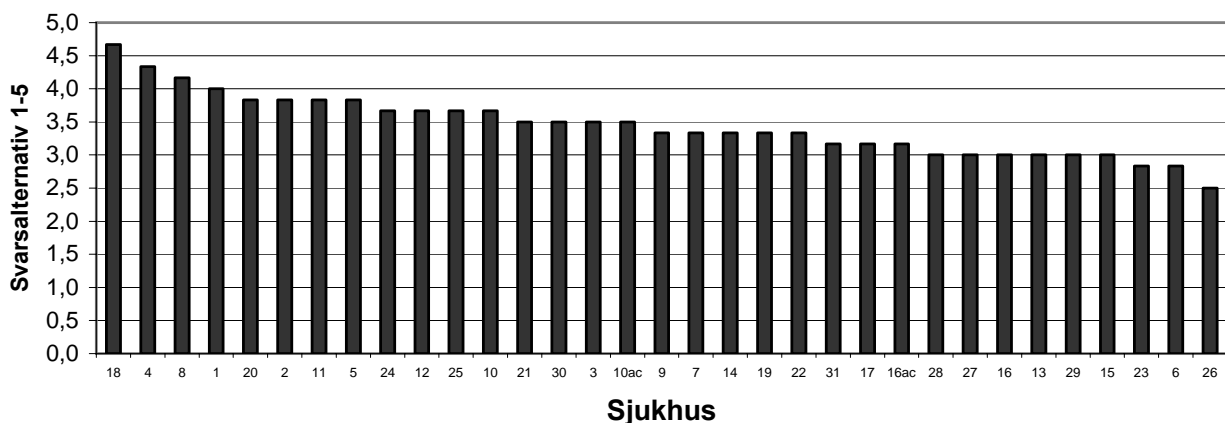
## Kvalitativ visuell bedömning av kontrast

Vid granskning av bilderna bedömde de tre kliniska fysiologerna nedsättning av pulstalet i defekterna enligt fråga 2 i bilaga 3. De bedömde nedsättningen av upptaget i de fyra defekterna (anteriora/septala respektive inferiora/laterala) med svarsalternativen;

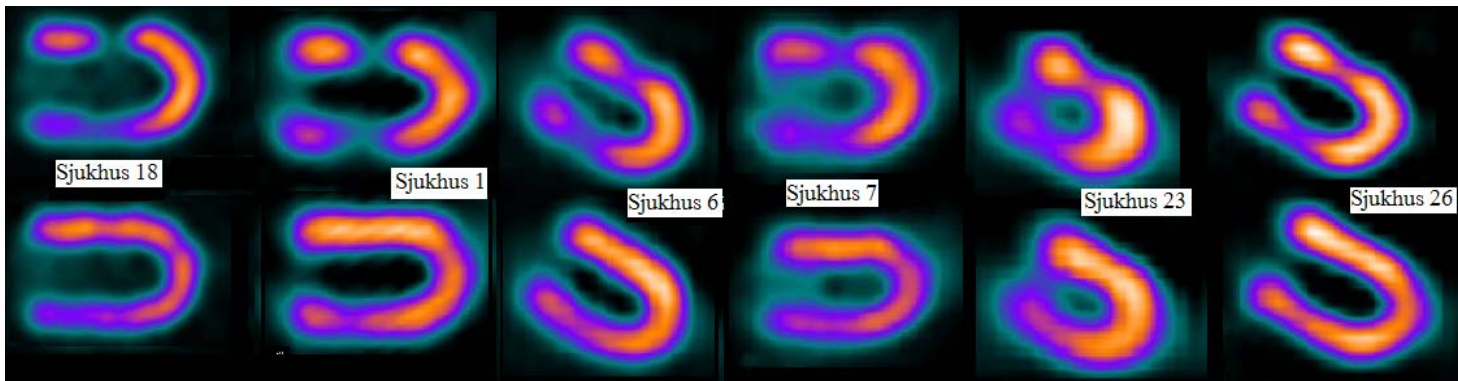
- 1) Normal: 70 % upptag (vit-gul)
- 2) Lätt reducerad: 69-50 % upptag (orange-rött)
- 3) Måttligt reducerad: 49-30 % upptag (violett-blått)
- 4) Mycket reducerad: 29-10 % upptag (blå-grön)
- 5) Obefintlig: <10 % upptag (grön-svart)

I fantomet är kontrasten 100% i alla defekterna men de är av olika storlek. För att uppnå full kontrast i en avbildning med gammakamera bör defekten vara minst 2.5 x systemets upplösning dvs. defekten skall vara större än 30 mm. Den anteriora defekten i ischemistudien och den septala defekten i infarktstudien omfattar båda hela väggjockleken. Vinkelutbredning och längd skiljer enligt bilaga 2. De förväntas båda ha en väl synlig kontrast dvs ett högt värde i bedömningen. Den inferiora defekten i ischemistudien och laterala defekten i infarktstudien omfattar enbart 40% av kammarväggen men har en längre utbredning längs kammarväggen 23 mm. Dessa förväntas ha en lägre kontrastnivå i kammarväggen.

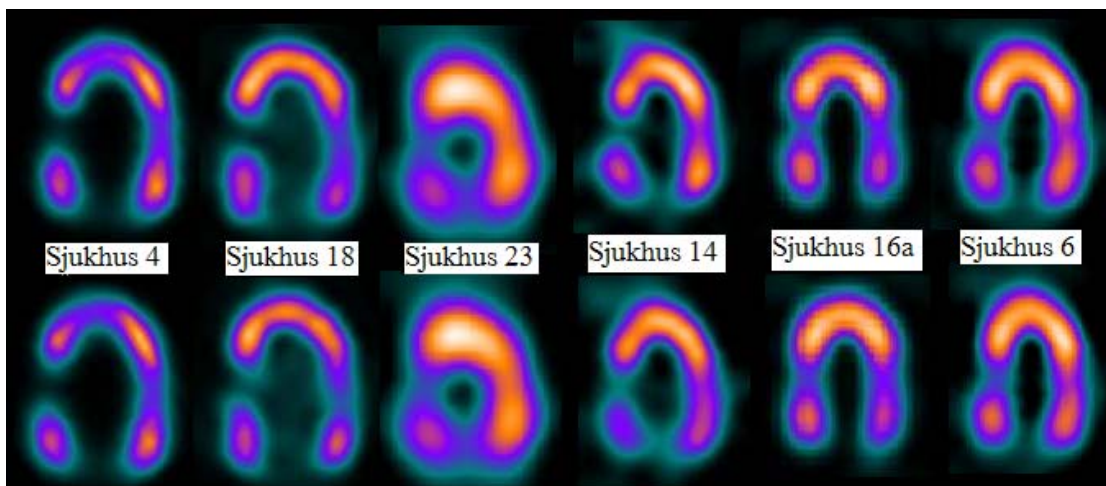
Figur 21 visar medelvärdet av de tre fysiologernas kvalitativa bedömning av kontrasten för den anteriora defekten i ischemistudien och septala defekten i infarktstudien. Deras bedömning skiljer sig från mycket reducerat upptag för sjukhus 18 jämfört med lätt reducerat upptag för sjukhus 26. Vertikala respektive horisontella långaxelsnitt från sjukhus med högst, medel och lägst värde i den visuella kontrastbedömningen visas för anteriora defekten i ischemistudien och septala defekten i infarktstudien i figur 22 och 23.



Figur 21 Medelvärdet av de tre kliniska fysiologernas visuella bedömning av kontrasten för den anteriora defekten i ischemistudien och septala defekten i infarktstudien. Sjukhusen till vänster har betydligt högre kontrast i sin avbildning av de genomgående defekterna anteriort och septalt än de till höger i figuren. Sjukhus 10ac och 16ac är attenueringskorrigerade bilder från sjukhus 10 och 16.

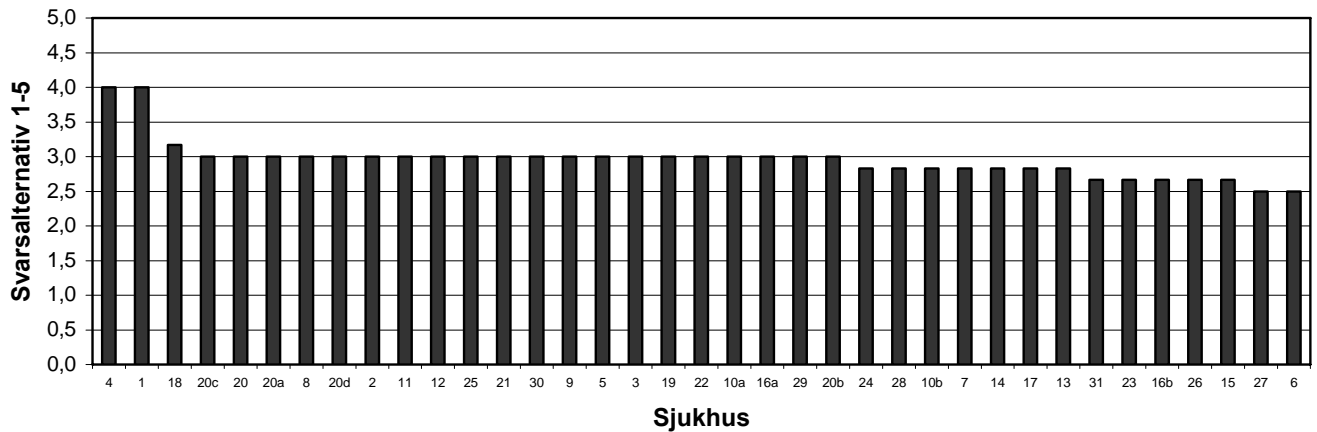


Figur 22 Vertikala långaxelsnitt från de sjukhus med de två högst, mellersta och lägst visuellt bedömda kontrastnivåerna i den anteriora defekten i ischemistudien. Arbete (översta raden) och vila (undre raden).

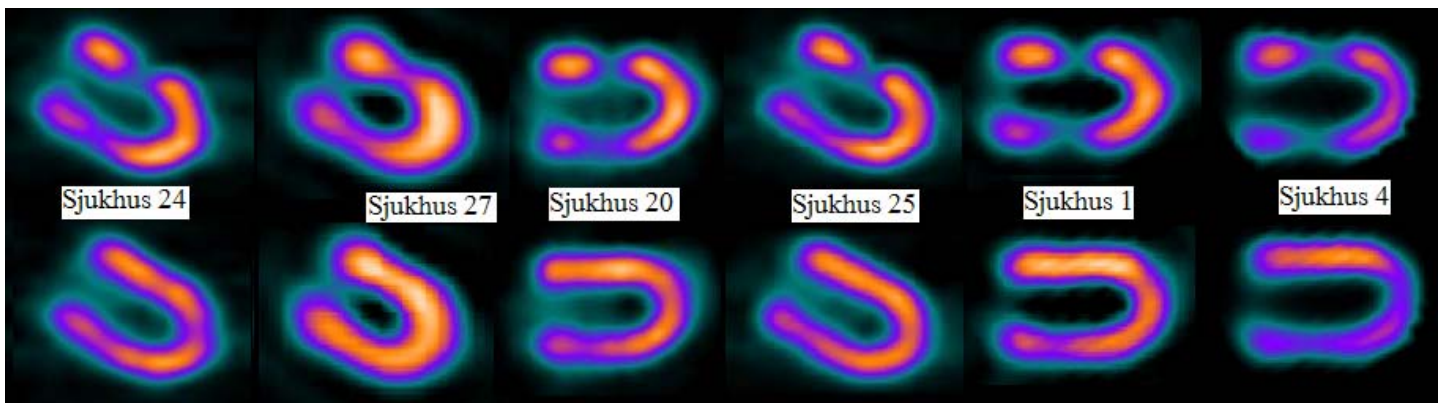


Figur 23 Horisontala långaxelsnitt från de sjukhus med de två högst, mellersta och lägst visuellt bedömda kontrastnivåerna i den septala defekten i infarktstudien. arbete (översta raden) och vila (undre raden).

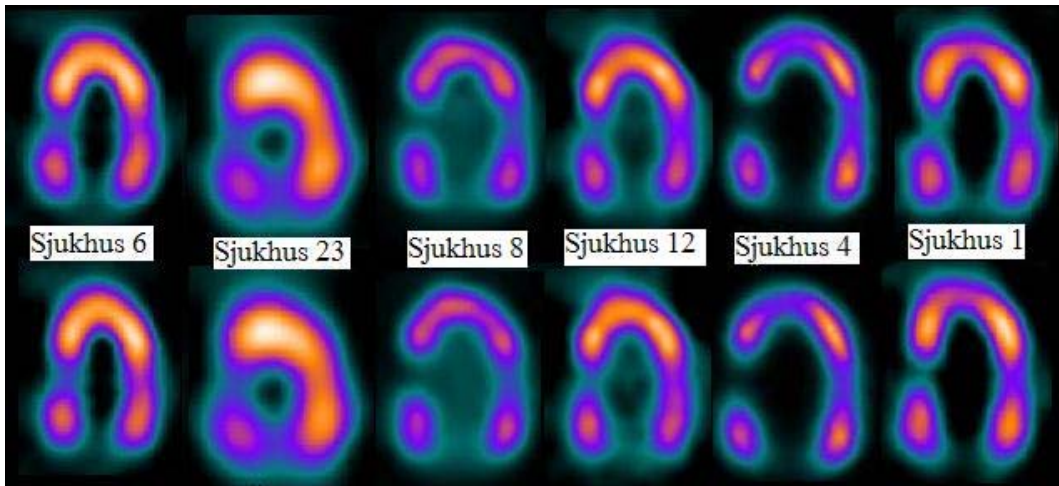
Medelvärden av de tre kliniska fysiologernas kvalitativa bedömning av kontrasten för den inferiora defekten i ischemistudien och laterala defekten i infarktstudien visas i figur 24. Deras bedömning skiljer sig från mycket reducerat upptag för sjukhus 1 och 4 vilket överensstämmer med de beräknade kontrastvärdena, figur 16. Sjukhus 27 och 6 bedöms ha ett lätt reducerat upptag. Det vertikala respektive horisontella långaxelsnitt för sjukhus med högst, medel och lägst värde i den visuella kontrastbedömningen visas för inferiora defekten i ischemistudien och laterala defekten i infarktstudien i figur 25 och 26.



Figur 24 Medelvärdet av de tre kliniska fysiologernas visuella bedömning av kontrastnivå för den inferiora defekten i ischemi och laterala defekten i infarktstudien. Sjukhusen längst till vänster i diagrammet har bedömts ge en högre kontrastnivå i sin avbildning av den mindre inferiora och laterala defekten, medan bilderna från sjukhusen till höger i figuren bedöms återge en lägre kontrastnivå. Sjukhus 10ac och 16ac är attenueringskorrigerade bilder från sjukhus 10 och 16.

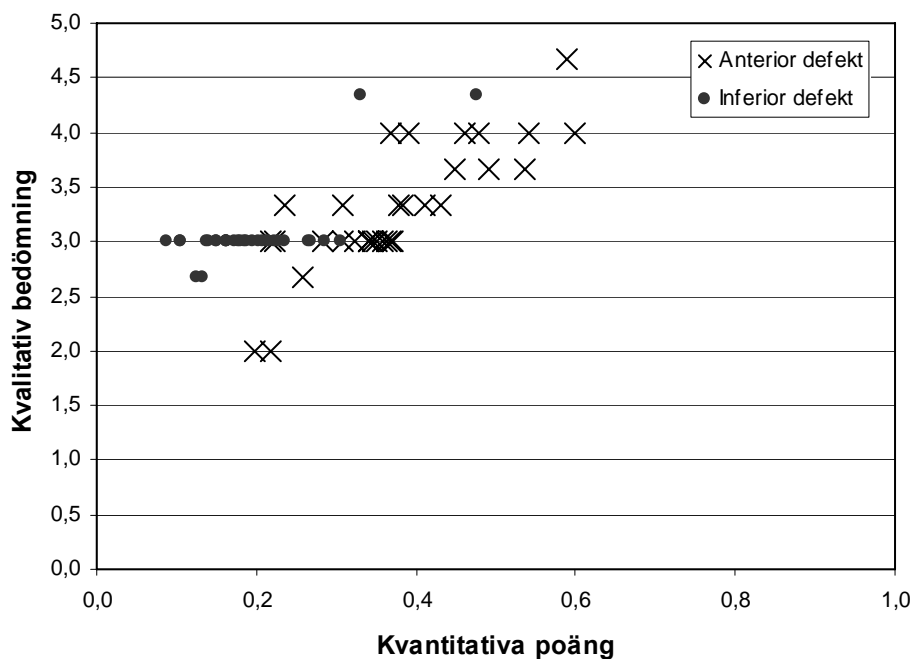


Figur 25 Vertikala långaxelsnitt från de sjukhus med de två lägst, två mellersta och två högst bedömda kontrastnivåerna i den inferiora defekten i ischemistudien arbete (översta raden) och vila (undre raden).



Figur 26 Horisontella långaxelsnitt från de sjukhus med de två lägst, två mellersta och två högst bedömda kontrastnivåerna i den laterala defekten i infarktstudien. arbete (översta raden) och vila (undre raden).

I figur 27 visas korrelation mellan den kvantitativa beräkningen av kontrasten i ischemistudien och medelvärdet av de tre fysiologernas kvalitativa bedömning av kontrasten i samma studie. Korrelationen är statistisk signifikant enligt en icke parametrisk Spearman Rank Order korrelationstest för både anterior och inferior defekt med R-värde på 0,54 respektive 0,56. Spridning av kontrastpoängen är betydligt större för den anteriora defekten än för den inferiora.



Figur 27 Korrelation mellan den kvalitativa bedömningen och kvantitativa kontrastberäkningen för anterior defekt (kryss) och för inferior defekt (prick) i ischemistudien.

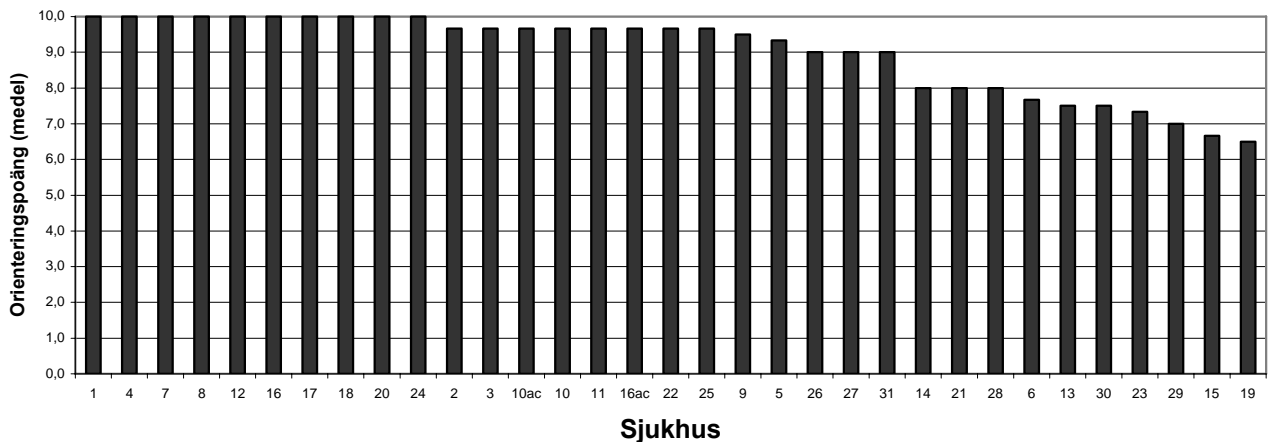
## Kvalitativ visuell bedömning av orienteringen av hjärtat

Vid sin granskning av bilderna bedömde de tre kliniska fysiologerna orienteringen av hjärtat för de olika sjukhusen enligt fråga 5 och 6 i bilaga 3. Båda studierna (infarkt- och ischemistudien) är inkluderade i resultatet då bearbetningen gäller lika för båda. De kliniska fysiologerna svarade på följande frågor;

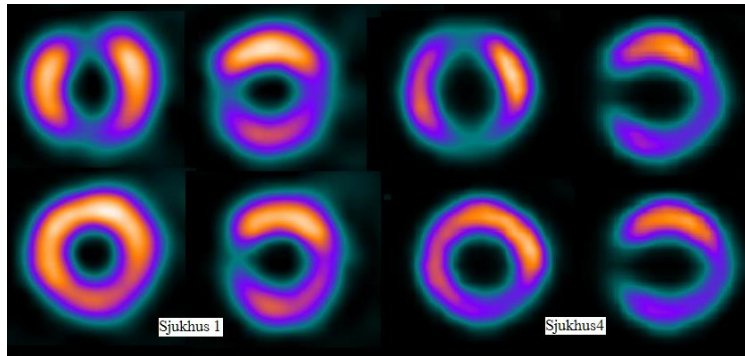
- Är vinklarna för snitten korrekt lagda?
- Hur ser kortaxelsnitten ut?
- Hur ser de vertikala långaxelsnitten ut?
- Hur ser horisontala långaxelsnitten ut?
- Är vinklarna för rest och stress snitten matchade?

Med de givna svarsalternativen i bilaga 3 är maximalt antal möjliga poäng 10.

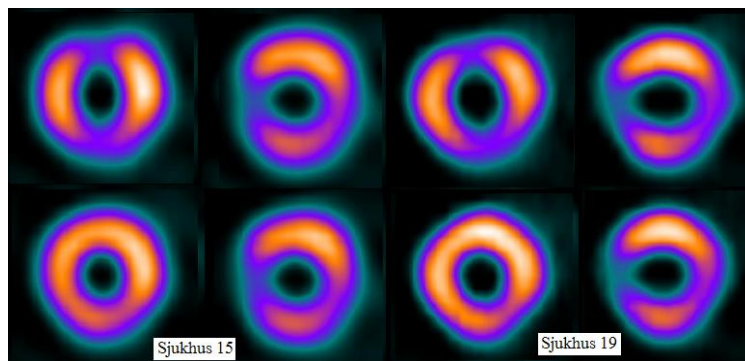
Figur 28 visar medelvärdet av de tre kliniska fysiologernas bedömning av orienteringen. Tio sjukhus får högsta möjliga poäng för sin orientering medan det är 10 sjukhus som ligger på eller under 8 poäng. Sex av dessa sjukhus (19, 29, 15, 23, 28 och 14) innehåller de studier som tidigare beskrivits i avsnittet avvikande studier. Orienteringsbedömningen illustreras i form av kortaxelsnitt för de två sjukhus med högsta (figur 29) och lägsta (figur 30) poäng.



Figur 28 Poängfördelningen vid bedömningen av orienteringen för de olika sjukhusen. Sjukhus 10ac och 16ac är attenueringskorrigerade bilder från sjukhus 10 och 16.



Figur 29 Kortaxelsnitt för ischemistudien (till vänster) och infarktstudien (till höger) för de sjukhus med högst poäng vid bedömning av orienteringen; arbete (översta raden) och vila (undre raden).



Figur 30 Kortaxelsnitt för ischemistudien (till vänster) och infarktstudien (till höger) för de sjukhus med lägst poäng vid bedömning av orienteringen; arbete (översta raden) och vila (undre raden).

## Kvalitativ visuell bedömning av spridnings- och bruseffekter

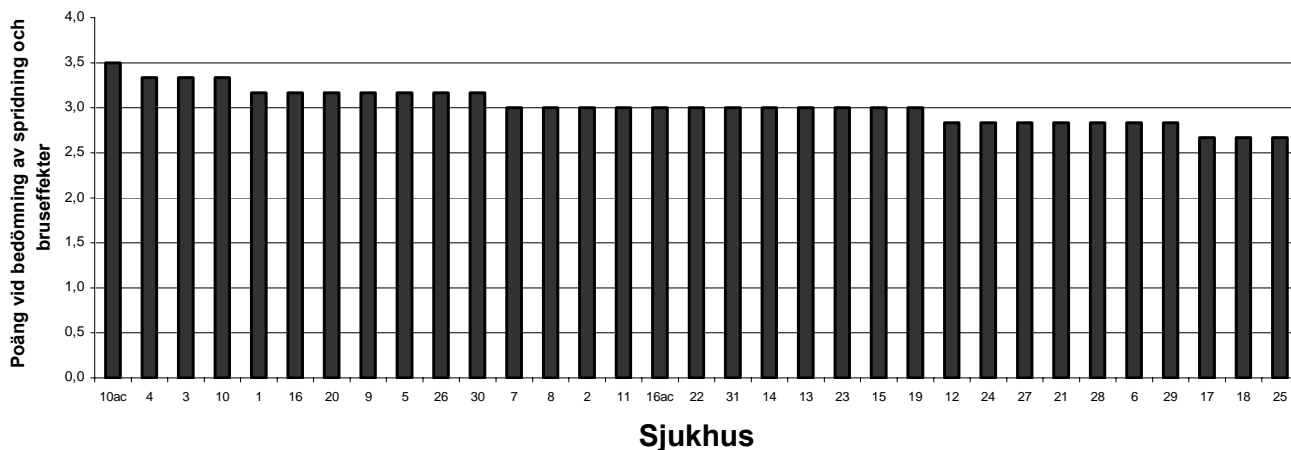
Vid granskning av bilderna bedömde de tre kliniska fysiologerna spridnings och bruseffekter i bilderna för de olika sjukhusen enligt fråga 7 och 8 i bilaga 3. Båda studierna (infarkt- och ischemistudien) är inkluderade i resultatet då bedömning är den samma. De kliniska fysiologerna svarade på följande frågor;

- Finns det synliga spridningseffekter?
- Finns det bruseffekter?

Med de givna svarsalternativen i bilaga 3 är maximalt antal möjliga poäng 4.

Medelvärde av de tre fysiologernas poäng vid bedömning av spridning och bruseffekter visas i figur 31. Poängen varierar mellan 2,5 och 3,5 för de olika sjukhusen.





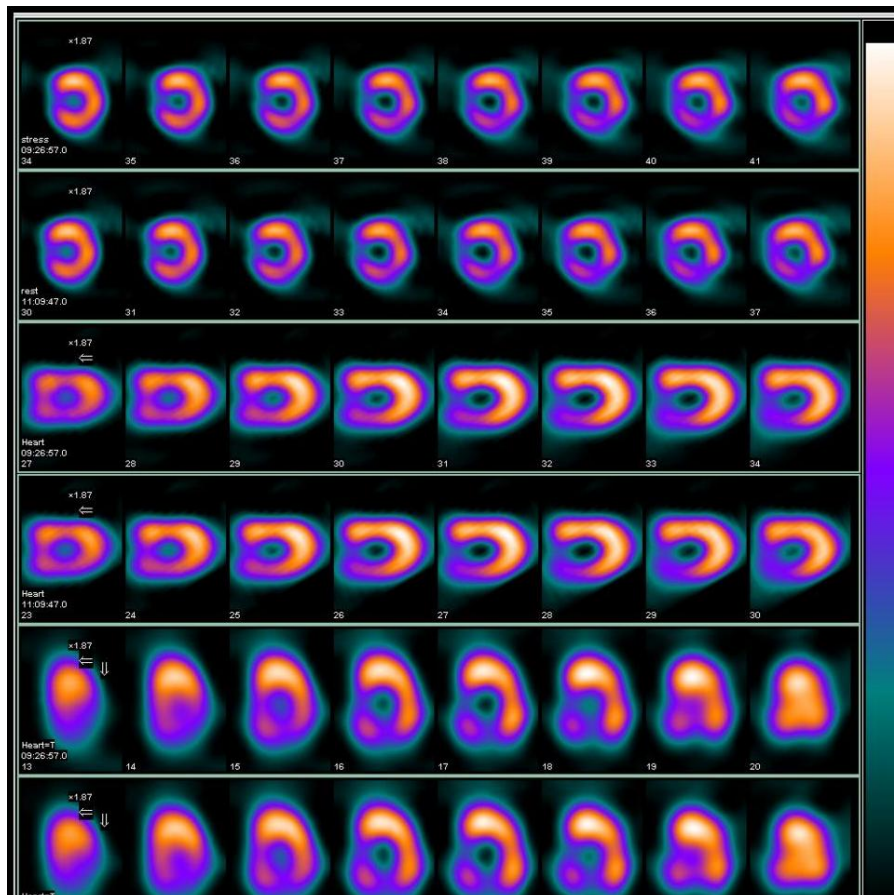
Figur 31 Poängfördelningen vid bedömningen av spridning och bruseffekter i både infarkt och ischemistudierna för de olika sjukhusen. Sjukhus 10ac och 16ac är attenueringskorrigerade bilder från sjukhus 10 och 16.

### Slutgiltig visuell bedömning av diagnostiserbarhet

Vid granskning av bilderna bedömde de tre kliniska fysiologerna möjligheten att ställa diagnos på bilderna från respektive sjukhus genom att svara på fråga 9 i bilaga 3:

- Är bildkvaliteten tillräcklig för att ställa diagnos?

Bilderna från sjukhus 23 och 30 bedöms inte ha tillräcklig bildkvalitet för att ställa diagnos på enligt fler än en fysiolog. Bild från infarktstudien i arbete och vila från sjukhus 23 visas i figur 32.



Figur 32 Kortaxelsnitt samt vertikala och horisontella långaxelsnitt för infarktstudien för sjukhus 23. Arbete (översta raden) och vila (undre raden).

## Bedömning av defekternas storlek och läge

Vid granskning av bilderna bedömde de tre kliniska fysiologerna storleken och läge på defekterna med hjälp av följande frågor (1, 3 och 4 i bilaga 3):

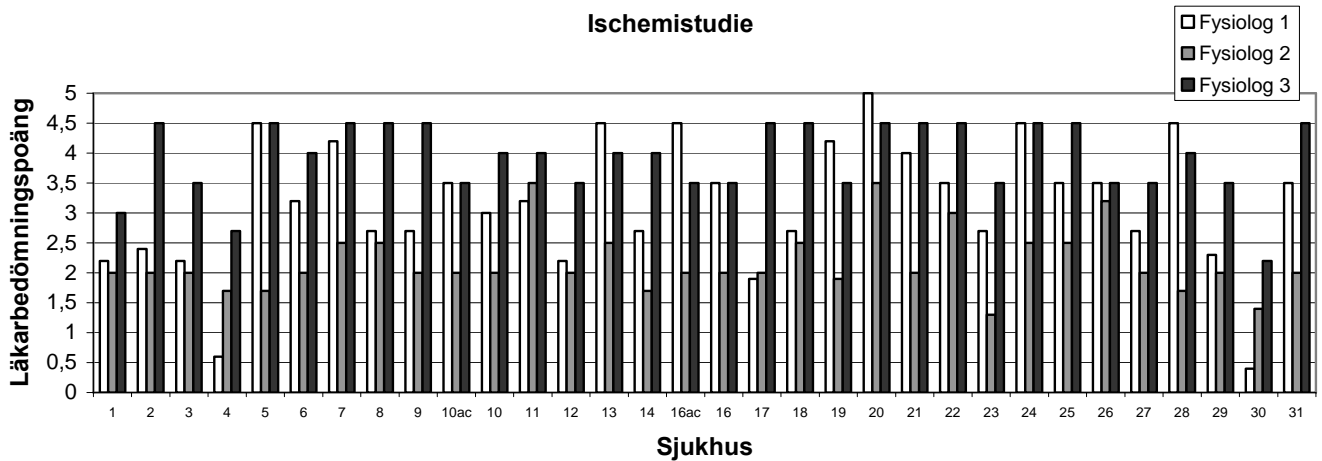
- Är defekterna större eller mindre än i verkligheten?
- Bedöm storleken på den anteriora/septala defekten i förhållande till den anteriora/septala väggen.
- Bedöm storleken på den inferiora/laterala defekten i förhållande till den inferiora/laterala väggen.
- Är den anteriort/septalt placerade defekten förskjuten?
- Är den inferior/septalt placerade defekten förskjuten?

Till sin hjälp hade fysiologerna skisser på fantomet som visade defekternas storlek och läge (figur 7 och figur 8) samt studiens definition av anterior, septal, inferior, lateral vägg (figur 5). Den verkliga storleken på defekten är anteriort 14 %, inferior 6 %, septalt 23 % och lateralt 6 % av respektive hjärtvägg.

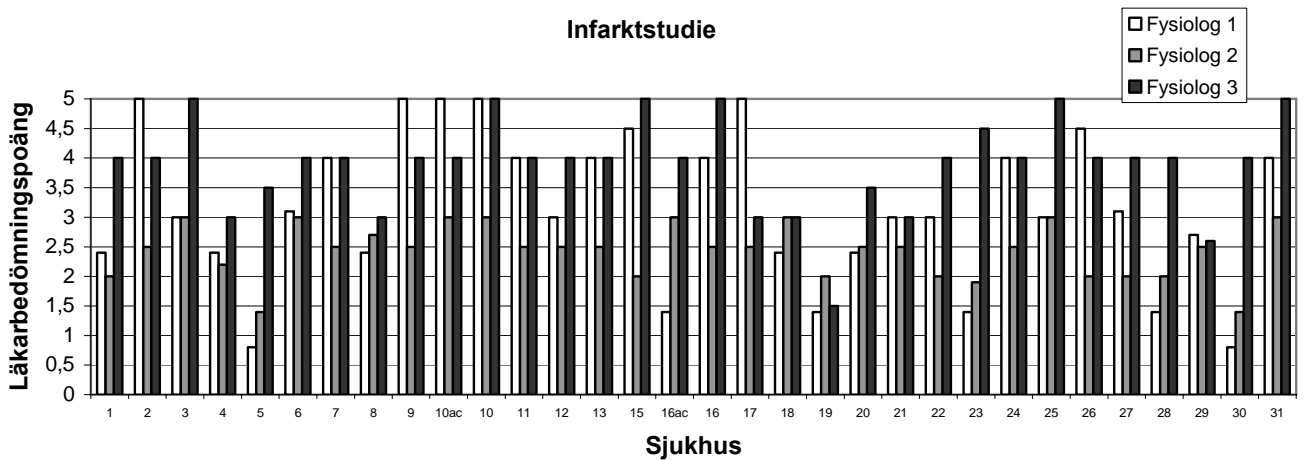
Resultatet visar att defekterna är lokaliserade i stort sett på rätt plats. I detta rådde samstämmighet bland fysiologerna.

Vid bedömning av defekternas storlek var maximalt antal poäng per studie 3. Rätt svar på varje fråga gav 1 poäng. Avvikelse från rätt svar i bedömningsfrågorna gav avdrag i förhållande till avvikelsen.

Poäng för de kliniska fysiologernas kvalitativa bedömning av defekternas storlek visas i figur 33 och 34. Resultatet visar att det är svårt att bedöma storleken på ett defekt område i hjärtat. Bedömningen mellan de tre fysiologerna varierar mycket.



Figur 33 Poäng från bedömning av defekternas storlek i ischemistudien för de olika sjukhusen. Sjukhus 10ac och 16ac är attenueringskorrigerade bilder från sjukhus 10 och 16.



Figur 34 Poäng från bedömning av defekternas storlek i infarktstudien för de olika sjukhusen. Sjukhus 10ac och 16ac är attenueringskorrigerade bilder från sjukhus 10 och 16.

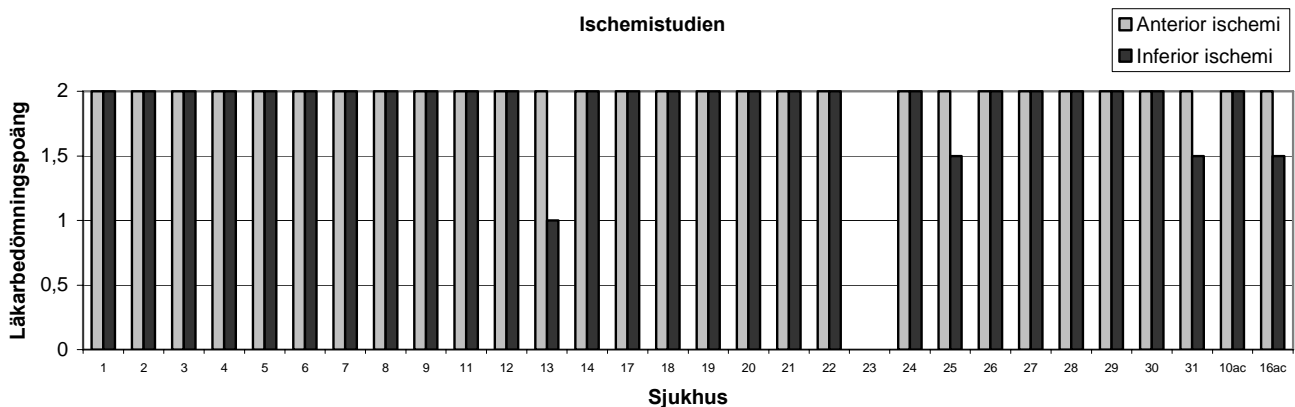
## Bedömning av respektive sjukhus läkartolkning

En klinisk fysiolog bedömde de utlåtanden som den lokala läkaren gav på fantomstudierna. Vid rätt lokaliserad defekt gavs 1 poäng. Vid enbart misstanke om defekt gavs 0,5 poäng. Rätt diagnos, ischemi respektive infarkt, gav 1 poäng vardera. Om alla 4 defekter är korrekt detekterade med rätt diagnos kan sjukhuset få som högst 8 poäng.

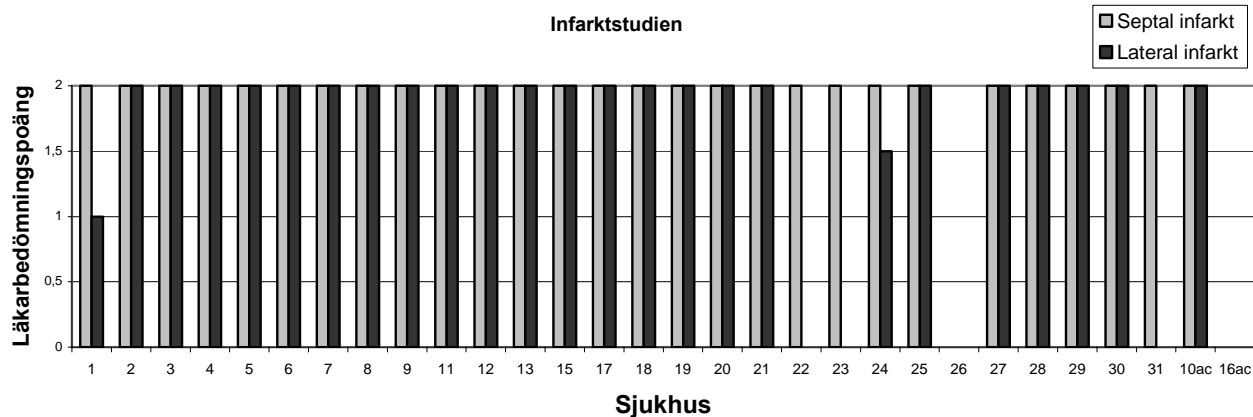
Figur 34 och figur 35 visar sjukhusens poäng för ställd diagnos för de olika defekterna i ischemi respektive infarktstudien.

Vid misstanke om falskt positiv defekt gjordes ett avdrag på 0,5 poängs och 1 poängs avdrag vid angiven falskt positiv defekt. I figur 37 visas sjukhusens sammanlagda poäng för alla defekterna men även reducerade poäng där hänsyn tas till falskt positiva defekter.

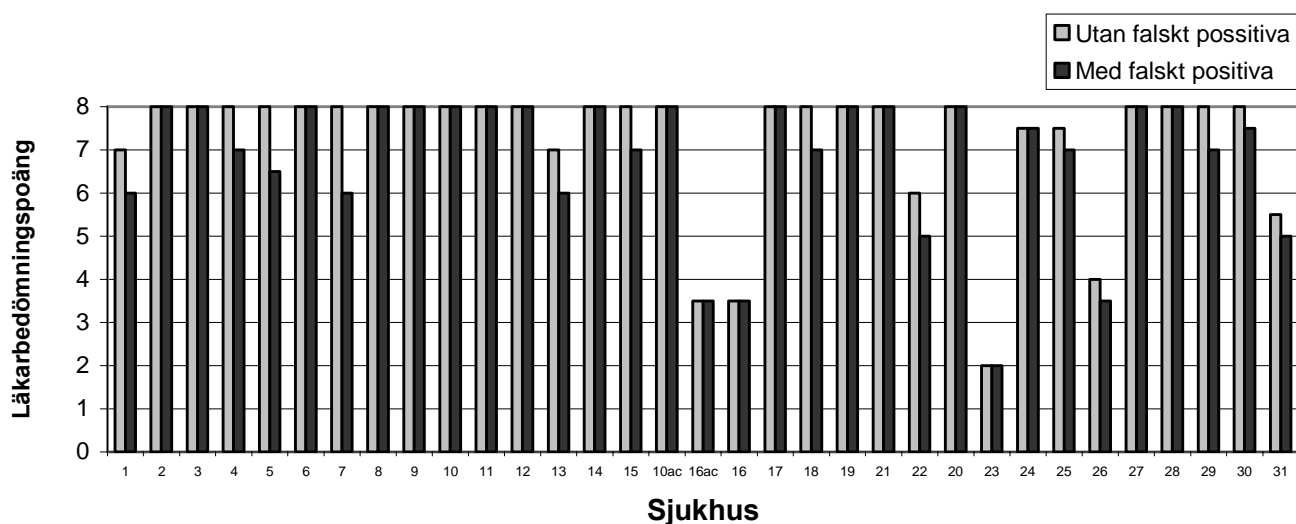
Femton sjukhus har tolkat bilderna från sina två studier helt korrekt. Sju sjukhus har detekterat alla defekter men även rapporterat falskt positiva defekter. På nio sjukhus har läkaren inte detekterat alla defekter. Av dessa är det sex som dessutom har rapporterat falskt positiva fynd. De funna falskt positiva fynden anges i tabell 1.



Figur 35 Poängen för den lokala läkarens tolkning av ischemibilderna vid respektive sjukhus. Blå stapel visar anterior ischemi och röd stapel visar inferior ischemi. Sjukhus 10ac och 16ac är attenueringskorrigerade bilder från sjukhus 10 och 16.



Figur 36 Poängen för den lokala läkarens tolkning av infarktbilderna vid respektive sjukhus. Blå stapel visar septal infarkt och röd stapel visar lateral infarkt. Sjukhus 10ac och 16ac är attenueringskorrigerade bilder från sjukhus 10 och 16.



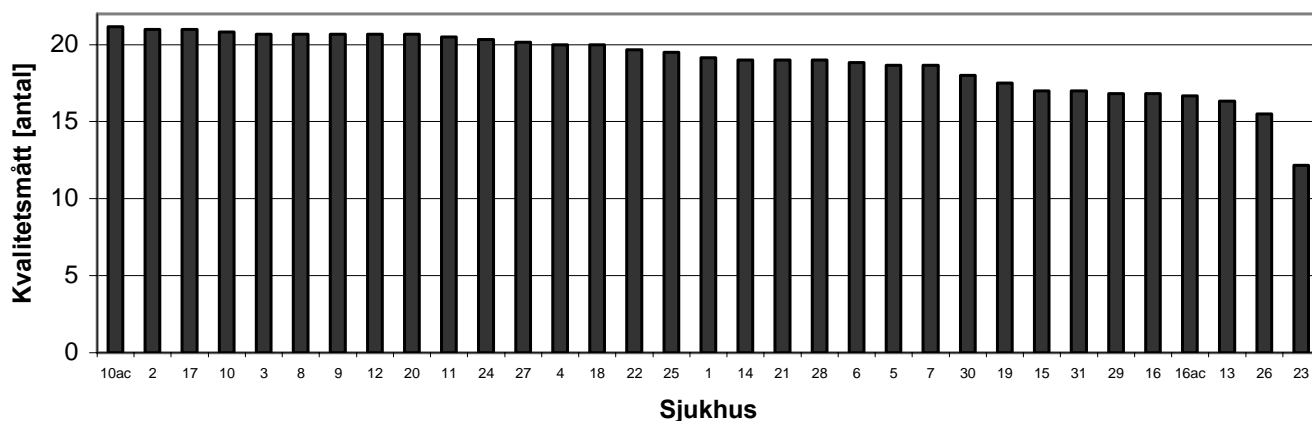
Figur 37 Totalpoäng för de lokala läkarnas tolkning av bilderna från respektive sjukhus. Blå stapel visar poäng för sant positiva fynd och röd stapel visar samma poäng där avdrag gjorts för falskt positiva. Sjukhus 10ac och 16ac är attenueringskorrigerade bilder från sjukhus 10 och 16.

Tabell 1 Falskt positiva fynd angivna vid de lokala läkartolkningarna

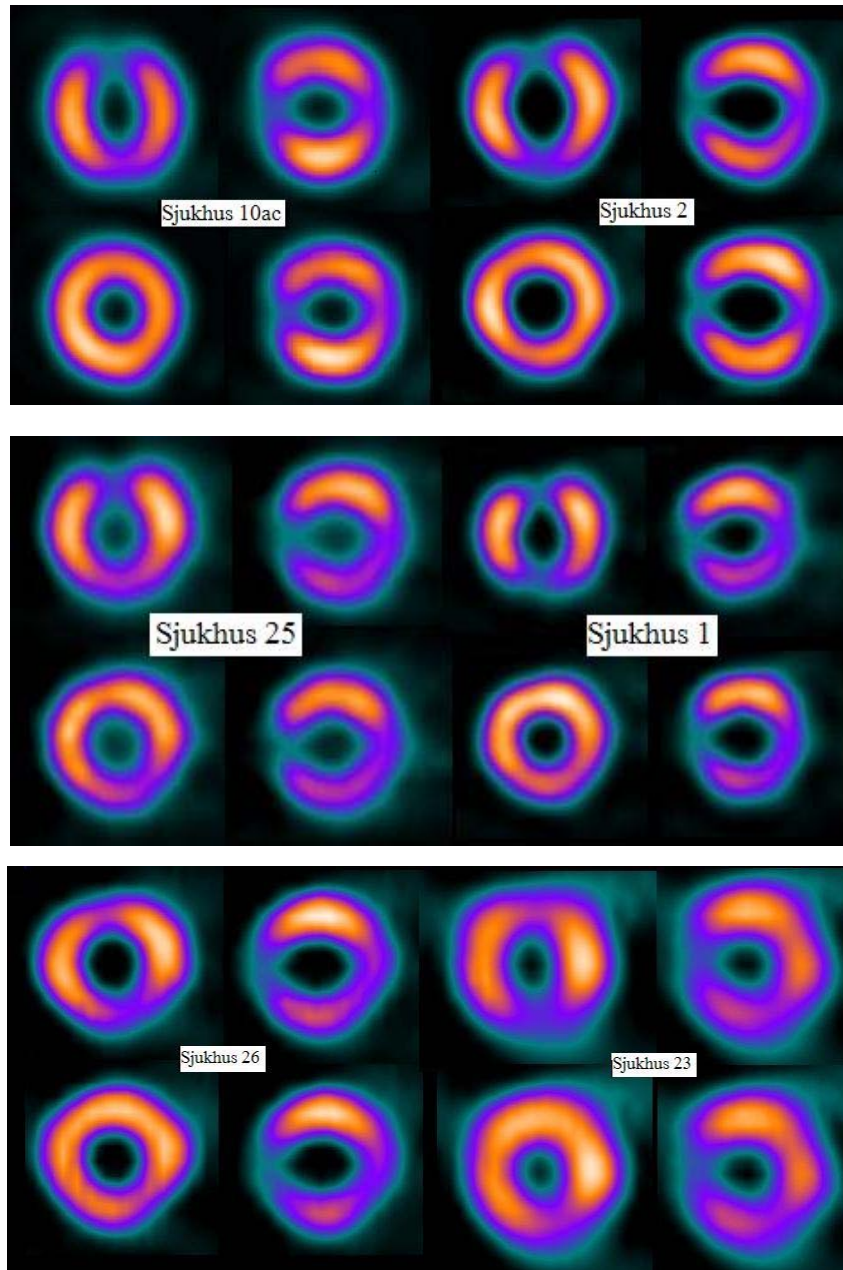
Falskt positiva fynd	Antal
<b>Ischemi studien</b>	
Inferior infarkt	2
Misstänkt inferior infarkt	2
Apikal-lateral infarkt	1
<b>Infarkt studien</b>	
Lateral / Inferolateral ischemi	3
Septal ischemi	2
Antero apikal ischemi	3
Inferior infarkt	1
Möjlig apikal infarkt	1

## Sammanlaggen poäng

För att få ett mer övergripande kvalitetsmått på hela kartläggningen har poängen från de tre kliniska fysiologernas bedömning av orientering, spridnings- och bruseffekter adderats till poängen för de lokala läkartolkningarna, där avdrag för falskt positiva defekter har gjorts. Vid denna sammanställning av de olika sjukhusens kvalitetsmått är 22 det högsta möjliga värdet. Figur 38 visar resultatet av denna sammanställning. Sjukhusen skiljer sig åt genom att sjukhus 10 med attenueringskorrektur erhöll 21 poäng och sjukhus 23 erhöll lägst poäng på 12. Kortaxelsnitt från dessa två sjukhus visas i figur 39.



Figur 38 Sammanlaggen poäng för den lokala läkartolkningen från respektive sjukhus med avdrag för falskt positivt fynd, samt kvalitets och orienteringspoäng från bedömningen av experterna. Sjukhus 10ac och 16ac är attenueringskorrigerade bilder från sjukhus 10 och 16.

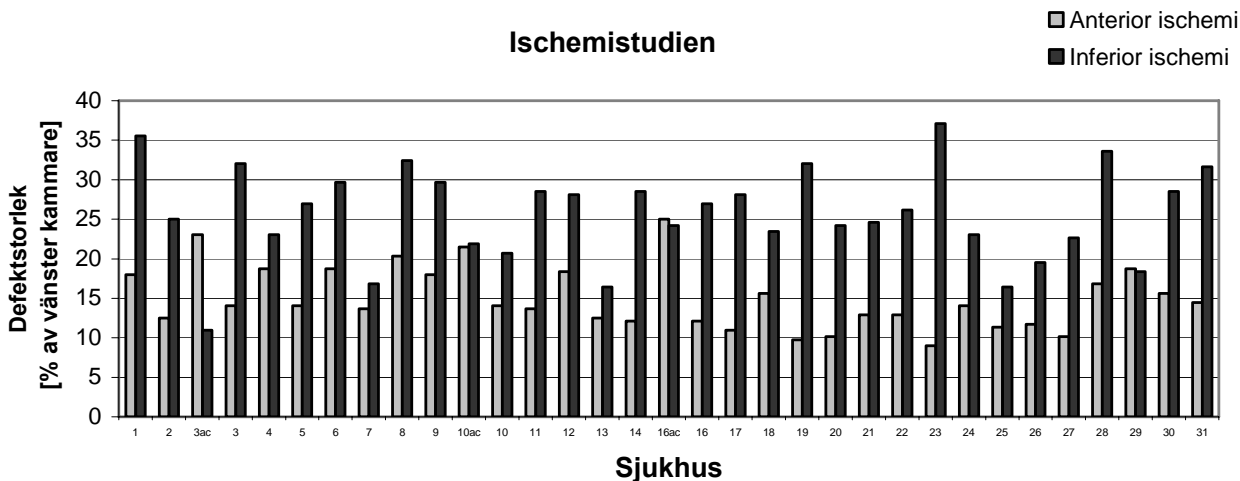


Figur 39 De två sjukhus med högst, mellan respektive lägst poäng i det sammanslagna kvalitetsmättet i figur 38. Arbete (översta raden) och vila (undre raden) både ischemistudie och infarktstudie visas för varje sjukhus.

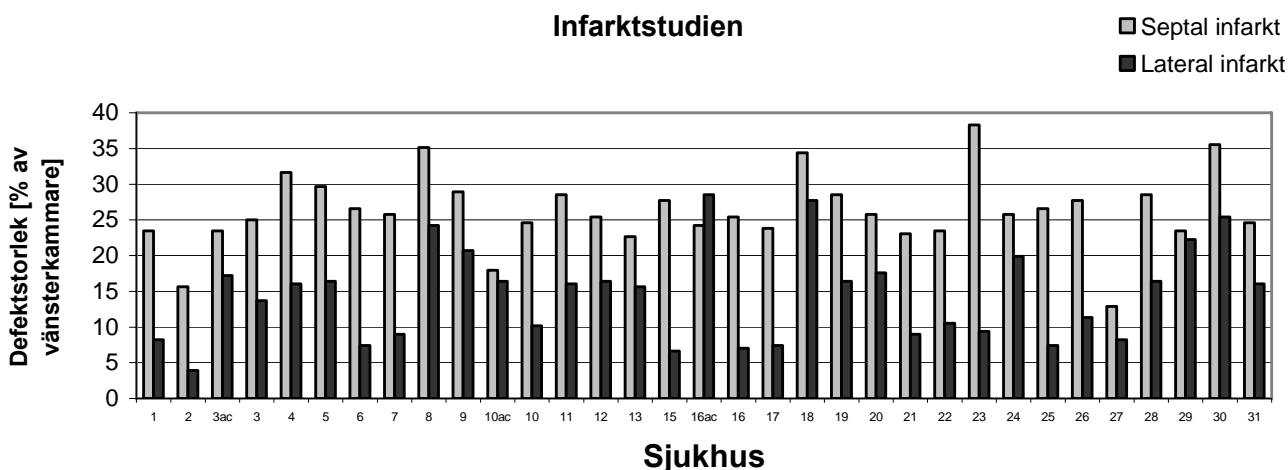
## Detektion av defekter med CARE Heart™

Beslutstöds mjukvarans CARE Heart™:s bedömning av defekternas storlek visas i figur 40 och 41. Resultatet visar att defekternas utbredning i bilderna varierar mellan de olika sjukhusen.

CARE Heart™ har detekterat alla anteriora ischemier och alla inferiora ischemier förutom för sjukhus 13. Resultatet visas i figur 42. Den septala infarkten har detekterats på alla sjukhus utom två, se figur 43. CARE Heart™ har däremot haft svårare att detektera den lilla laterala infarkten som var detekterbar på 20 av 31 sjukhus.

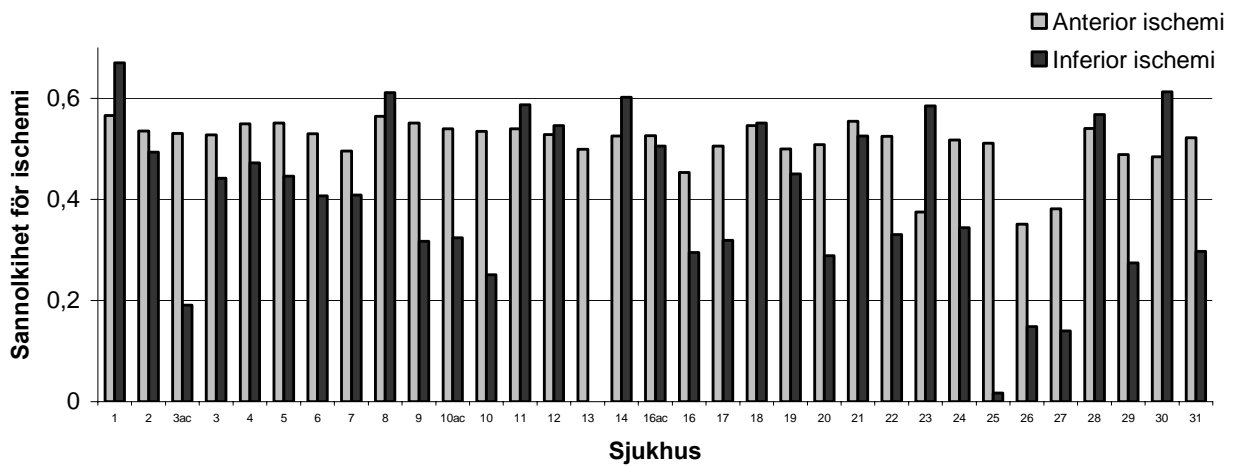


Figur 40 Av CARE Heart™ beräknat defektområde (antal pixlar i stressbilden med pulser <70 % av maxcounts) i förhållande till vänster kammarens totala volym för ischemistudien för de olika sjukhusen. Sjukhus 3ac, 10ac och 16ac är attenueringskorrigerade bilder från sjukhus 3, 10 och 16.

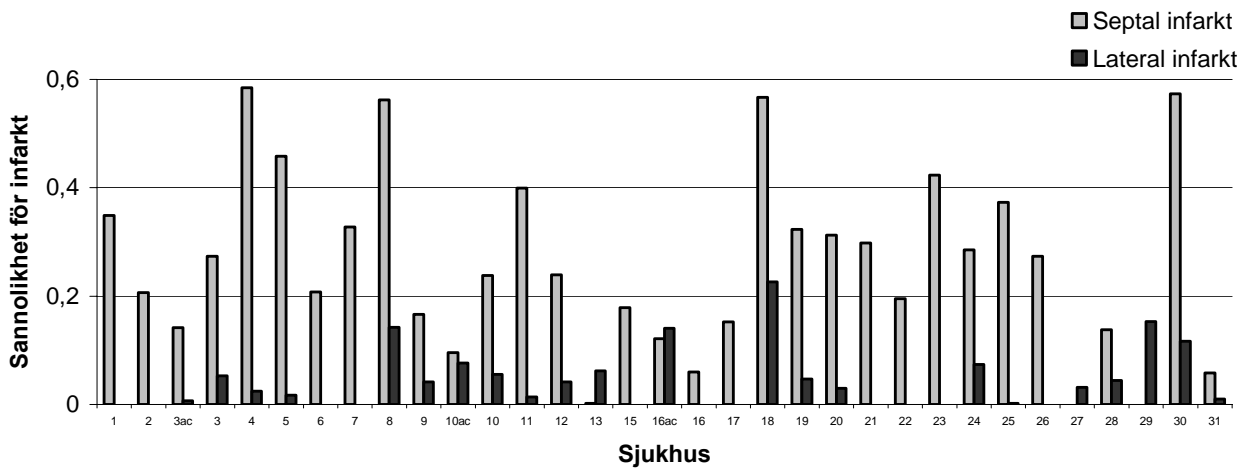


Figur 41 Av CARE Heart™ beräknat defektområde (antal pixlar i restbilden med pulser <70 % av maxcounts) i förhållande till vänster kammarens totala volym för infarktstudien för de olika sjukhusen. Sjukhus 3ac, 10ac och 16ac är attenueringskorrigerade bilder från sjukhus 3, 10 och 16.





Figur 42 Den av CARE Heart<sup>TM</sup> beräknade sannolikheten för anterior och inferior ischemi. Värderna över noll indikerar förekomst av ischemi. Sjukhus 3ac, 10ac och 16ac är attenueringskorrigerade bilder från sjukhus 3, 10 och 16.



Figur 43 Den av CARE Heart<sup>TM</sup> beräknade sannolikheten för septal och lateral infarkt. Värderna över noll indikerar förekomst av infarkt. Sjukhus 3ac, 10ac och 16ac är attenueringskorrigerade bilder från sjukhus 3, 10 och 16.

## Diskussion

Resultatet i denna studie visar på en stor skillnad i hur sjukhusen väljer att göra insamling och bearbetning vid myokardscintigrafi. Få sjukhus följer EANM:s rekommendationer fullt ut. Resultatet visar också att bildkvaliteten i de rekonstruerade och orienterade snitten skiljer mycket mellan sjukhusen. Man skall ha i minnet att det är exakt samma fantom som använts vid alla mätningar. Trots denna skillnad i bildkvalitet har majoriteten av sjukhusen identifierat defekterna korrekt, men det skiljer hur säkra de är i sin tolkning av ischemi och infarkt. Några sjukhus har även överdiagnostiserat genom att detektera falskt positiva defekter i bilderna. Utvärdering av bilderna med beslutstödet CARE Heart ger också olika resultat för de olika sjukhusen vilket ytterligare förstärker att bildkvaliteten skiljer mellan sjukhusen på samma fantomstudie.

Vid genomförande av denna studie har det varit mycket tidskrävande att få fram de olika rekonstruerade bilderna på hjärtfantomet i ett format som är läsbart för en och samma utvärderingsdator, trots att alla gammakameraleverantörer hävdar att de använder sig av DICOM standard. Detta försvårar möjligheten att genomföra multicenter-kartläggningar och vi uppmanar verkligen tillverkare att leverera bilder på ett standardiserat sätt.

## Dosering och gammakameraparametrar

I Sverige används lägre administrerad aktivitet, 400-686 MBq/undersökning, än vad man rekommenderar för tvådagarsprotokoll enligt SNM (750-1500 MBq/per undersökning) och EANM (600-900 MBq per undersökning). Totaldosen är inte högre för endagsprotokoll men man fördelar den annorlunda dvs. med en andel på första undersökningen och två till tre andelar på andra undersökningen. Rekommendationerna enligt EANM för endagsprotokoll är att injicera 400-500 MBq vid första tillfället och öka med en faktor 3 dvs. 1200-1500 MBq vid andra tillfället. Det finns fyra ställen i Sverige som väljer att använda endagsprotokoll. EANM rekommenderar att i första hand använda tvådagarsprotokoll då man undviker restaktivitet i hjärtat vid den sena undersökningen. SSI:s referensnivå är 600 MBq för arbete respektive vila vid tvådagarsprotokoll och 1200 MBq för både arbete och vila totalt vid endagsprotokoll.

Ingen av rekommendationerna förespråkar individuell dosering. Med individuell dosering kan samma pulsnivå i bilderna eftersträvas oberoende av patient. Det saknas dock studier som påvisar om eller med vilken dosering detta kan uppnås vid myokardscintigrafi. Enligt en studie av O'Connor et al [15] är korrelationen mellan antal pulser i myokardiet och patientvikt eller bröstomfång svag. Värdet av individuell dosering måste sättas i relation till det merarbete det medför. Strålskydd av patienter och personal bör även tas hänsyn till vid val av doseringsmetod. I Sverige väljer nio sjukhus att dosera efter vikt.

I stället för att enbart fokusera på administrerad aktivitet bör man undersöka vilket antal pulser som krävs i bilden för att ställa en diagnos. Germano *et al* rekommenderar att för gated SPECT krävs 1,5-3 miljoner pulser totalt i myokardiet [2]. Några sjukhus i Sverige som använder tvådagarsprotokoll administrerar högre aktivitet till patienten i vilostudien än i arbetsstudien för att erhålla samma pulsnivå i bilden vid de båda studierna. Detta förklaras med att perfusionen är högre vid arbete och därmed upptaget i myokardiet. Administrerad myoview-aktivitet på 5 (arbete) respektive 7 (vila) MBq/kg och insamlingstid på 40 sekunder per projektion med totalt 60 projektioner ger en pulsnivå i bilden enligt Germanos rekommendationer (opublicerat material, Linköping).

Antal pulser i bilden påverkas förutom av administrerad aktivitet av insamlingstid och kamerans känslighet. Enligt figur 11 och 12 finns det ingen genomtänkt strategi vid de svenska sjukhusen, med längre insamlingstid vid lägre given aktivitet eller vice versa. Lång insamlingstid ökar risk för rörelseartefakter och EANM rekommenderar att total insamlingstid bör vara högst 20-30 minuter.

Variationen i pulsnivån i bilderna vid myokardscintigrafi på de olika sjukhusen är stor. För undersökning i arbete skiljer det en faktor 4 och för vila upp till en faktor 6. Figur 15 visar kvoten mellan antalet insamlade pulser och (aktivitet x tid (med enheten MBqs)) för respektive sjukhus. Detta ger ett mått på gammakamerans känslighet men kan även återspegla osäkerhet i mätning av den aktiviteten som tillsattes till fantomet. Nivåerna som mättes upp var i storleksordning 5 MBq. Ett mätområde där relativa felet är stort och doskalibrators linearitet kan avvika. Ingen referenskälla för kontroll av doskalibratorerna medfördes vid studien.

Kamerans känslighet beror bl.a. på val av kollimator och energifönster. Det kan även finnas variationer i känslighet mellan de olika gammakamerasystemen. De flesta sjukhus i Sverige använder 20 % fönster centrerat över energitoppen (140 keV) men 11 sjukhus använder ett smalare fönster på 14-17 %. De gammakamerasystem som finns på marknaden idag har energiupplösning bättre än 10 % och då bör man enligt EANM:s rekommendationer välja ett energifönster på 15 %.

Med GP-kollimator ökar känsligheten på bekostnad av den spatiala upplösningens förmågan. Stort energifönster ökar också känsligheten men försämrar bildens kontrast eftersom antal spridda fotoner som registreras ökar. Rekommendationerna enligt EANM är att använda HR-kollimator vilken ger bättre respons på djupet och skulle därmed fungera bättre än GP med dess högre känslighet. EANM påpekar dock samtidigt att det finns lite evidens för att HR-kollimatoren verkligen är bättre. Resultat från en fantomstudie [16] visar att bäst upplösning och kontrast till brusvärde erhöles med HR kollimator jämfört med GP kollimator. Samma studie påvisade även att med ännu mindre pixelstorlek kunde upplösningen ökas ytterligare.

Den spatiala upplösningen påverkas förutom av kollimatorval även av bl.a. val av pixelstorlek vid insamlingen. Pixelstorleken beror av matrisstorleken, zoomfaktor och detektorns storlek. Rekommendationerna för pixelstorlek är  $6,4 \pm 0,4$  mm. De flesta sjukhusen ligger innanför dessa rekommendationer men spannet går från 4,8 – 7,9 mm. De gammakameror som används för myokardscintigrafi är i regel stora kameror med detektorer upp emot 59 cm breda för att täcka hela patienten vid t.ex. skelettscinografi. Ett bildfält på 54 cm och en 64 matris ger en pixelstorlek på 8,4 mm vilket begränsar den spatiala upplösningen. För att erhålla en pixelstorlek på 6,4 mm krävs en zoomfaktor på 1,3. Detta skär i gengäld bort 6,5 cm i varje sida av detektorn vilket ökar risken för att hela hjärtat inte kommer med i bildfältet i vissa vinklar. Detta kan åtgärdas genom att flytta zoomfältet på båda detektorhuvudena in mot den räta vinkeln mellan dessa. Detta klarar inte alla gammakamerasystem idag. Ett annat alternativ för att minska pixelstorleken är att välja 128 matris och hela bildfältet. Detta ger en pixelstorlek på 4,2 mm. Risken för att inte få med hjärtat i bildfältet försvinner men även här har vissa kamerasystem begränsningar och klarar inte av att samla in en gated insamling med så stor bildmatris. Allt eftersom gammakamerornas datorkapacitet utvecklas bör vi kunna samla in bilder med mindre pixelstorlek som ger bättre upplösning [16]. En avvägning är dock att även brusnivån i bilden ökar.

Antalet projektioner vid en 180 graders insamling bör enligt EANM vara mellan 64 och 128. Antal projektioner bestämmer samplingstätheten och samplar man för glest blir det en utsmetning i bilden. Vid 8 sjukhus används, totalt vid insamlingen, mellan 32 och 42 projektioner dvs. färre än vad EANM rekommenderar. Det finns en vinst för dessa sjukhus att välja fler projektioner och samtidigt minska tid per projektion så att total insamlingstid blir oförändrad.

## Kvalitetskontroller

De flesta avdelningar gör troligen de kontroller och korrektionsinsamlingar som rekommenderas av gammakameratillverkare för respektive system. Tyvärr innehöll vårt frågeformulär inga frågor om hur ofta kvalitetskontroller av kameran sker utan bara om hur ofta korrektioner utförs. Variationerna i hur korrektioner utförs och med vilken frekvens är mycket stora i Sverige. Vid alla sjukhus utom två görs uniformitetskorrektion. Val av radionuklid (Co-57 alternativt Tc-99m) och om man gör både intrinsic (utan kollimator) och extrinsic (med kollimator) eller bara intrinsic varierar. Korrektion för center of rotation görs vid alla sjukhusen. Vad som skiljer avdelningarna åt är periodiciteten dvs. hur ofta man gör korrektionerna. En del utför kalibreringar och lägger in nya korrektionsmatriser enbart vid behov och vissa gör det regelbundet vilket kan vara så ofta som en gång per vecka. Rekommendationerna från EANM är betydligt striktare än vad vissa gammakameratillverkare rekommenderar t.ex. vid krav på kamerans uniformitet. EANM:s rekommendationer är att uniformiteten skall ligga på  $\leq 2\%$  utan kollimator och med kollimator runt  $\leq 3\%$ . Enligt EANM rekommendationer skall man utföra daglig kontroll av energi och uniformitet med relativt låg pulsdensitet. Veckokontrollen bör innehålla en uniformitetskontroll med högre pulsdensitet och en kvantifiering. Månadskontrollen bör innehålla spatial upplösning och linearitet. Enligt deras rekommendationer ska vidare en regelbunden kontroll av bildkvalitet vid SPECT göras med t ex ett Jaszczak-fantom. Använder man attenueringskorrektion och spridningskorrektion måste ett kvalitetsprogram för dessa finnas. Regelbundna kontroller av center of rotation, pixelstorlek och detektorhuvudenas lutning ska göras med en frekvens som beror på respektive systems stabilitet. Som exempel på bristande förståelse på olika korrektioners funktion kan nämnas att vid ett sjukhus valde personalen att göra en rörelsekorrektion på fantomstudierna eftersom deras korrektion för center of rotation inte var uppdaterat.

Grunden till bra bildkvalitet är att systemet är väl kalibrerat. I slutet av 70-talet gav Svensk förening för radiofysik ut ett litet häfte om kontroll av gammakamera[17]. Idag saknas det i Sverige en diskussion om kvalitetskontroll på gammakameror. Det kan vara befogat att anordna en workshop i detta ämne. Sjukhuset bör åtminstone följa de rekommendationer om korrektioner och kontroller som gammakamerans tillverkare ger men komplettera dessa med regelbundna mätningar enligt framtagna riktlinjer för myokardscintigrafi i exempelvis EANM:s rekommendationer.

## Attenueringskorrektion

Eftersom det idag finns många gammakamerasystem på sjukhusen utan möjlighet till att göra attenueringskorrektion med transmissionsmätning är det få sjukhus i Sverige som utför myokardscintigrafi med attenueringskorrektion. Fem av sjukhusen utför alltid attenueringskorrektion varav två gör icke uniform korrektion med transmissionsmätning. Tre av dessa använder även spridningskorrektion. Dessa fem sjukhus har hamnat relativt högt upp i resultaten vid bedömningen av spridnings- och bruseffekter i studien. Kliniska

multicenterstudier har påvisat en påtaglig förbättring i den diagnostiska kvaliteten vid användandet av icke uniform attenueringskorrektion [18] [19]. Specificiteten ökar med 15 % med nästan oförändrad sensitivitet [20]. EANM rekommenderar att icke uniform attenueringskorrektion och spridningskorrektion används mer i kliniskt rutinarbete. Man rekommenderar dock att inte göra attenueringskorrektion utan spridningskorrektion. Validering av dessa korrektioner måste inkludera fantomstudier innan det sätts i kliniskt bruk. Patientstudier skall alltid innehålla både korrigerade och icke-korrigerade bilder sida vid sida.

## Rekonstruktionsparametrar

De flesta sjukhus idag använder filtrerad FBP vid rekonstruktion av myokardscintigrafier men sju sjukhus i Sverige använder iterativ rekonstruktion, i form av MLEM eller OSEM. Enligt EANM:s rekommendationer är både FBP och iterativ rekonstruktion användbara men iterativ är att föredra då den kan inkludera de fysikaliska processerna som attenuering, spridning och detektoravstånd i sin rekonstruktion. Med iterativ rekonstruktion undviks även de stråkartefakter som framträder ofta vid rekonstruktion med FBP. Vid iterativ rekonstruktion är det viktigt att använda tillräckligt antal iterationer så att full konvergens nås i kontrastvärdet [21, 22]. Bruset ökar dock med ökat antal iterationer och en postfiltrering av bilderna är nödvändig. EANM:s rekommenderar 10-15 iterationer totalt medan Brambilla [22] rekommenderar minst 80 iterationer för att nå full konvergens i högaktivitetsobjekt.

Det brusreducerande filter som används mest vid rekonstruktion av myokardscintigrafier i Sverige är Butterworth-filtret. Tre sjukhus använder ett eget filter, TL-filter, som påminner mycket om Butterworth-filtret. Tre sjukhus använder ett kontrastförstärkande filter, varav ett (sjukhus 2) använder Wiener-filter och två sjukhus (1 och 4) använder Metz-filter. Vid bedömningen och beräkningen av kontrasten fanns dessa tre sjukhus bland dem som erhöll högst kontrastvärden. Bilderna från sjukhus 4 har även bedömts som svårtolkade av en expert. Både vid sjukhus 1 och 4 har den lokala läkaren hittat falskt positiva defekter. Dessa resultat tyder på att man bör vara försiktig vid användning av filter som förstärker amplituden för vissa frekvenser i bilden, med risk att därmed förstärka variationer mer än med sanningen överensstämmande.

Jämförelser mellan de olika sjukhusen i Sverige som använder Butterworth-filter är svårt att göra eftersom leverantörerna definierar detta filtret på olika sätt. Enklast vid jämförelser är att definiera frekvensen i cykler per cm vilket blir oberoende av vilken pixelstorlek som används. Definitionen: cykler per pixel används av t ex Hermes. GE använder sig av ekvationen som anges av Webb [23] där cut-off frekvensen definieras när amplituden är 0,707 eller  $1/\sqrt{2}$ . Siemens hävdar att denna är fel och använder ekvation angiven på Wikipedia [24] som även Philips och Hermes använder. Dessa tre definierar sin cut-off frekvens där amplituden är 0,5. Förvirringen ökar ytterligare då EANM riktlinjer framhåller att cut-off frekvensen skall anges där amplituden är 0,707. Definitionerna för Butterworth-filtret från de olika leverantörerna på deras system som levereras idag, finns i bilaga 11. Överlag har leverantörerna haft väldigt svårt att redovisa vilken ekvation för filter de använder.

En del leverantörer rekommenderar användning av olika filterparametrar vid arbetsrespektive vilostudien för endagsprotokoll beroende på olika pulsnivå i bilderna. Detta har även förts över till tvådagarsprotokoll utan relevans. Ett sjukhus har angivit att de använder filter med olika gränsfrekvenser vid studierna vid tvådagarsprotokoll. Här skall

man använda samma filterparametrar i båda studierna eftersom pulsnivån bör vara lika. Filtret påverkar bilden väldigt mycket och olika filterparametrar på de två ingående studierna försvårar möjlighet till en säker diagnos. Vid endagsprotokoll är det svårt att erhålla samma pulsnivå i arbete och vila men man bör reducera denna skillnad genom att förlänga insamlingstiden vid den första studien. Då det är svårt att för endagsprotokoll erhålla samma pulsnivå i bilderna, kan man med förlängd insamlingstid vid den första studien öka pulsnivån. Filterparametrarna kan därefter väljas efter pulsnivån i studie ett så att brusnivån inte stör diagnostiseringen.

## Orientering av hjärtat

Vid rekonstruktion av myokardscintigrafi bestäms orientering och antal snitt i regel av en BMA eller sjuksköterska innan bilderna presenteras för tolkning av en läkare. Rekonstruktionsprogrammen ger god vägledning i val av orientering och är mer eller mindre helautomatiska. Dock krävs det en operatör som kontrollerar och justerar orienteringen vid behov. Vid bedömning av kvaliteten av orienteringen erhöll endast tio sjukhus maximala tio poäng. Det skiljer nästan 4 poäng mellan det sjukhus som har lägst poäng och de med högst poäng. Det är viktigt att hjärtat orienteras efter sin egen axel, lika i arbete och vila, oberoende av vem som är operatör. Denna bearbetning av bilderna är en viktig del i kedjan fram till diagnos och oberoende av den ursprungliga bildkvaliteten kan bilderna förstöras med felaktigt lagda snitt. I en studie av Åkesson [25] påvisades betydande skillnad i rekonstruktion av myokardscintigrafi mellan erfarna operatörer. Ordentlig utbildning av all personal som utför detta arbetsmoment är ett krav, t.ex. i form av körkursutbildning där ett visst antal godkända rekonstruktioner genomförda under handledning krävs innan arbetet får utföras självständigt. Vid stora avdelningar bör man överväga om rekonstruktion av myokardscintigrafier endast skall utföras av ett begränsat antal BMA för att undvika metodglidning.

## Bildkvalitet

Vid de tre kliniska fysiologernas bedömning av spridnings- och bruseffekter i de rekonstruerade snitten får sjukhusen mellan 2,5 och 3,5 poäng av 4 möjliga. Vid frågan om bildkvaliteten är tillräckligt bra för att ställa diagnos bedömdes bilder från två sjukhus vara otillräckliga. Inget av dessa två sjukhus finns bland de som fick lägst poäng vid bedömning av spridnings och bruseffekter men ligger bland de sjukhus med lägst poäng vid bedömning av orientering och kontrast.

Kontrasten i avbildningen skiljer mycket mellan sjukhusen. Den visuellt bedömda kontrasten stämmer överens med den beräknade kontrasten, figur 27. Kontrasten i en bild är nära sammankopplad med upplösning i bilden framförallt på små objekt, mindre än ungefär 30 mm som i denna studie. Gammakameraparametrar såsom pixelstorlek, kollimator och antal projektioner påverkar upplösningen. Det som påverkar mest är dock filtervalet. De sjukhus som genomgående bedöms ha hög kontrast är sjukhus 1, 4, och 18.

## Tolkning av läkare på plats

En genomgång av de svar som den lokale läkaren presenterade tillsammans med bilderna visade att vid femton sjukhus har studierna tolkats helt korrekt. Tretton sjukhus har hittat eller har haft misstanke om falskt positiva defekter. Det har för läkarna varit svårast att detektera laterala infarkter. Åtta av femton av de falskt positiva fynden berör den inferiora väggen vilket är ett välkänt svårtolkat område pga. attenueringseffekter. Det

finns även falskt positiva fynd beskrivna i andra områden vilket är allvarligt. Denna studie kan inte utröna vad som är orsaken i varje enskilt fall.

## Storleksuppskattning

Bedömning av storlek på defekterna utifrån bilderna var svår för våra tre experter vilket visas i figur 33 och 34. De uppskattade defekternas storlek i förhållande till den anteriora, septala, inferiora och laterala väggen (figur 5). Spridningen är stor både mellan de olika sjukhusen (olika bilder av samma fantom) men även mellan experterna vid bedömning av samma bild från varje enskilt sjukhus. Vid denna bedömning har dock experterna haft fördelen av att veta hur fantomet ser ut och de har också lättare att ta med i beräkningen att det är "fantomform" på vänster kammare.

Skillnaden i de olika experternas bedömning av bilder från ett och samma sjukhus visar att det är mycket svårt för en utomstående läkare som är obekant med bilder från sjukhuset att bedöma storlek på en defekt i myokardiet. Om man känner sitt system bör en defekts storlek inte vara så svår att skatta. Med hjälp av fantommätningar, med defekter av känd storlek, kan läkarna lära känna sin egen avbildningskedja allt från insamling till slutliga rekonstruerade och orienterade snitt. Detta förstärker ytterligare behov av ett standardiserat insamlings- och bearbetningsprotokoll om läkare skall kunna hjälpas åt med diagnostisering för andra sjukhus, vilket förekommer redan idag.

Vid bedömning av defekternas storlek visar även CARE Heart<sup>TM</sup> stor spridning mellan sjukhusen. I de flesta fall skattas storleken på den inferiora defekten större relativt den anteriora defekten (figur 40) vilket kan tyckas märkligt då den inferiora defekten i verkligheten är mindre än den anteriora defekten. Detta kan förklaras av att pulstalet är lågt inferiort för vissa sjukhus pga. attenueringseffekter. Den septala defekten har korrekt skattats större än den laterala defekten, figur 41. CARE heart bygger på verkliga patientundersökningar med hjärtformade vänsterkammare, vilket kan ge svårighet i analysen av ett hjärtfantom med helt rak klaffplansring. Felet bör bli störst lateralt, där väggen är längre i ett normalt hjärta och möjligtvis septalt där väggen är kortare i ett normalt hjärta än i fantomhjärtat, vilket syns i tolkningsresultaten. Det faktum att CARE Heart<sup>TM</sup> som ger en objektiv värdering på samtliga bilder visar en så stor spridning i resultaten trots att bedömningen görs på bilder på ett och samma fantom visar att bildernas utseende varierar mycket mellan sjukhusen.

## Bildkedjan

Det är nio sjukhus (6, 7, 10, 13, 17, 24, 26, 27 och 31) som i huvudsak följer EANM:s rekommendationer om insamlingsparametrar (bilaga 7) varav tre av dessa (13, 27 och 31) använder endags protokoll. Sjukhus 17 har högt värde på antal MBqs vid både arbete och vila. Sjukhus 7 och 24 ligger på medel antal MBqs (figur 13 och 14). Bedömningen av spridning och bruseffekter är hög för sjukhus 10 och 26 (figur 31). Sjukhus 27 bedöms, av en expert, ha minst en studie som ej var möjlig att diagnostisera. Vid orienteringen (ingår inte i guidelines) av hjärtat får sjukhus 7, 17 och 24 högsta poäng medan sjukhus 6 och 13 får lägst poäng (figur 28). Sjukhus 6, 10, 17 och 27 har detekterat alla defekter korrekt och har inga falsk positiva fynd (figur 37). Sjukhus 13 och 24 har missat en defekt. Sjukhus 13, 26 och 31 har dessutom hittat falsk positiva fynd.

Sammanslaget får sjukhus 10 och 17 mycket bra betyg (figur 42) och är de enda sjukhus som går igenom hela kedjan utan något påtagligt att anmärka på.

Sjukhus 2 som får höga poäng totalt i sammanslagningen använder 16 projektioner istället för rekommenderade 32. Detta visar att parametrar som innefattas i bilaga 7 enskilt har mindre betydelse totalt i kedjan. Det betyder dock inte att man kan välja dem godtyckligt.

Det tio sjukhusen med högst totalpoäng (figur 38) har alla en korrekt bedömning av lokal läkare. Läkaren måste ha kunskap om hur brus, filter och attenuering i varje enskilt fall påverkar den slutliga bildkvaliteten. De måste även ha förståelse för hur det egna systemet avbildar hjärtat med avseende på upplösning och kontrast för att kunna uppskatta storlek.

Den slutliga bildkvaliteten påverkas mycket av orienteringen av hjärtat som visas av att de som har under 8 poäng vid orienteringen av hjärtat (figur 28) har alla hamnat bland de 15 sämsta vid totalbedömningen (figur 38).



## Slutsatser

Bildkvaliteten skiljer sig avsevärt mellan de olika sjukhusen. Alla steg i kedjan från kvalitet på kameran via insamling och till utvärdering måste fungera optimalt.

Regelbundna kontroller av gammakameror och fantommätningar som simulerar patientstudier bör ingå i avdelningarnas program för kvalitetssäkring.

Administrerad aktivitet och insamlingstid bör väljas så att minst en puls nivå på 1,5-3 millioner pulser totalt i myokardiet uppnås i både arbete och vila. Individuell dosering som ger likvärdigt antal pulser i myokardiet för alla patienter vore att föredra. För endagsprotokoll är det svårt att uppnå samma puls nivå i bilderna i arbete och vila men vi rekommenderar att alla insamlings- och bearbetningsparametrar bör vara samma även här, förutom i val av dosering och insamlingstid.

Alla gammakameraparametrar påverkar bildkvaliteten. Påverkan av en enskild parameter kan inte denna studie utröna. Våra rekommendationer är att sjukhusen följer EANM:s rekommendationer och göra lika för arbete och vilostudien. Då har vi möjlighet att erhålla en bra bildkvalitet. Vill man trots detta gå utanför rekommendationerna skall man ha förståelse för vad effekten av detta blir i den slutliga bilden. Det kan man få genom fantomstudier.

Vid rekonstruktion av data rekommenderar EANM användning av OSEM med tillräckligt många iterationer. Vi rekommenderar dock att göra fler iterationer än vad EANM rekommenderar, minst 80. Vid val av brusreducerande filter följer vi EANM:s rekommendation dvs. att använda Butterworth-filter.

Orientering av hjärtat dvs. hur snitt läggs i bilden inför bedömningen är en avgörande faktor för den slutgiltiga bildkvaliteten. Här bör avdelningarna lägga tid och resurser för att tillse att all personal som gör detta har tillräcklig kunskap och kompetens. Slutligen är läkarens bedömning av bilderna avgörande för om rätt diagnos ställs. Därför är deras kunskap om gammakamerans möjligheter och begränsningar viktiga. Här är fantomstudier värdefulla i utbildningssyfte. Stora skillnader i de rekonstruerade och orienterade bildernas utseende äventyrar även möjligheten att utnyttja modern teknik där bilder kan distribueras mellan sjukhus och diagnos ställas på distans.

Referenser:

1. SSI:s hemsida. [cited; <http://www.ssi.se/isotop/index.asp>].
2. Germano, G. *Clinical gated cardiac SPECT*. CME EANM Amsterdam, 2003.
3. Hesse, B. *et al. EANM/ESC procedural guidelines for myocardial perfusion imaging in nuclear cardiology*. Eur J Nucl Med Mol Imaging., 2005. **32**(7): p. 855-97.
4. William Strauss, D.M. *et al Society of Nuclear Medicine Procedure Guideline for Myocardial Perfusion Imaging*, SNM, Editor. 2002.
5. *Sammanställningar som gjorts inför nationella möten 2001 och 2004, opublicerat material*.
6. Heikkinen, J. *et al. A Finnish multicentre quality assurance project in bone scintigraphy and brain SPET: a phantom study*. Nucl Med Commun., 1994. **15**(10): p. 795-805.
7. Heikkinen, J. *et al. Quality of myocardial perfusion single-photon emission tomography imaging: multicentre evaluation with a cardiac phantom*. Eur J Nucl Med. 1999. **26**(10): p. 1289-97.
8. Heikkinen, J. *et al., Quality of brain perfusion single-photon emission tomography images: multicentre evaluation using an anatomically accurate three-dimensional phantom*. Eur J Nucl Med. 1998. **25**(10): p. 1415-22.
9. Cardiolite, Bristol Myers Squibb: Sermoneta, Italy.
10. Myoview, GE Healthcare: Oslo, Norway.
11. Håkansson, M. *et al. ViewDEX - En Javabaserad mjukvara för presentation och utvärdering av medicinska bilder i observatörsstudier*. in *Nationellt möte om sjukhusfysik*. 2007. Sundbyholm.
12. Lindahl, D. *et al., Atomated interpretation of Myokardial SPECT Perfusion Images Using Artificial Neural Networks*. J Nucl Med, 1997. **38**: p. 1870-75.
13. Ohlsson, M. *WeAidU-a decision support system for myocardial perfusion images using artificial neural networks*. Artificial Inteligance in Medicine, 2004. **30**: p. 49-60.
14. *GE Medical systems: produktblad Millenium VG*.
15. O'Connor, M.K. *et al., Influence of patient height and weight and type of stress on myocardial count density during SPECT imaging with thallium-201 and technetium 99m sestamibi*. Journal of Nuclear Cardiology, 1998. **5**(3): p. 304-12.
16. Gustafsson, A. *et al., Which collimator should be used for myocardial perfusion SPECT, Hr or GP?* EANM, 2006. **poster**.
17. *Testmetoder för gammakameran in SFR-05*, Svensk Förening För Radiofysik, Editor. 1980.

18. Bateman, T.M. *et al.* *Attenuation correction single-photon emission computed tomography myocardial perfusion imaging.* Semin Nucl Med., 2005. **35**(1): p. 37-51.
19. Heller, G.V. *et al.*, *Clinical value of attenuation correction in stress-only Tc-99m sestamibi SPECT imaging.* J Nucl Cardiol., 2004. **11**(3): p. 273-81.
20. Hendel, R.C. *Attenuation correction: eternal dilemma or real improvement?* J Nucl Med Mol Imaging., 2005. **49**(1): p. 30-42.
21. Seret, A. *et al.* *Number of Iterations When Comparing MLEM/OSEM with FBP.* J Nucl Med, 2004. **45**(12): p. 2125-2126.
22. Brambilla, M. *Characterization of ordered-subset expectation maximization with 3D post reconstruction Gauss filtering and comparison with filtered backprojection in 99mTc SPECT* Ann Nucl Med, 2005. **19**(2): p. 75-82.
23. Webb, S. *The Physics of Medical Imaging*, ed. R.F. Muold. 1992, Bristol: IOP Publishing Ltd. p 197.
24. Wikipedia. [http://en.wikipedia.org/wiki/Butterworth\\_filter](http://en.wikipedia.org/wiki/Butterworth_filter)
25. Åkesson, L. *et al.*, *Operator dependent variability in quantitative analysis of myocardial perfusion images.* Clin Physiol Funct Imaging, 2004. **24**: p. 374-379.

## Bilaga 1: EANM:s rekommendationer

En sammanfattning av EANM:s rekommendationer [3]

*Dosering (MBq) Tc-99m Sestamibi/Tetrofosmin*

1 dags protokoll		2 dagars protokoll	
1:a injektion	2:a injektion	arbete	vila
400-500	1200-1500	600-900	600-900

*Gammakameraparametrar (Tc-99m)*

<b>Kollimator:</b>		HR
<b>Energifönster:</b>		15% om energiupplösningen < 10% 20% om energiupplösningen > 10%
<b>Rotation:</b>	<b>2 huvud</b>	180 grader L-mode
	<b>3 huvud</b>	360 grader
<b>Matrisstorlek:</b>		64 x 64
<b>Pixelstorlek:</b>		6.4 ± 0.4 cm
<b>Zoom:</b>		Vid behov om bildfältet är för stort
<b>Antal projektioner:</b>		64/128 vid 180 graders insamling 128 vid 360 graders insamling
<b>Tid/projektion:</b>		Totalt högst 20-30 minuters insamling

*Rekonstruktion (Tc-99m)*

### Iterativ rekonstruktion

- Ger en mer noggrann modell av den fysikaliska processen
- Lättare att implementera korrektioner för attenuering, spridning och avståndskorrektion
- 10-15 MLEM iterationer

Filterval	Filter	Adm akt (MBq)	Gränsfrekvens (cykler/cm) (6 mm pixelstorlek)	Powervärde
	Butterworth	500	0.3-0.4	6
		1000	0.4-0.5	6
		1500	0.5-0.7	6
	Hamming	500	0.3-0.45	-
		1000	0.45-0.6	-
		1500	0.6-0.8	-
	Metz/Wiener	Skall ej användas av personer som ej förstår teorin bakom		

## Bilaga 2: Defekter och hjärtfantom

### Dimensioner på defekter och hjärtfantom

<b>Innerkammare</b>		
Längd	74mm	
Diameter	36mm	
<b>Ytterkammare</b>		
Längd	86mm	
Diameter	60mm	
<b>Solida defekter</b>	<b>Septal 100 %</b>	<b>Anterior 100 %</b>
Vinkelutbredning	60°	45°
Höjd	20 mm	15 mm
Tjocklek	10 mm	10 mm
% av vänster kammare	4,1 %	2,3 %
<b>Fyllbar defekt</b>	<b>Inferior och lateral 30 %</b>	
Vinkelutbredning	45°	
Höjd	23 mm	
Tjocklek	10 mm varav 4 mm solid vägg och 5 mm fyllbar + 1mm vägg.	
% av vänster kammare	1 %	
<b>Anterior/Inferior/Septal/Lateral vägg</b>		
Längd	$( 86/3 ) * 2 = 57 \text{ mm}$	
Vinkelutbredning	90°	
Tjocklek	10 mm	
% av vänster kammare	17,5 %	

## Bilaga 3: Frågor och svarsalternativ

Frågor och svarsalternativ för den visuella bedömningen av bilderna.

Frågor	Svarsalternativ					
1) Är defekterna större eller mindre än i verkligheten?	Större	Mindre	Verklig	-		
2a) Bedöm nedsättningen av upptaget i den anteriora/septala defekten.	Normal: 70 % (vit-gul)	Lätt reducerad: 69-50 % (orange-rött)	Måttligt reducerad: 49-30 % (violett-blått)	Mycket reducerad: 29-10 % (blå-grön)	Obefintlig: <10 % (grön-svart)	-
2b) Bedöm nedsättningen av upptaget i den inferiora/laterala defekten.	Normal: 70 % (vit-gul)	Lätt reducerad: 69-50 % (orange-rött)	Måttligt reducerad: 49-30 % (violett-blått)	Mycket reducerad: 29-10 % (blå-grön)	Obefintlig: <10 % (grön-svart)	-
3a) Bedöm storleken på den anteriora/septala defekten i förhållande till den anteriora/septal väggen.	5-15 %	15-25 %	25-35 %	35-45 %	>45 %	-
3b) Bedöm storleken på den inferiora/laterala defekten i förhållande till den inferiora/laterala väggen.	5-15 %	15-25 %	25-35 %	35-45 %	>45 %	-
4a) Är den anteriort/septalt placerade defekten förskjuten?	Inget	Lite	Mycket	-		
4b) Är den inferiora/lateralt placerade defekten förskjuten?	Inget	Lite	Mycket	-		
5a) Är vinklarna för snitten korrekt lagda?	Ja	Nej	-			
5a) Hur ser SA snitten ut?	Normalt (ex hästske eller rund)	lätt ovalt	Kraftigt ovalt	-		
5b) Hur ser VLA snitten ut?	Normalt (ex hästske eller rund)	lätt ovalt	Kraftigt ovalt	-		
5c) Hur ser HLA snitten ut?	Normalt (ex hästske eller rund)	lätt ovalt	Kraftigt ovalt	-		
6) Är vinklarna för rest och stress snitten matchade?	Ja	Nej	-			
7) Finns det synliga spridnings effekter?	Lite	Mycket	Nej	-		
8) Finns det brus effekter?	Lite	Mycket	Nej	-		
9) Är bildkvaliteten tillräcklig för att ställa diagnos?	Ja	Nej	-			

## Bilaga 4: Bedömning av läkartolkning

Kriterier för bedömning av varje sjukhus läkartolkning

<b><u>Ischemistudien</u></b>				
	Hittad	Ej Hittad	Tveksamhet	Falskt positiva
<b>Anterior defekt</b>				
<b>Anterior ischemi</b>				
<b>Inferior defekt</b>				
<b>Inferior ischemi</b>				
<b><u>Infarktstudien</u></b>				
	Hittad	Ej Hittad	Tveksamhet	Falskt positiva
<b>Septal defekt</b>				
<b>Septal infarkt</b>				
<b>Lateral defekt</b>				
<b>Lateral infarkt</b>				

## Bilaga 5: Undersökningsparametrar

Undersökningsparametrar för respektive sjukhus.

Vid individuell dosering är aktiviteten beräknad till en 80 kg patient.

Värden angivna inom parentes kan förekomma som undantag

Sjukhus	Total aktivitet (MBq)	Arbete [MBq]	Vila [MBq]	Radiofarmaka	Protokoll (1dagars/2 dagars)	Tid mellan injektion och bildtagning (min) Arbete	Tid mellan injektion och bildtagning (min) Vila
1	1200	500	700	Myoview	2	60	60
2	1030	430	600	Cardiolite	2	15	60-90
3	1200	600	600	Cardiolite	2	120	120
4	1200	500	700	Cardiolite	2	50-60	50-60
5	950	450	500	Myoview	2	60	60
6	1024	456	568	Myoview	2	>15	>45
7	1000	500	500	Myoview	2	30-45	30-45
8	1200	600	600	Cardiolite	2	45-60	60
10	1200	600	600	Myoview	2	0	0
11	1200	600	600	Cardiolite	2	1-4 h	1-4 h
12	1372	686	686	Cardiolite	2	>30	>60
13	1200	286	914	Myoview	1	0	30
14	1200	600	600	Myoview	2	20	20
15	1000	500	500	Cardiolite	2	1-3 h	1-3 h
16	800	400	400	Myoveiw	2	45-60	45-60
17	1200	600	600	Cardiolite	2	90	90
18	1200	600	600	Myoview	2	>15	30
19	1000	500	500	Myoview	2 (1)	60	60
20	960	400	560	Myoview	2 (1)	15	60
21	960	400	560	Myoview	2	30	30
22	1300	600	700	Myoview	2	60	60
23	1100	800	300	Myoview	1	30-40	15-20
24	1328	664	664	Myoview	2	30	75
25	1000	500	500	Cardiolite	2	10-15	60
26	965	385	580	Cardiolite	2	60-90	60-90
27	1000	300	700	Myoview	1		
28	1000	500	500	Myoview	2	60	60
29	1200	600	600	Myoview	2	30-60	90
30	1200	600	600	Myoview	2	60	60
31	1143	286	857	Myoview	1	30	30



## *Bilaga 6: Gammakameramodeller*

*Gammakameramodeller som förekommer i studien*

<b>Gammakamera Modell/tillverkare</b>	<b>Antal</b>
Siemens	1
Siemens e.cam	9
Siemens e.cam+	2
Siemens e.cam Signature	1
Philips ADAC Genesys Vertex	1
Philips ADAC Skylight	3
GE	1
GE SMV	2
GE Optima NX	1
GE Infinia	2
GE Millenium VG	3
GE Millenium MG	3
GE Sopha DST-XL	1

## Bilaga 7: Kameraparametrar

Kameraparametrar för de sjukhus som ingår i studien

Sjukhus	Cirkulär/elliptisk rotation <sup>1</sup>	Används konturavkänning	Vinkel mellan kamerahuvudena (90°/180°)	Antal projektioner/detektorhuvud	Insamlingsstid (sek/proj) Arbete	Insamlingsstid (sek/proj) Vila	Matrisstorlek	Zoomfaktor	Zoomförflyttning	Detektoryta (cm)	Pixelstorlek (mm)	Energifönster Peak (keV)	Bredd (%)	Kollimator
1	E	Ja	90	16	50	50	64x64	1,33		52 x 41	6,8	140	20	LEAP
2	E	Nej	90	16	60	60	64 x 64	1	Nej	58 x 38	6,7	140	20	LEHR <sup>3</sup>
3	E	Ja	90	32	35	35	128x128	1,00	Nej	53 x 39	4,8	140	14	LEHR
4	C	Nej	90	16	60	60	64x64	1,33	Ja	54 x 40	6,8	140	20	LEHR
5	C	Ja	90	30	25	27	64x64	1,30	Nej	54 x 40	6,8	140	20	LEHR
6	E	Ja	90	32	30	30	64x64	1,45	Nej	40 x 60	6,6	140	19	LEHR
7	C	Nej	90	36	30	30	64x64	1,33		39 x 51	6,8	140	20	LEHR
8	E	Nej	90	24	50	50	64x64	1,46	Ja	38 x 38	6,4	141	21	VXHR
10	K	Ja	90	32	20	20	128 el 64	1,00	Nej	40 x 54	6,6	140	14	LEHR
11	C	Ja	90	30	40	40	64x64	1,28		40 x 54	6,9	140	20	HR
12	K	Ja	90	30	25	25	64x64	1,28	Ja	54 x 40	6,9	140	20	LEHR
13	E	Ja	90	32	60	45	64x64	1,46	Nej	54 x 40	6,6	140	20	LEHR
14	E	Nej	90	16	50	50	64x64	1,46	Ja	38 x 51	6,4	141	21	VXHR
15	E	Nej	90	32	30	30	64x64	1,46	Ja	38 x 50	6,4	141	20	VXGP
16	K	Ja	90	32	40	40	128x128	1,00	Nej	40 x 54	4,8	140	14	LEHR
17	E	Ja	90	32	40	40	64x64	1,45	Ja	42 x 40	6,5	139	15	LEHR
18	E	Nej	90	16	40	40	64x64	1,85	Ja	38 x 50	5,0	138	20	VXHR
19	E	Ja	90	32	30	30	64x64	1,45		59 x 45	5,7	139	15	LEHR
20	K	Ja	90	30	40	40	64x64	1,28	Nej	54 x 40	6,6	142	17	HR
21	K	Ja	90	30	30	30	64x64	1,33		56 x 41	6,7	140	20	LEHR
22	K	Ja	90	30	30	30	64x64	1,33	Nej	54 x 40	6,7	140	20	LEHR
23	C	ja	76	<sup>2</sup>	20	90	64x64	1,00		53 x 39	6,6	140	15	HiRes 1
24	C	Nej	101	32	25	25	64x64	1,33	Nej	37 x 52	6,1	140	20	LEHR
25	C	Nej	90	16	80	80	64x64	1,00	Nej	33 x 17	6,6	140	20	LEGP
26	E	Ja	90	32	30	30	64x64	1,45	Nej	40 x 54	6,6	140	15	LEHR
27	K	Ja	90	32	30	15	64x64	1,46	Nej	53 x 39	6,6	139	15	LEHR
28	K	Ja	90	32	40	30	64x64	1,23		59 x 45	7,8	139	15	LEHR
29	C	Nej	90	16	40	40	64x64	1,00	Nej	40 x 54	6,8	140	20	LEHR
30	E	Ja	90	32	20	20	64x64	1,45		40 x 54	4,8	140	20	LEHR
31	C	Nej	101	36	30	30	64x64	1,10	Nej	52 x 37	6,8	140	20	GP

<sup>1</sup> K = konturföljande, E = elliptisk och C = cirkulär

<sup>2</sup>) Arbete 37 och vila 19

<sup>3</sup>) Parallellhåll

## Bilaga 8: Gammakamerakorrekationer

Använda korrekationer och kontroller enligt sammanställning från sjukhusen

Sjukhus	Görs uniformitetskorrektion?	Vilken källa används för insamling?	Vilken nuklid används för insamling?	Görs intrinsic insamling (utan kollimator)?	Görs exintrinsic insamling (med kollimator)?	Hur ofta uppdateras uniformitetskorrektionen?	Görs center of rotation korrektion?	Hur ofta uppdateras center of rotation korrektionen?
1	Ja	Plan	<sup>57</sup> Co			1 ggr/v	Ja	1 ggr/v
2	Ja	Punkt	<sup>99m</sup> Tc	Ja	Ja	1 ggr/mån B <sup>7</sup>	Ja	1 ggr/mån B <sup>7</sup>
3	Ja	1	1	Ja	Ja	1 ggr/mån	Ja	8
4	Ja	Punkt	<sup>99m</sup> Tc	Ja	Nej	9	Ja	3 ggr/år
5	Ja	Punkt	<sup>99m</sup> Tc	Ja	Ja	B <sup>7</sup>	Ja	B <sup>7</sup> , 10
6	Ja	Punkt	<sup>99m</sup> Tc	Ja	Nej	1 ggr/mån	Ja	1 ggr/mån
7	Nej				Nej		Ja	1 ggr/mån
8	Ja	Punkt	<sup>99m</sup> Tc	Ja	V <sup>5,3</sup>	B <sup>7</sup>	Ja	B <sup>7</sup> , 10
10	Ja	Punkt	<sup>99m</sup> Tc	Ja	B <sup>7</sup>	1 ggr/mån	Ja	2 ggr/år
11	Ja	2, 3	<sup>99m</sup> Tc	Nej	Ja	B <sup>7</sup>	Ja	B <sup>7</sup> , 10
12	Ja	Punkt	<sup>99m</sup> Tc	Ja	Nej	B <sup>7</sup>	Ja	B <sup>7</sup> , 10
13	Nej	E <sup>4</sup>	<sup>99m</sup> Tc	Ja	Nej	Görs ej	Ja	8
14	Ja	Punkt	<sup>99m</sup> Tc	Ja	Nej	4 ggr/år	Ja	1 ggr/mån
15	Ja	Punkt	<sup>99m</sup> Tc	Ja	Nej	4 ggr/år, B <sup>7</sup>	Ja	4 ggr/år, B <sup>7</sup>
16	Ja	Plan	<sup>57</sup> Co	Ja	Ja	4 ggr/år, B <sup>7</sup>	Ja	4 ggr/år, B <sup>7</sup>
17	Ja	Punkt	<sup>99m</sup> Tc	Ja	8	1 ggr/mån	Ja	1 ggr/mån
18	Ja	Punkt	<sup>99m</sup> Tc	Ja	Nej	B <sup>7</sup>	Ja	B <sup>7</sup>
19	Ja	Punkt	<sup>99m</sup> Tc	Ja	Dagligen	1 ggr/mån	Ja	4 ggr/år
20	Ja	Punkt	<sup>99m</sup> Tc	Ja	Nej	Sällan	Ja	4 ggr/år
21	Ja	Punkt	<sup>99m</sup> Tc	Ja	Nej	B <sup>7</sup>	ja	B <sup>7</sup>
22	Ja	Punkt	<sup>99m</sup> Tc	Ja	Nej	1-3 ggr/år, B <sup>7</sup>	Ja	1-3 ggr/år, B <sup>7</sup>
23	Ja	Punkt	<sup>99m</sup> Tc	Ja	8	1 ggr/mån	Ja	1 ggr/mån
24	Ja	Plan	<sup>57</sup> Co	Nej	Ja	2 ggr/mån	Ja	2 ggr/mån
25	Ja	Plan	<sup>57</sup> Co	Ja	ja	4 ggr/år	Ja	6 ggr/år
26	Ja	Punkt	<sup>99m</sup> Tc	Ja	Nej	2 ggr/år	Ja	2 ggr/år
27	Ja	Punkt	Co-57	ja	ja	2 ggr/år, 10	ja	4 ggr/år
28	Ja	Punkt	<sup>99m</sup> Tc	Ja	Nej	1 ggr/mån	Ja	4 ggr/år
29	Ja	Punkt	<sup>99m</sup> Tc	Ja	M <sup>6</sup>	3 ggr/år, 11	ja	3 ggr/år, 11
30	Ja	1	1	Ja	Ja	2 ggr/år	Ja	2 ggr/år
31	Nej	Punkt E <sup>4</sup>	<sup>99m</sup> Tc	Ja	Nej	Görs ej	Ja	8

1) <sup>99m</sup>Tc punktkälla för intrinsic och <sup>57</sup>Co plankälla för extrinsic

2) <sup>99m</sup>Tc punktkälla

3) <sup>57</sup>Co plankälla

4) E = Energikorrektion

5) V = Veckokontroll

6) M = Morgonkontroll

7) B = Vid behov

8) 1 gång per år

9) 3 ggr/år, Co plankälla 1 ggr/vecka

10) Kontroll veckovis

11) Vid service

## Bilaga 9: Bildrekonstruktionsparametrar

Bildrekonstruktionsparametrar för de olika sjukhusen

Sjukhus	Rekonstruktionsteknik?	Antal iterationer, antal subset	Filter	Cut-off frekvens (/cm)	Order-/Powervärde	Pre- eller post-filtrering	Pixelstorlek i rek snitt (mm)	Attenueringskorrektion, metod?	Spridningskorrektion, metod?
1	FBP		Metz	FWHM 3.5	8	Pre	6,8	Nej	Nej
2	FBP		Wiener	FWHM 6,0		Pre	3,1	Chang	Nej
3	Iterativ <sup>1</sup>	10	Butterworth	0,3	5		4,8	Profile	Ja
4	OSEM	2, 8	Metz, <sup>3</sup>	FWHM 4.0	8	Pre	2,7	Nej	Nej
5	FBP		Butterworth	0,52	5	Pre	6,8	Nej	Nej
6	FBP		Butterworth	0,80	10	Pre	3,3	Nej	Nej
7	FBP		Butterworth	0,52	5	Pre	6,8	Nej	Nej
8	iterativ	12	Butterworth	0,55	5	Post	6,4	Nej	Nej
10	FBP/Iterativ	<sup>2</sup>	Butterworth	0.5	5	Post	6,6	Gd-153	Mellan TEW
11	FBP		Butterworth	0.52	5	Pre	6,9	Nej	Nej
12	FBP		Butterworth	0,52	5	Pre	6,9	Nej	Nej
13	FBP		Butterworth	0,90	2	Pre	3,3	Nej	Nej
14	FBP		Butterworth	0,20	5	Post	6,4	Nej	Nej
15	FBP		Butterworth	0,64		Pre	3,2	Nej	Nej
16	FBP		Butterworth	0,36	5	Pre	4,8	Gd-153	Nej
17	FBP		Butterworth	0,55	10	Pre	3,7	Nej	Nej
18	MLEM	12	Butterworth	0,62	5	Post	5,0	Nej	Nej
19	FBP		Tfilter	0,80	11	Pre	3,3	Nej	Nej
20	FBP		Butterworth	0,50	10	Pre	6,9	Nej	Nej
21	FBP		Butterworth	arb 0,40 vila 0,52	Arb 10	Pre	6,7	Nej	<sup>5</sup>
22	FBP		Butterworth	0,40	10	Pre	6,7	Nej	Nej
23	FBP		Butterworth	0,55	6	Pre	3,3	Nej	Nej
24	FB		Butterworth	0,52	5	Pre	6,8	Nej	Nej
25	FBP		Butterworth	0,52	5	Pre	6,0	Nej	Nej
26	FBP		Tfilter			Pre	3,3	Nej	Nej
27	FBP		Butterworth	0.6	25	Pre	3,3	Nej	Nej
28	FBP		Tfilter	0,80	10	Post	3,9	Nej	Nej
29	FBP		Butterworth	0,90	7	Pre	3,4	Nej	Nej
30	Iterativ	10	Butterworth	0.5	10	Pre	6,6	<sup>4</sup>	<sup>4</sup>
31	OSEM	2	Butterworth	0,52	5	Pre	6,8	Nej	Nej

<sup>1)</sup> För bilder som inte är attenueringskorrigerade används FBP med Butterworth cutoff 0.40 order 5.

<sup>2)</sup> Iterativ för att. korr

<sup>3)</sup> Order 8, FWHM 4,0

<sup>4)</sup> Inlagd i esoft

<sup>5)</sup> Insaml scatterfönster

## Bilaga 10: Utvärderingsstationer och mjukvaror

Utvärderingsstationer och mjukvaror vid de olika sjukhusen

Utvärderingsstation	Antal användare	Programvara	Antal användare	Datorstöd för bildutvärderingen	Antal användare
Siemens	4	E-soft	3	Care	4
Siemens ICON	1	Bef. GS Quant, Cequal	1	AutoQUANT	3
Philips ADAC Pegasys	3	AutoSPECT Plus	4	Myo-SPECT	1
Entegra GE	5	MyoSPECT	2	Autoquant	1
Vision Power	2	Cardiac SPECT,Cequal, QGS	2	Cedars sinai normalfördelning/way	1
Xeleris GE	5	SPECT FBP Rekonstruktion	3	Perfit already aligned	1
Jsws	1	Hermes	3	Bulls eye	1
Hermes	8	QGS/QPS	4	Perfit	2
		ECT toolbox, QGS	3	QPS/QGS (perfit)	3
		e.soft autocardiac + Cedars	1	Ibland Exini Diagnostic	4
		Gold 2.8	1	Cequal	2
		Entegra 2.5	1	Hermes (Perfit, QGS, S/R Display)	1
		CEqual	4	Siemens esoft	1
				4dm SPECT	1
				GS Quant	1

## Bilaga 11: Butterworthfilter

Mjukvaruleverantörernas definitioner av Butterworthfiltret

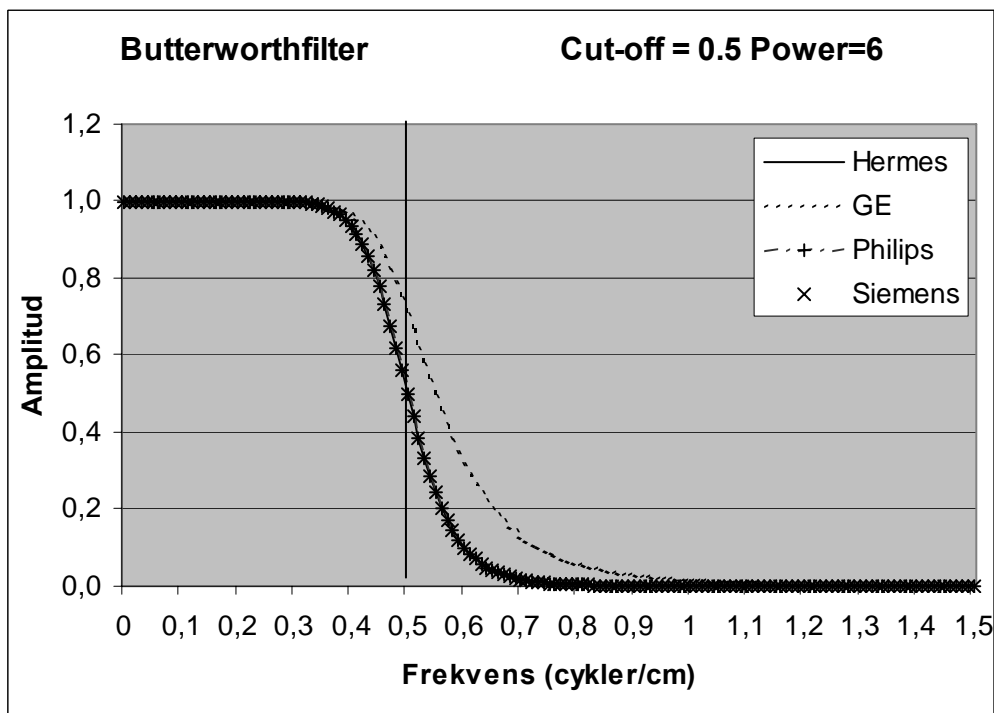
### Hermes, Siemens och Philips definition

$$H(\omega) = \frac{1}{1 + \left(\frac{\omega}{\omega_c}\right)^{2P}}$$

### GE:s definition

$$H(\omega) = \frac{1}{\sqrt{1 + \left(\frac{\omega}{\omega_c}\right)^{2P}}}$$

där  $\omega$  är frekvensen  
  $\omega_c$  är Cut-off frekvensen  
 P är order / power



**Projektledare:**

Agnetha Gustafsson	1:e Sjukhusfysiker	US Linköping
--------------------	--------------------	--------------

**Medarbetare:**

Maria Ohlson	Sjukhusfysiker	SU Sahlgrenska
Jakobína Grétarsdóttir	1:e Sjukhusfysiker	SU/Sahlgrenska
Eva Olsson	Överläkare, Fysiologiska klin	US Linköping
Håkan Pettersson	Strålskyddsfysiker	US Linköping
Lena Johansson	BMA	SU Sahlgrenska/Karlstad

**Tack till**

Lars Edenbrandt	Professor	SU Sahlgrenska
Tobias Lundblad	Sjukhusfysiker	SU Sahlgrenska
Milan Lomsky	Överläkare	SU Sahlgrenska
Sven-Eric Svensson	Överläkare	Sibbamåla
Marcus Håkansson	Sjukhusfysiker	Borås
Lars Jacobsson	Professor	SU Sahlgrenska
Henrik Karlsson	Sjukhusfysiker	US Linköping

All personal ute på avdelningarna som varit behjälpliga vid mätningar och utvärderingar





- 2008:01 Myndigheternas granskning av SKB:s preliminära säkerhetsbedömningar för Forsmark och Laxemar**  
 Avdelningen för kärnteknik och avfall och SKI  
 Maria Nordén, Övind Toverud, Petra Wallberg, Bo Strömberg, Anders Wiebert, Björn Dverstorp, Fritz Kautsky, Eva Simic och Shulan Xu 90 SEK
- 2008:02 Patientstråldoser vid röntgendiagnostik i Sverige – 1999 och 2006**  
 Avdelningen för personal- och patientstrålskydd  
 Wolfram Leitz och Anja Almén 110 SEK
- 2008:03 Radiologiska undersökningar i Sverige under 2005**  
 Avdelningen för personal- och patientstrålskydd  
 Anja Almén, Sven Richter och Wolfram Leitz 110 SEK
- 2008:04 SKI:s och SSI:s gemensamma granskning av SKB:s Säkerhetsrapport SR-Can Granskningsrapport**  
 Avdelningen för kärnteknik och avfall  
 Björn Dverstorp och Bo Strömberg 110 SEK
- 2008:04 E SKI's and SSI's review of SKB's safety report SR-Can**  
 Avdelningen för kärnteknik och avfall  
 Björn Dverstorp och Bo Strömberg 110 SEK
- 2008:05 International Expert Review of Sr-Can: Safety Assessment Methodology; External review contribution in support of SSI's and SKI's review of SR-Can**  
 Avdelningen för kärnteknik och avfall  
 Budhi Sagar, et al 110 SEK
- 2008:06 Review of SKB's Safety Assessment SR-Can: –Contributions in support of SKI's and SSI's review by external consultants**  
 Avdelningen för kärnteknik och avfall  
 Pierre Glynn et. al. 110 SEK
- 2008:07 Modelling of long term geochemical evolution and study of mechanical perturbation of bentonite buffer of a KBS-3 repository**  
 Avdelningen för kärnteknik och avfall  
 Marsal F. et al. 110 SEK
- 2008:08 SSI's independent consequence calculations in support of the regulatory review of the SR-Can safety assessment**  
 Avdelningen för kärnteknik och avfall  
 Shulan Xu, Anders Wörman, Björn Dverstorp, Richard Klös, George Shaw och Lars Marklund 110 SEK
- 2008:09 The Generalised Ecosystem Modelling Approach in radiological assessment**  
 Avdelningen för kärnteknik och avfall  
 Richard Klös 110 SEK
- 2008:10 User's manual for Ecolego Toolbox and the Discretization Block**  
 Avdelningen för kärnteknik och avfall  
 Robert Broed and Shulan Xu 110 SEK
- 2008:11 International Expert Review of SR-Can: Site Investigation Aspects INSITE/OVERSITE**  
 Avdelningen för kärnteknik och avfall  
 Neil Chapman et. al. 110 SEK
- 2008:12 Recent Research on EMF and Health Risks. Fifth Annual Report from SSI's Independent Expert Group on Electromagnetic fields, 2007**  
 Avdelningen för beredskap och miljöövervakning 160 SEK
- 2008:13 Spektrala mätningar av radiofrekventa elektromagnetiska fält mellan 60 MHz och 3,4 GHz, åren 2001 till 2007 i Sverige**  
 Avdelningen för beredskap och miljöövervakning  
 Gert Anger och Jimmy Trulsson 260 SEK
- 2008:14 SSI:s roll i folkhälsoarbetet 2008 – redovisning av regeringsuppdrag inom folkhälsoområdet**  
 Avdelningen för beredskap och miljöövervakning  
 Lena Hyrke et. al. 140 SEK
- 2008:15 Naturligt radioaktiva ämnen, arsenik och andra metaller i dricksvatten från enskilda brunnar**  
 Avdelningen för beredskap och miljöövervakning  
 Britt-Marie Ek, Bo Thunholm, Inger Östergren, Rolf Falk, Lars Mjönes 320 SEK
- 2008:16 Kartläggning av bildkvalitet vid myokards-cintigrafi: en nationell studie**  
 Avdelningen för personal- och patientstrålskydd  
 Maria Ohlson, Jakobína Grétarsdóttir, Eva Olsson, Lena Johansson och Agnetha Gustafsson 150 SEK

**S**TATENS STRÅLSKYDDSinSTITUT, SSI, är en central tillsynsmyndighet som verkar för ett gott strålskydd för människan och miljön, nu och i framtiden.

SSI sätter gränser för stråldoser till allmänheten och för dem som arbetar med strålning, utfärdar föreskrifter och kontrollerar att de efterlevs. SSI håller beredskap dygnet runt mot olyckor med strålning. Myndigheten informerar, utbildar och utfärdar råd och rekommendationer samt stöder och utvärderar forskning. SSI bedriver även internationellt utvecklingsarbete.

Myndigheten, som sorterar under Miljödepartementet, har 110 anställda och är belägen i Solna.

**THE SWEDISH RADIATION PROTECTION AUTHORITY (SSI)** is a central regulatory authority charged with promoting effective radiation protection for people and the environment today and in the future.

SSI sets limits on radiation doses to the public and to those that work with radiation. SSI has staff on standby round the clock to respond to radiation accidents. Other roles include information, education, issuing advice and recommendations, and funding and evaluating research.

SSI is also involved in international development cooperation. SSI, with 110 employees located at Solna near Stockholm, reports to the Ministry of Environment.



*Statens strålskyddsinstitut*  
Swedish Radiation Protection Authority

**Address:** Statens strålskyddsinstitut; S-171 16 Stockholm

**Besöksadress:** Solna strandväg 96

**Telefon:** 08-729 71 00, **Fax:** 08-729 71 08

**Address:** Swedish Radiation Protection Authority  
SE-171 16 Stockholm; Sweden

**Visiting address:** Solna strandväg 96

**Telephone:** + 46 8-729 71 00, **Fax:** + 46 8-729 71 08

[www.ssi.se](http://www.ssi.se)