

# **A KURSUS 2014**

**Diagnostisk Radiologi : ” Fysik og Radiobiologi ”**

## **BILLEDDANNELSENS GEOMETRI**

*Erik Andersen, ansvarlig fysiker*

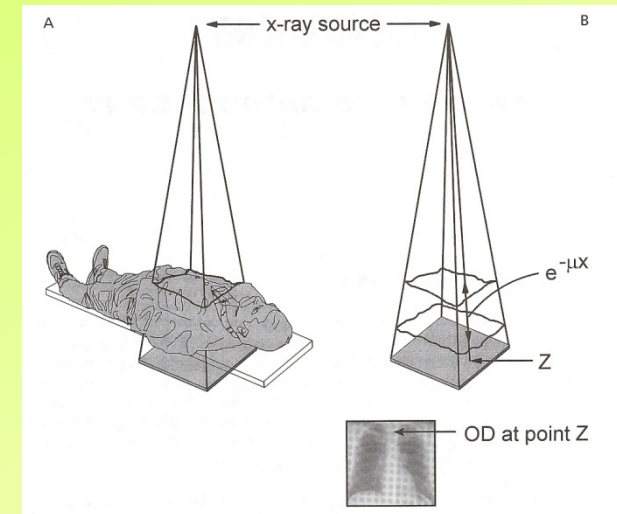
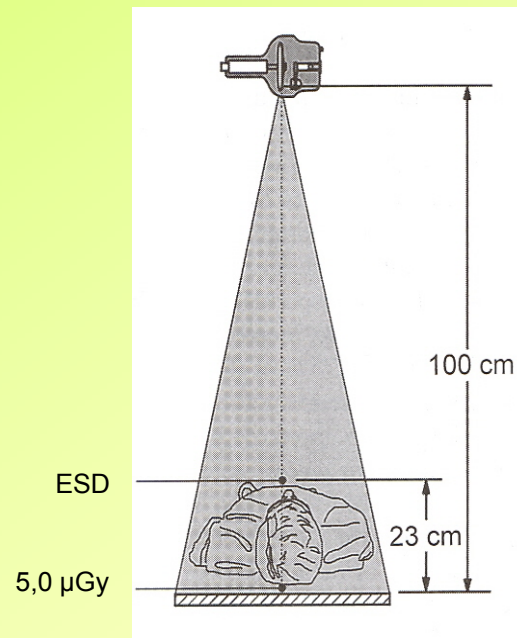
*CIMT Medico Herlev, Gentofte, Glostrup Hospital*

## Billeddannelse ved projektions radiografi :

- transmissions billede
- attenuation af røntgenstråler
- indgangsdosis til det billeddannende f .eks. CR billedplade eller flat panel DR detektor
- OD "optisk densitet "
- billedkvalitet
- dosis til patienten

### Indgangsdosis til patienten :

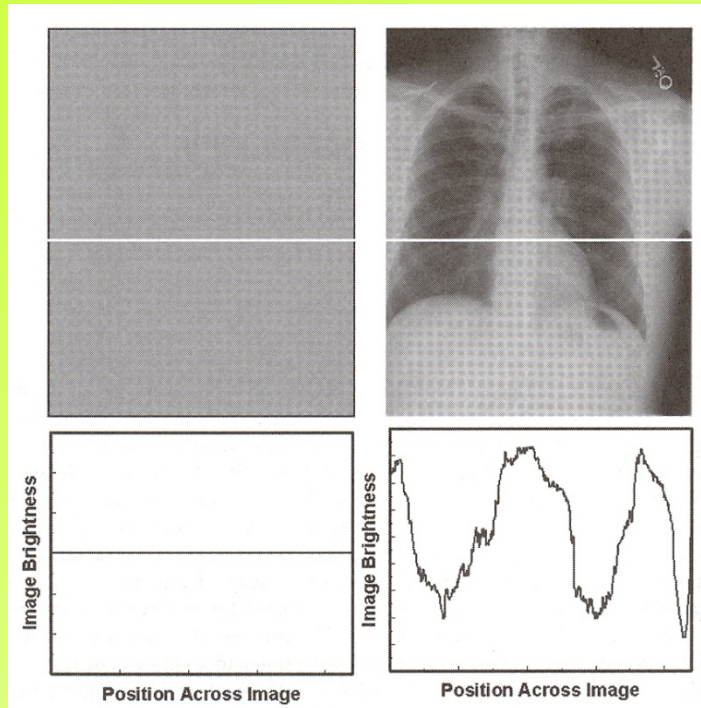
kVp	Huddosis ESD mSv
50	14,5
60	7,3
70	4,8
80	3,4
90	2,7
100	2,2
110	1,9
120	1,6
130	1,4
140	1,3



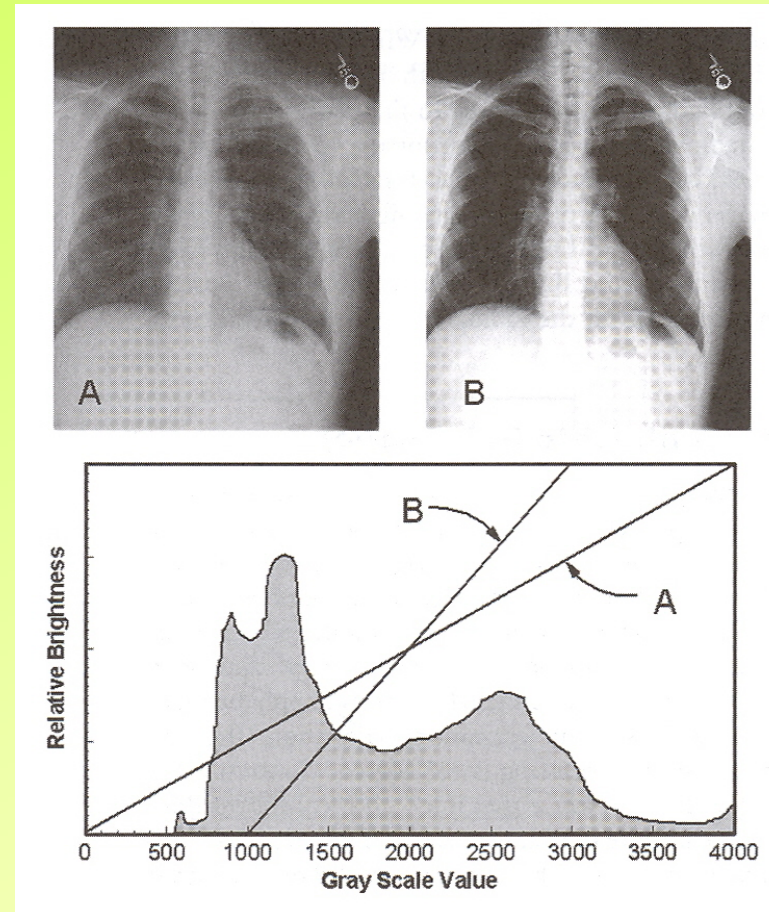
Huddosis til patienten ved  
filmspeed 200

Speed 200 ~ 5,0 µGy til  
"detektoren"

## Kontrast i et digitalt billede :



Pixelværdier for et flat field billede og et thorax billede



Histogram over gråtone værdier med to forskellige look-up tabeller A og B for et thorax billede ( Window/Level )

## Gråtoner og bit-dybde :

1 bit  $2^1 = 2$



2 bit  $2^2 = 4$



3 bit  $2^3 = 8$



10 bit  $2^{10} = 1024$

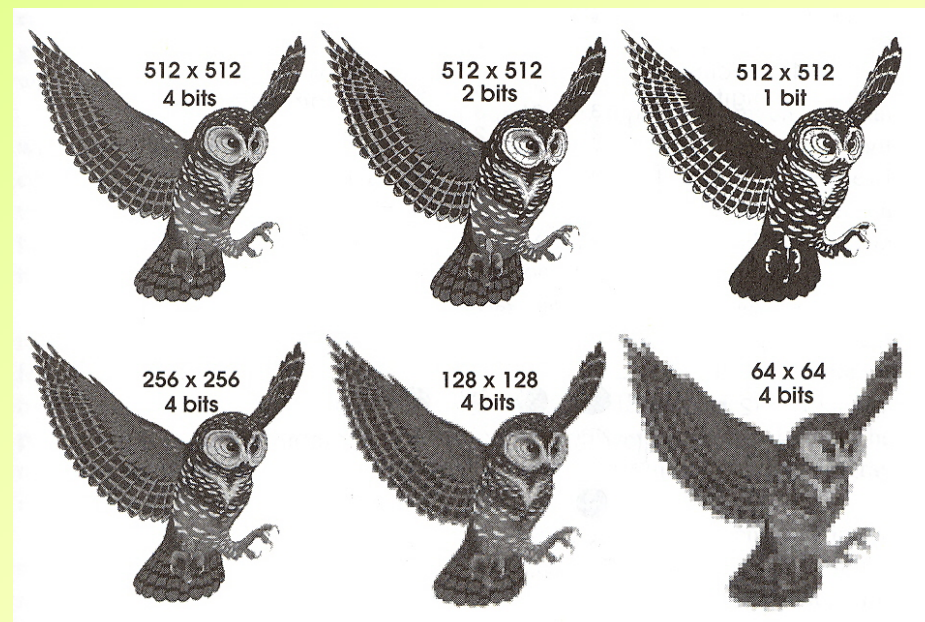
12 bit  $2^{12} = 4096$

14 bit  $2^{14} = 16384$

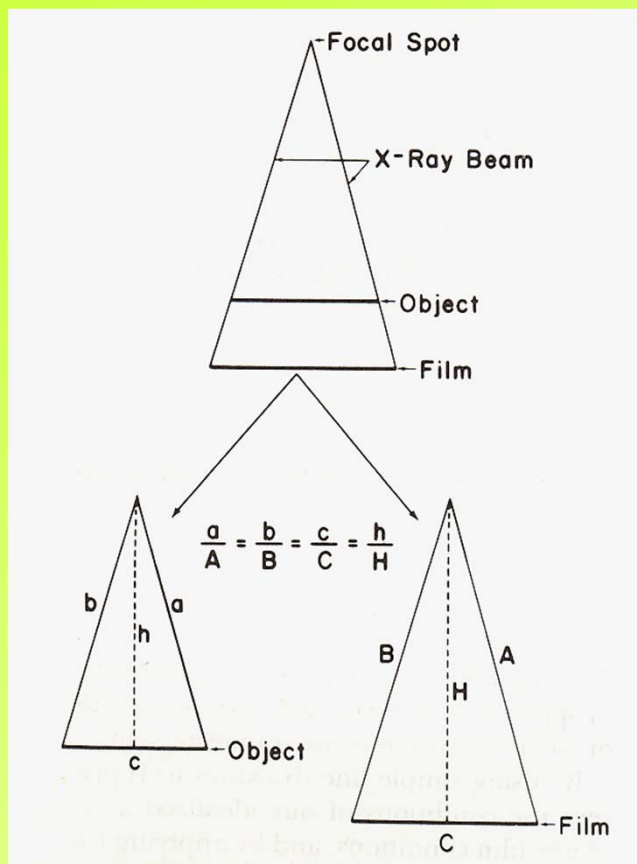
16 bit  $2^{16} = 65536$

## ***Billedkvalitet :***

Matrix størrelse & bit-dybde



## Geometriske forhold :



Lignedannede trekanter :

Forholdet mellem tilsvarende sider i to lignedannede trekanter er konstant.

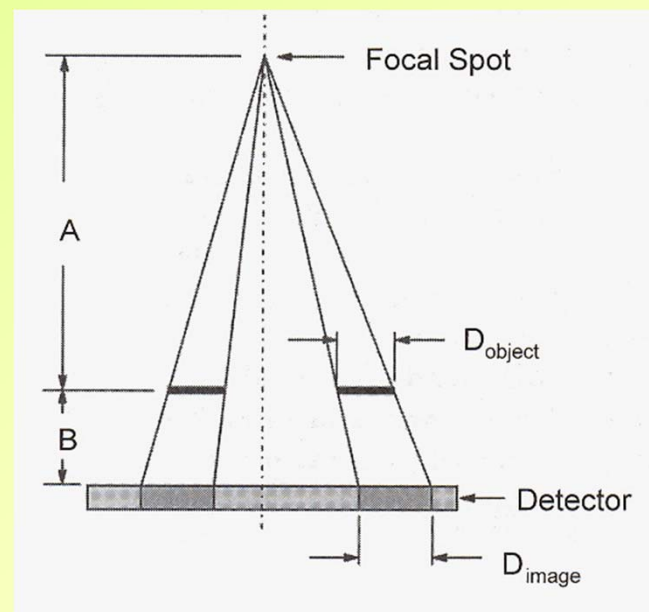
$$\frac{a}{A} = \frac{b}{B} = \frac{c}{C} = \frac{h}{H}$$

Geometrisk forstørrelse M :

$$M = \frac{C}{c} = \frac{H}{h}$$

Forstørrelsesfaktor M :

$$M = \frac{A + B}{A}$$

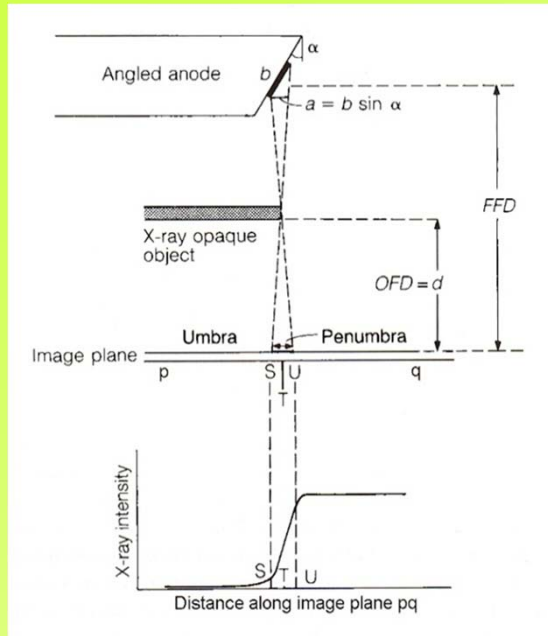


$$D_{\text{image}} = M \cdot D_{\text{object}}$$



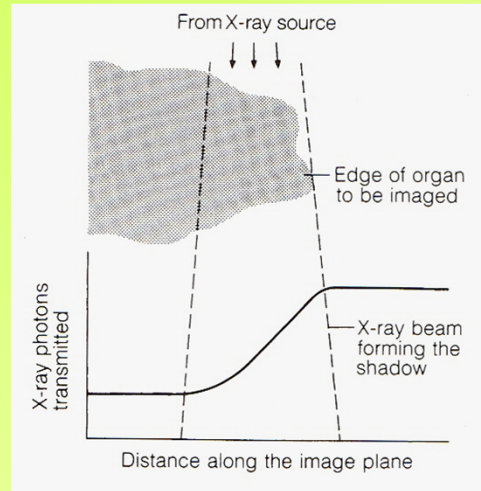
# Uskarphed i røntgenbilledet :

*Umbra og penumbra :*



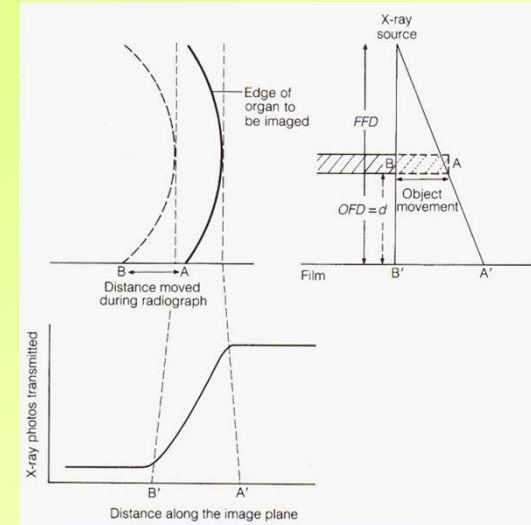
Uskarphed  $U_F$  pga. focus plettens størrelse

*Objektets form :*



Uskarphed  $U_O$  pga. objektets form

*Bevægelse :*



Uskarphed  $U_B$  pga. bevægelse

Uskarpheden i billedet totalt : 
$$U = \sqrt{U_F^2 + U_O^2 + U_B^2 + U_R^2}$$

hvor  $U_R$  er uskarphed pga. billedreceptoren

## Focus plettens størrelse :

$$f_{eq} = \frac{\pi \cdot \Theta}{180} \cdot \frac{d}{M-1}$$

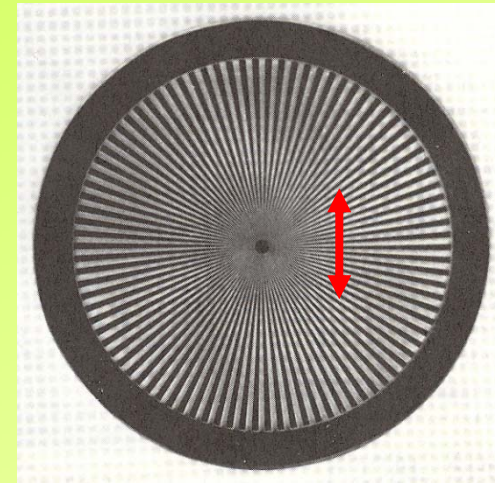
hvor :

$f_{eq}$  = fokus plettens ækvivalente størrelse

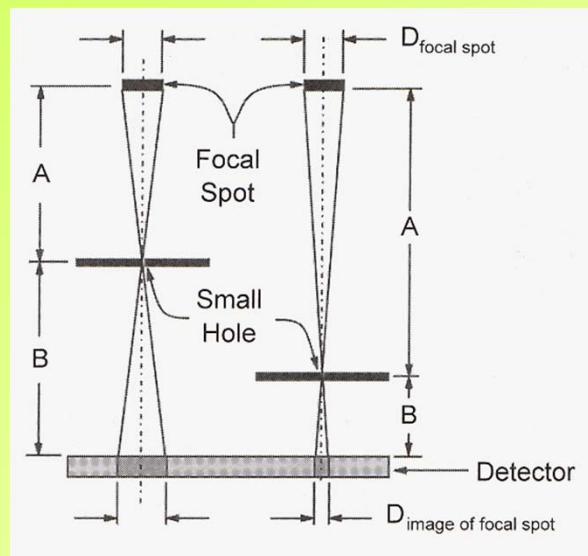
$d$  = blur – diameter

$M$  = geometrisk forstørrelse

$\Theta$  = vinkel i star pattern fantom ( f.eks.  $2^\circ$  )



Star pattern image



Forstørrelsen  $M$  har indflydelse på graden af uskarphed i billedet som skyldes fokus plettens diameter :

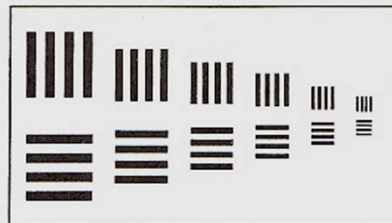
$$M_{focus} = \frac{D_{image\ of\ focal\ spot}}{D_{focal\ spot}} = \frac{B}{A}$$

Højkontrast opløsning :

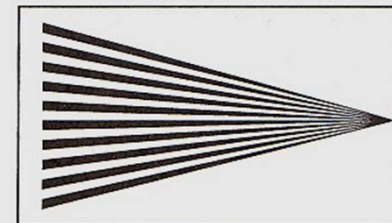


Resolution Test Pattern

Resolution / højkontrast opløsning angives i lp/mm



Line Pair Test Phantom



Section of a Star Pattern

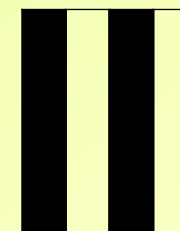
Højkontrast opløsning i liniepar pr. millimeter :

Eks:  $d = 0,25 \text{ mm}$

$$\text{Spatial frekvens } f = \frac{1}{d} = \frac{1 \text{ mm}}{0,25 \text{ mm}} = 4$$

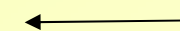
Antal liniepar pr. millimeter

$$\frac{1}{2 \cdot d} = \frac{1}{2 \cdot 0,25 \text{ mm}} = \frac{1}{0,5 \text{ mm}} = 2 \text{ lp / mm}$$



$d$   $\longleftrightarrow$

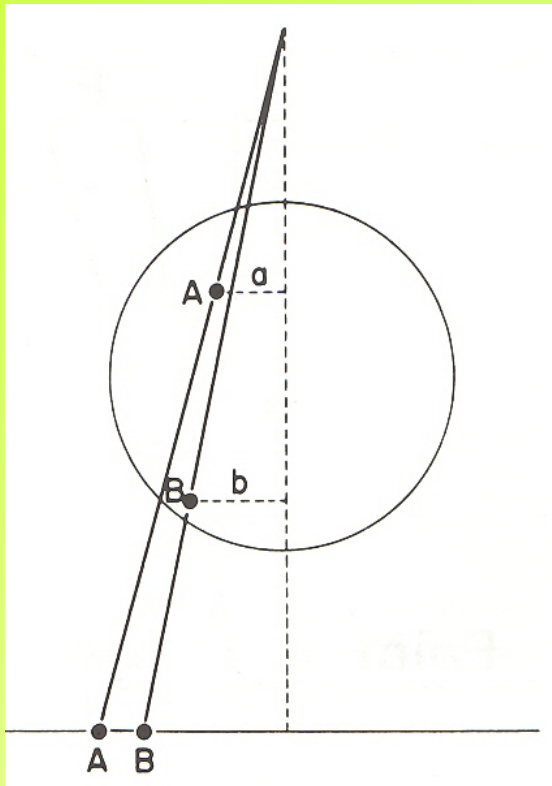
liniepar  $\longleftrightarrow$



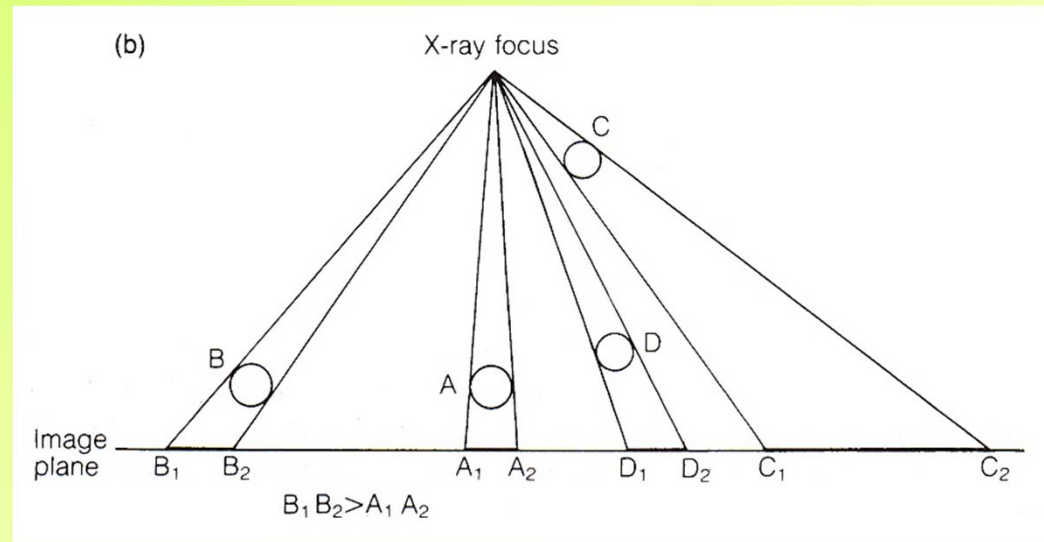
1 mm



## Distortion :



Forvrængnings effekter pga. objektets størrelse og relative position i forhold til røntgenrørets fokusplet og billeddetektoren.



Objekt A og B bytter "rækkefølge" .

I patienten : A tættere på centerlinien i forhold til B. Afstand  $a <$  afstand  $b$

På billedet : B tættere på centerlinien i forhold til A

## Billeddannelse , kontrast & dosis :

### Strålingsintensitet i pixel ( i , j ) :

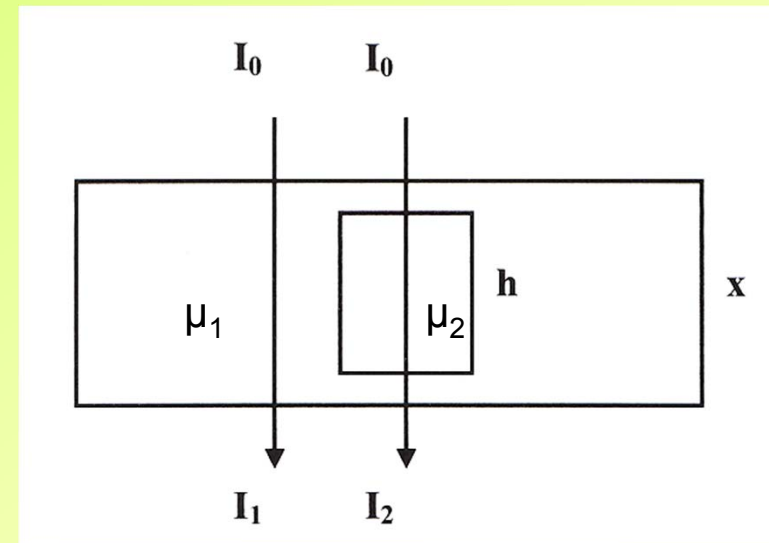
$$I(i, j) = N \cdot \varepsilon \cdot E \cdot \exp(-\int \mu \cdot dx) + S = P(1 + S/P)$$

### Kontrast C :

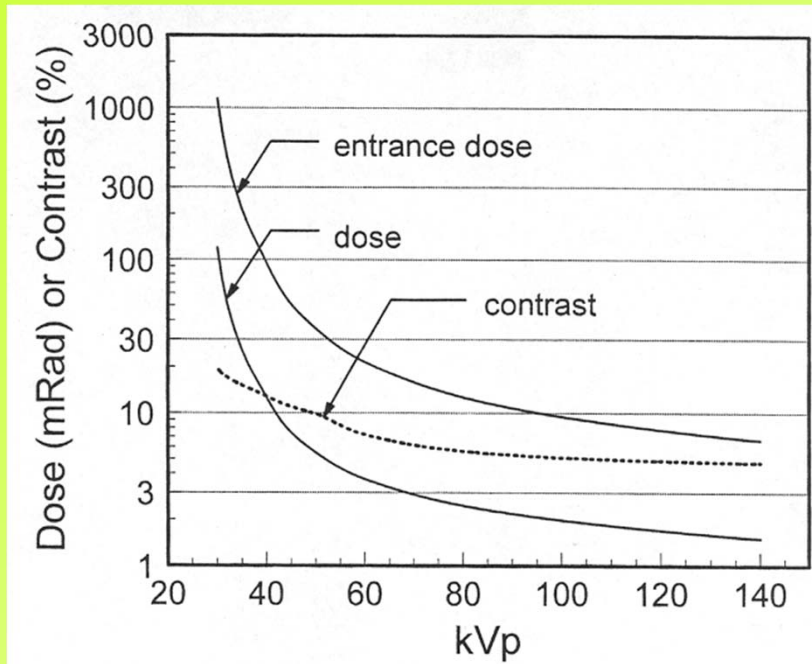
$$\begin{aligned} C &= \frac{I_2 - I_1}{I_1} = \frac{\exp((\mu_1 - \mu_2) \cdot h) - 1}{1 + S/P} \\ &= \frac{\exp(\Delta\mu \cdot h) - 1}{1 + S/P} \cong \frac{\Delta\mu \cdot h}{1 + S/P} \end{aligned}$$

### Absorberet dosis :

$$D = N \cdot E \cdot \left( \frac{\mu_{En}}{\rho} \right) \cong E \cdot \left( \frac{\mu_{En}}{\rho} \right) \cdot \frac{4 \cdot k^2 \cdot (1 + S/P) \cdot \exp(\mu_1 \cdot x)}{\varepsilon \cdot (\Delta\mu \cdot h)^2 \cdot \pi \cdot d^2}$$



## Kontrast & dosis vs. kV :

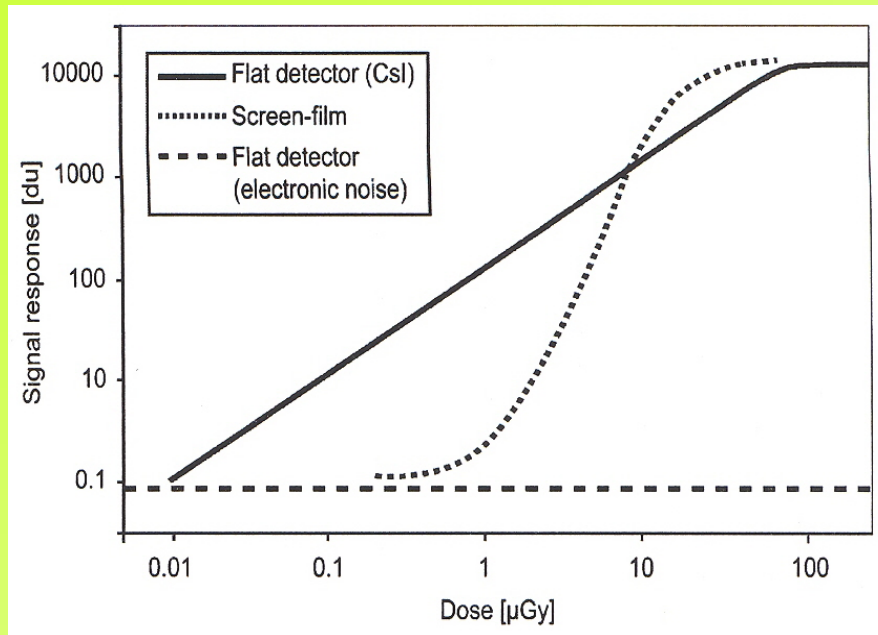


Kontrasten mellem knogle og blødt væv for en 1 mm knoglechip i en 23 cm tyk patient reduceres når kV øges.

Entrance dose = middeldosis i den første cm væv.

Dose = middeldosis i 23 cm tyk patient.

## Kontrast & dosis :



Dynamikområde :

Flat panel DR detektor ca. 10000 : 1

Film – folie ca. 50 : 1

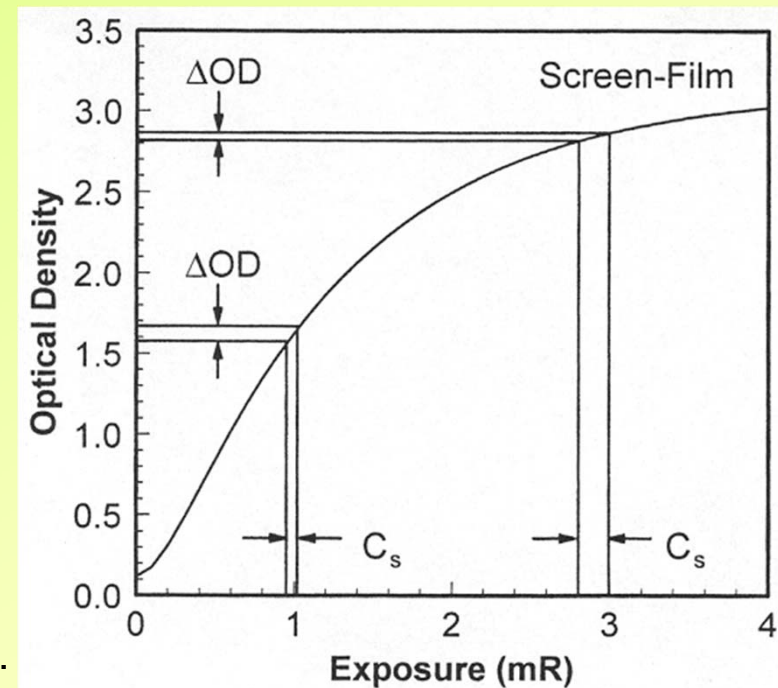
Film – folie :

Kontrasten i røntgenbilledet afhænger af eksponeringsdosis.

**Karakteristisk S - kurve, kontrast & dosis for film-folie :**

$$\text{Optisk densitet } OD = \log_{10} \left( \frac{I_o}{I} \right)$$

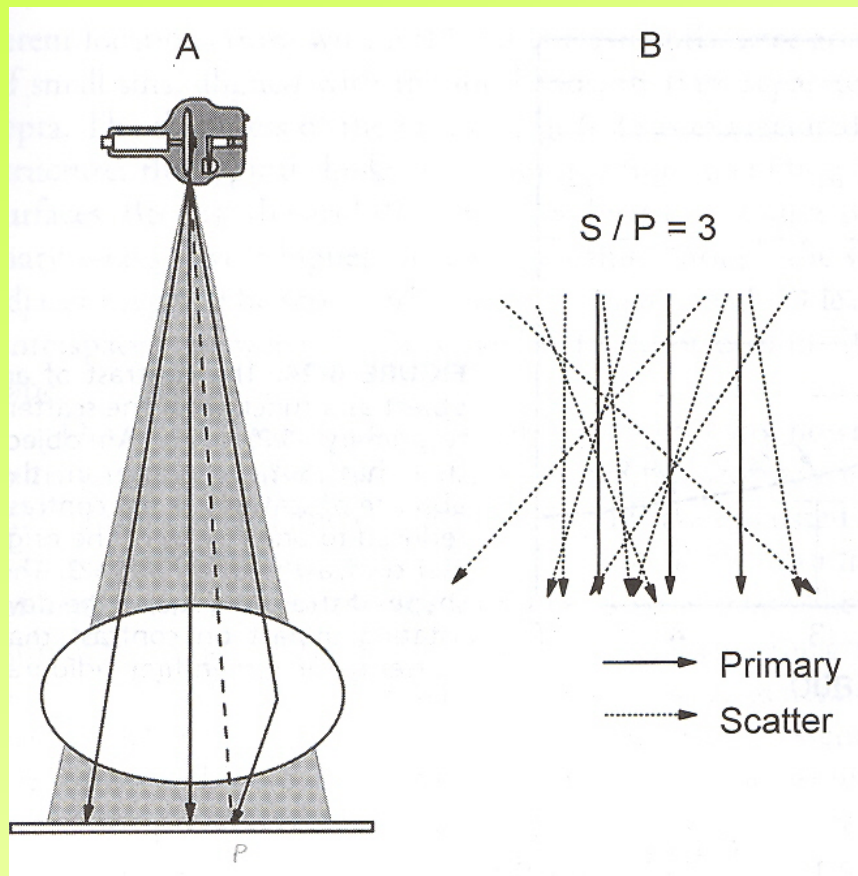
hvor I er strålingsintensiteten



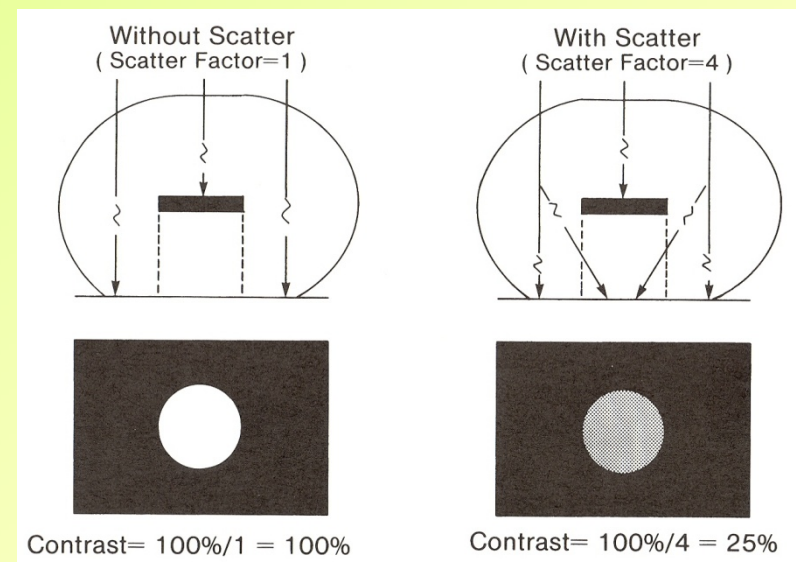
## Spredt stråling / Kontrast :

S/P = forholdet mellem antallet af spredte fotoner og antallet af primære fotoner ved billeddannelsen.

Den spredte stråling indeholder ingen nyttig information om patientens anatomi gennem attenuationsprocesser, men bidrager alene til "støj" i billedet med ringere kontrast og SNR til følge.



$$\text{Scatter factor} = ( 1 + S/P )$$



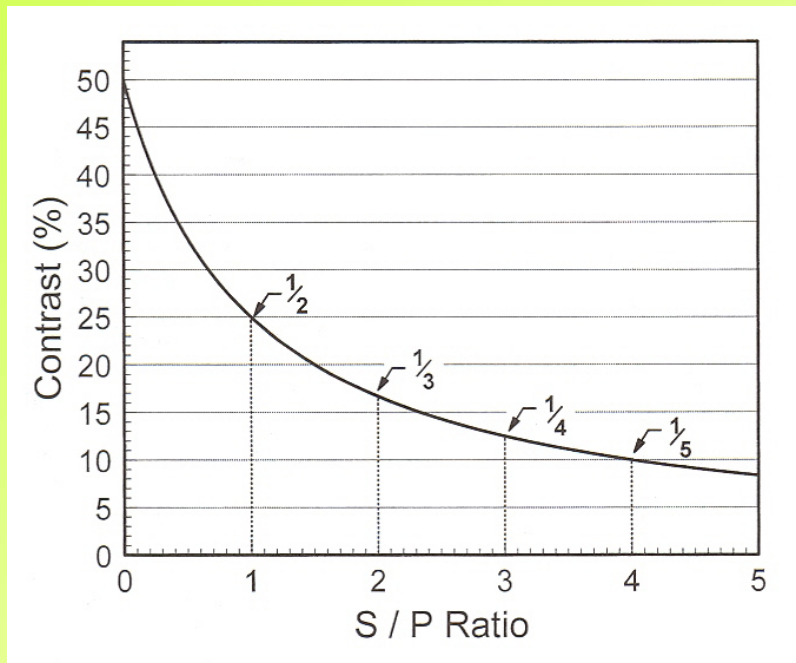


## Spredt stråling / kontrast :

Kontrasten C

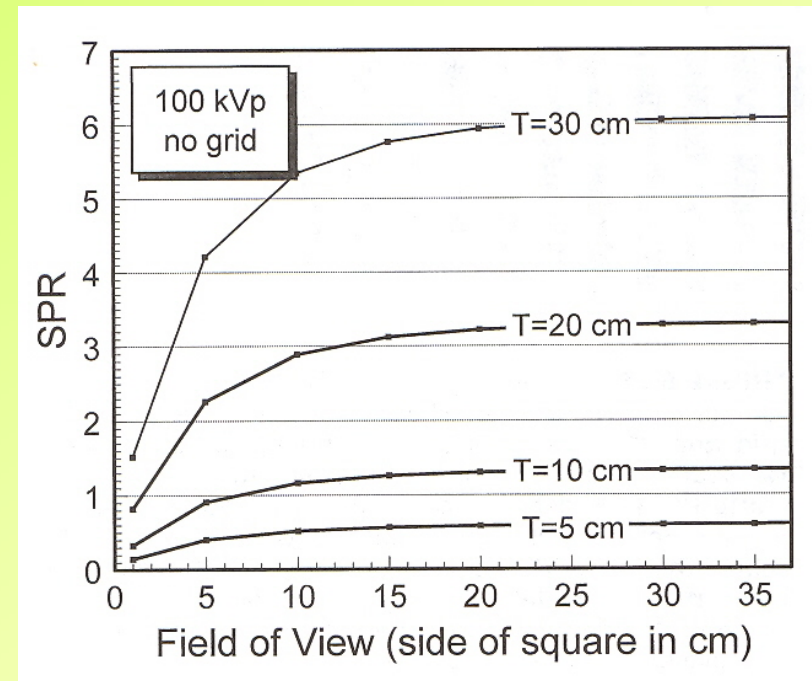
$$C = C_o \cdot \frac{1}{1 + S/P}$$

Faktoren  $1/(1 + S/P)$  kaldes  
Contrast Reduction Factor



Kontrastens afhængighed af S/P ved  $C_o = 50\%$

## Spredt stråling, S/P, feltstørrelse & patienttykkelse :



T = patienttykkelse

## Anti Scatter Grid / Raster :

*Opbygning og geometri af anti-scatter grid / raster :*

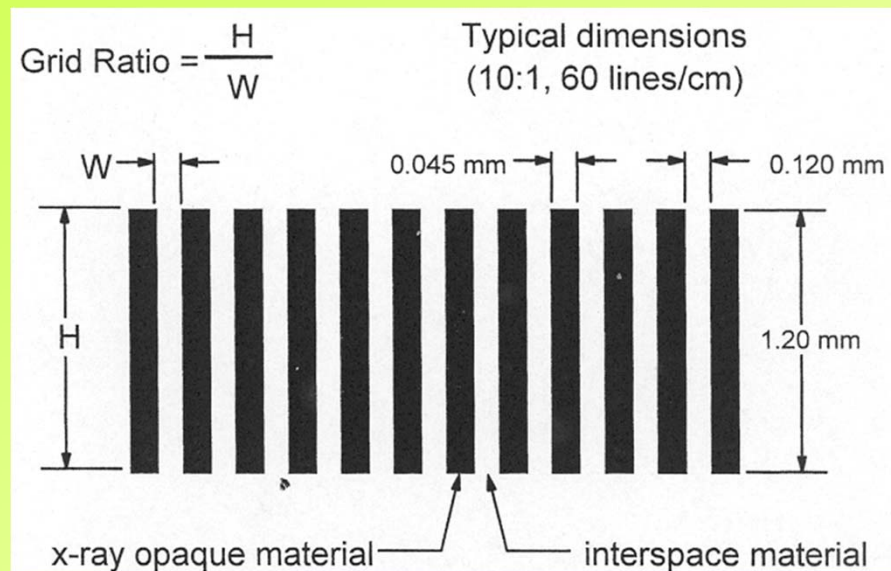
Raster består af en række blylameller, der er fokuseret mod røntgenrørets fokus plet.

Raster placeres mellem patient og detektor.

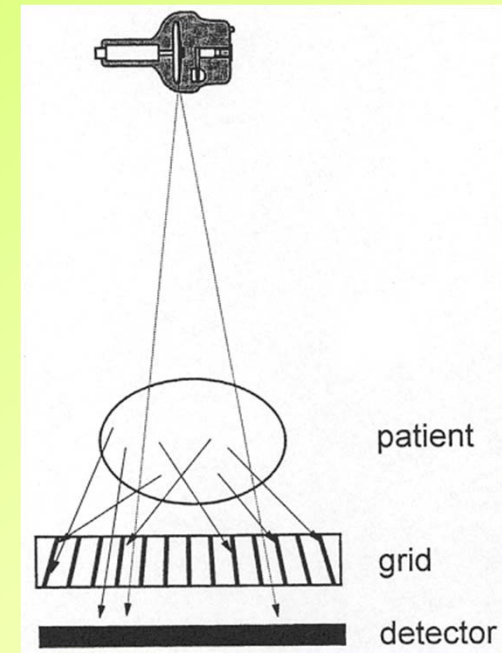
Rasteret reducerer mængden af spredt stråling til detektoren.

Brug af raster reducerer derfor S/P.

Brug af raster forbedrer kontrasten i billedet.

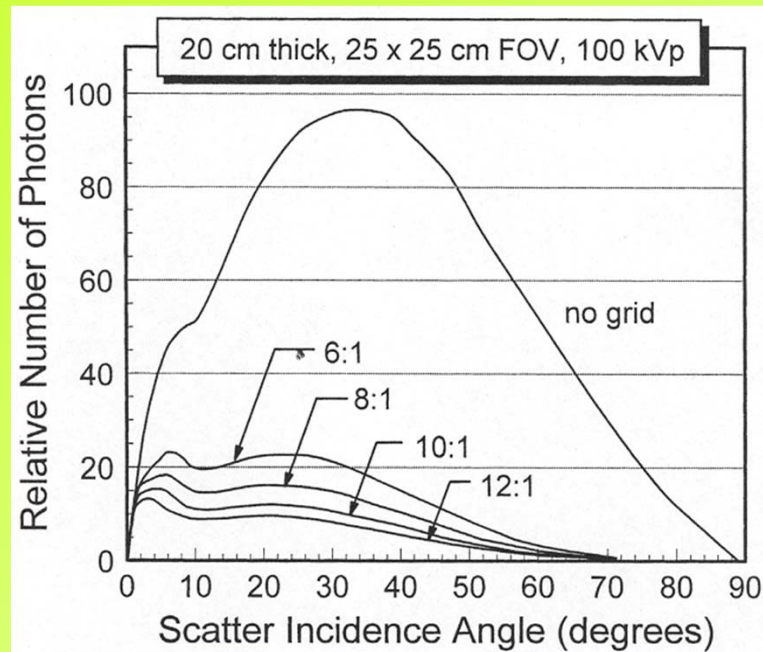


**Opbygning af parallel raster**



$$GR = \frac{H}{W} = \frac{1,20\text{ mm}}{0,120\text{ mm}} = 10:1, \quad \frac{10\text{ mm/cm}}{0,045\text{ mm} + 0,120\text{ mm}} = 60,6\text{ lines/cm}$$

## Spredt stråling & raster :



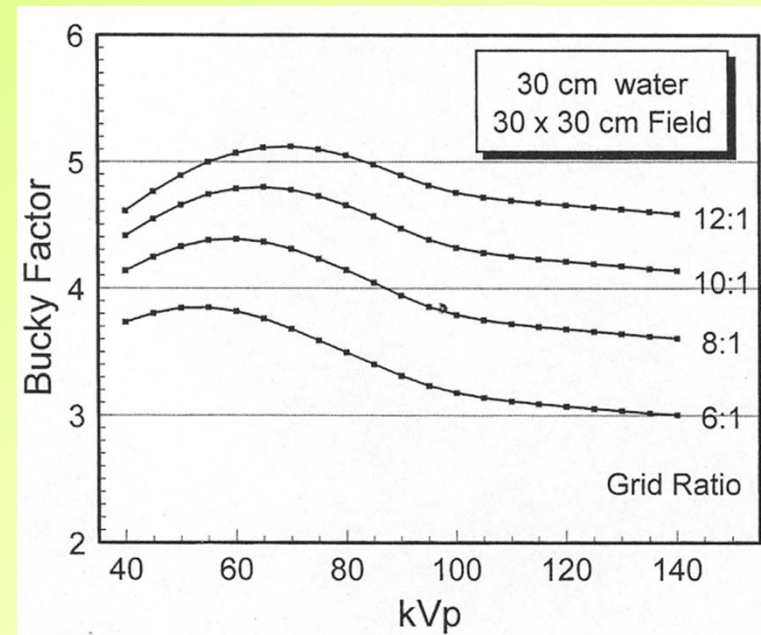
Fordeling af spredte fotoner som funktion af spredningsvinklen ved forskellige raster ratio.

## Bucky faktor :

Interspace materialet med lav Z – værdi er f.eks. Al eller pap/papir.

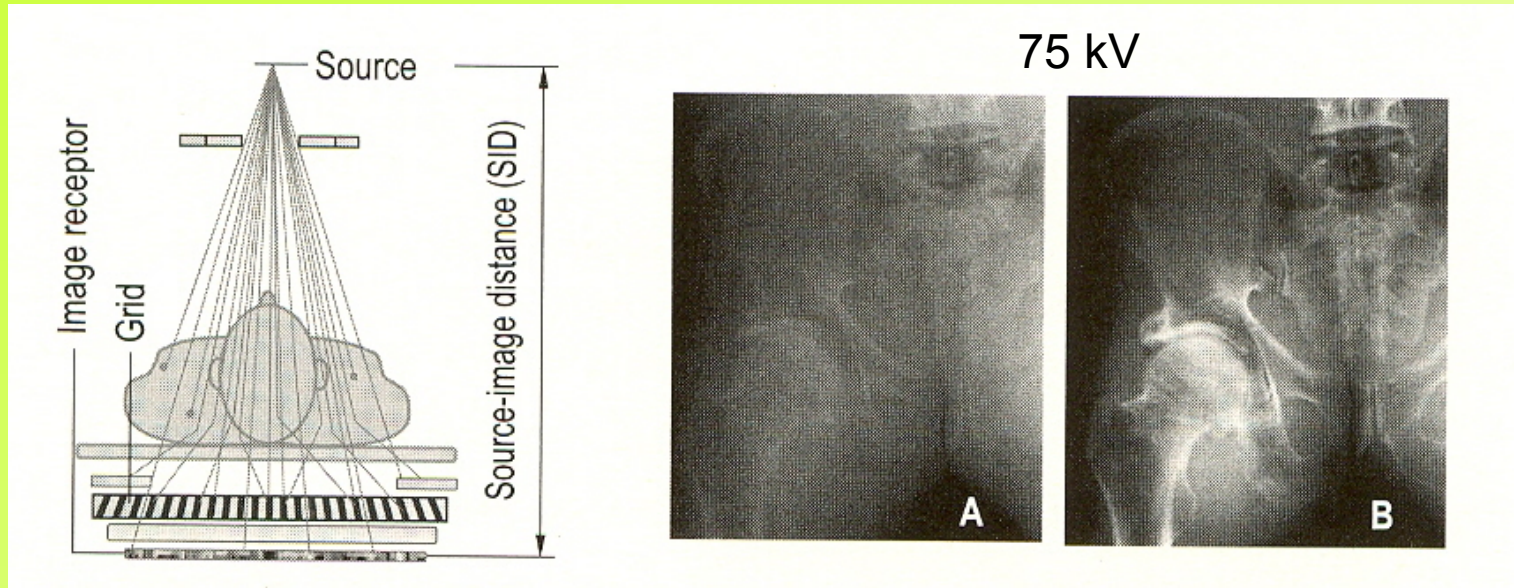
Røntgenstrålingen attenueres i rasteret :

$$I = I_0 \cdot \exp ( - \mu \cdot h ) .$$



Bucky faktoren er den forøgelse af indgangsdosis til patienten, der kræves for at få samme intensitet og indgangsdosis til detektoren, når der bruges raster med grid ratio R.

## Billedkvalitet & raster :



Contrast Improvement Factor  $C_{if}$  :

$$C_{if} = \frac{C_{grid}}{C_o} = \frac{\Sigma}{\Sigma - S \cdot (\Sigma - 1)}$$

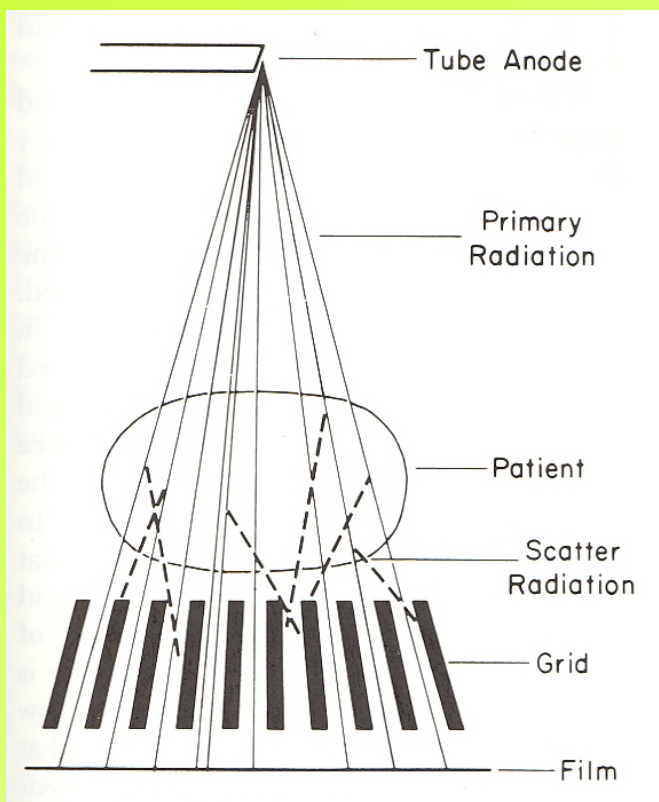
$\Sigma$  = Selectivity ,  $S$  = scatter fraction

A : Pelvisfantom uden raster

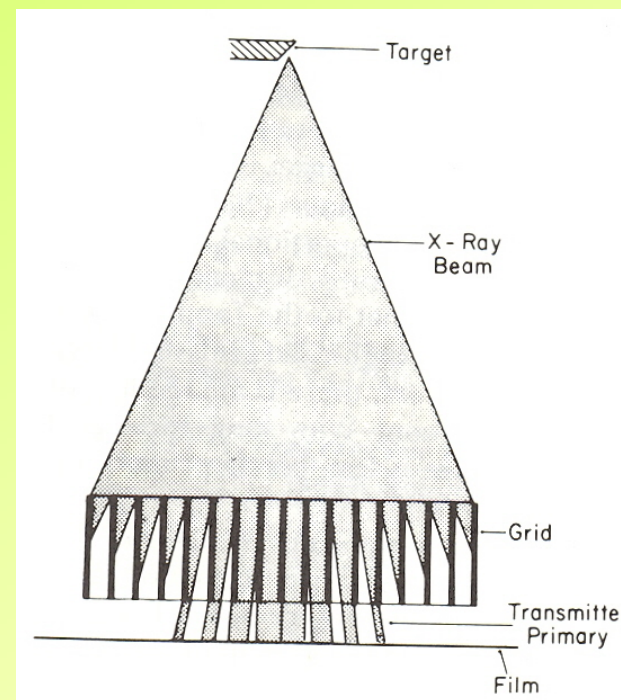
B : Pelvisfantom med raster  
med ratio 10:1



## Fokuseret raster :



## Artefakter og cut-off fra parallelt raster



Eks.: Raster 10 / 60 / 180

dvs.: Grid Ratio 10 : 1, 60 lines/cm, fokuslængde 180 cm

Konvergenslinier/punkt

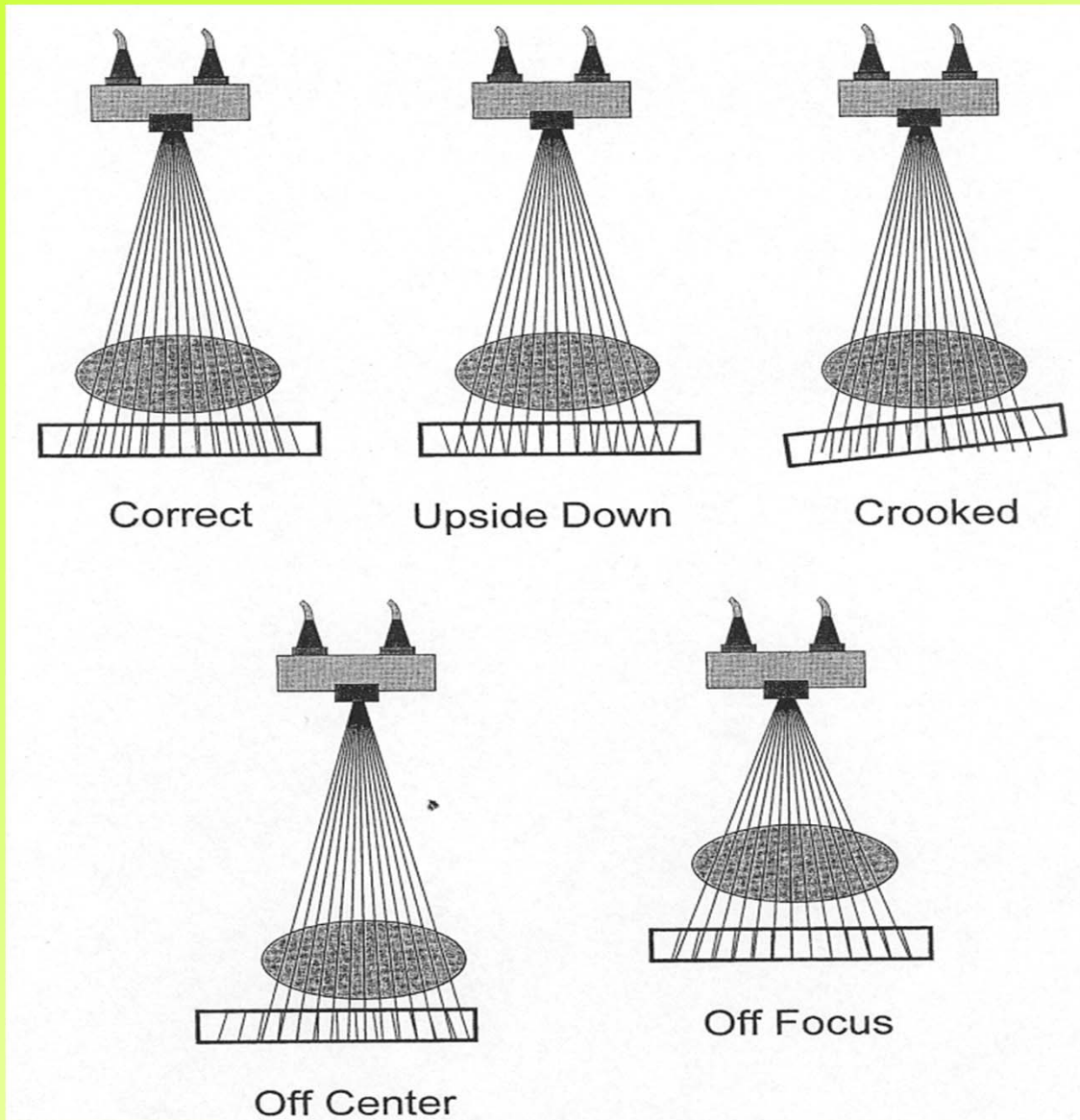
Fokuseret lineær raster ( én dimensional )

Fokuseret "crossed" raster ( to dimensionalt )

NB : Rastelinier, aliasing, moving grids , m.m.

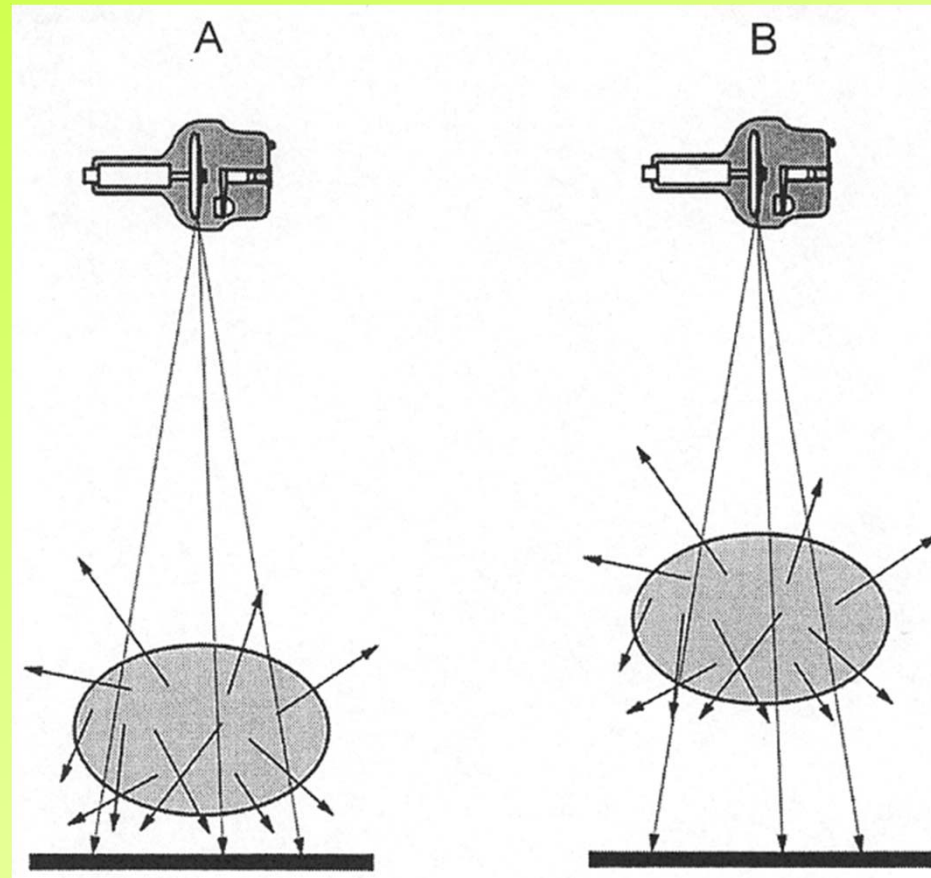


## Raster & artefakter :



Forkert placering af raster kan medføre artefakter i billedet pga. ujævn og inhomogen "sværtning" af detektoren.

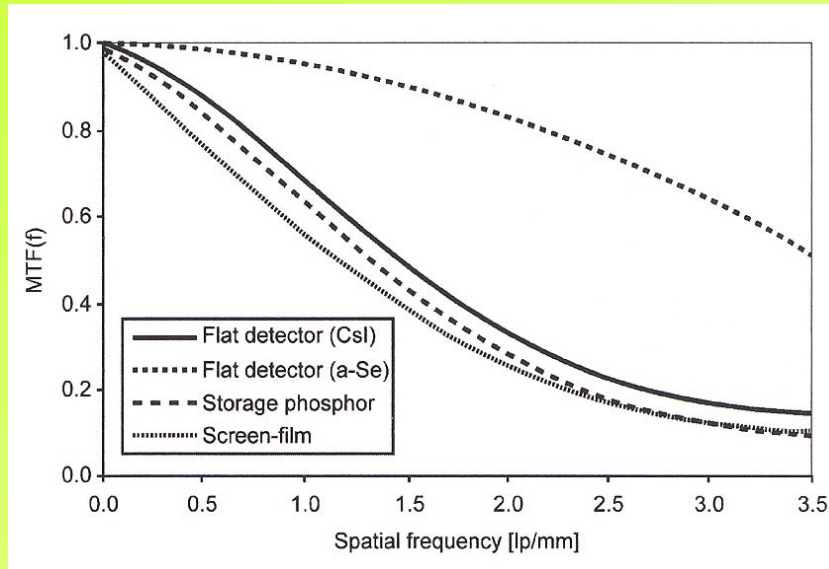
## Spredt stråling & Air gab teknik :



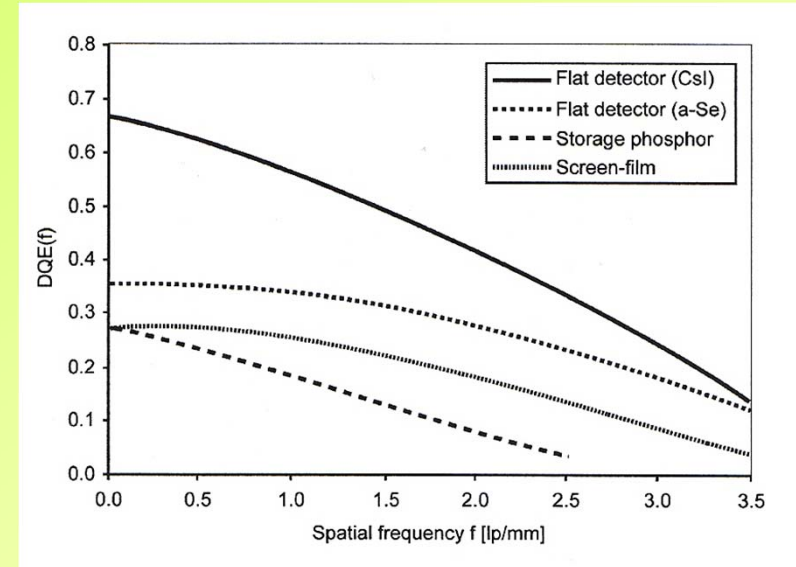
Air-gap metoden benyttes alternativt til at mindske mængden af spredt stråling på detektoren i situationer, hvor brug af raster ikke er muligt eller ønskeligt.

## Detektor performance og "kvalitet" :

### Modulation Transfer Function MTF :



### Detective Quantum Efficiency DQE



$$MTF(f) = \frac{\text{"image contrast"}}{\text{"object contrast"}}$$

f = spatial frekvens

$$DQE(f) = \frac{NEQ}{SNR_{ideal}^2(f)} = \frac{G^2 \cdot MTF^2(f)}{NPS(f) \cdot SNR_{ideal}^2(f)}$$

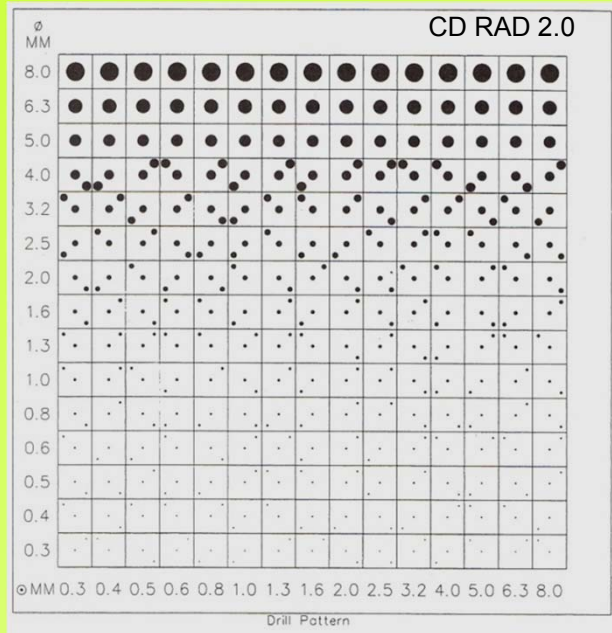
NEQ = Noise Equivalent Quantum

SNR = Signal to Noise Ratio

NPS = Noise Power Spectrum

G = Gain faktor

## Billedkvalitet, CD RAD fantom & IQF :

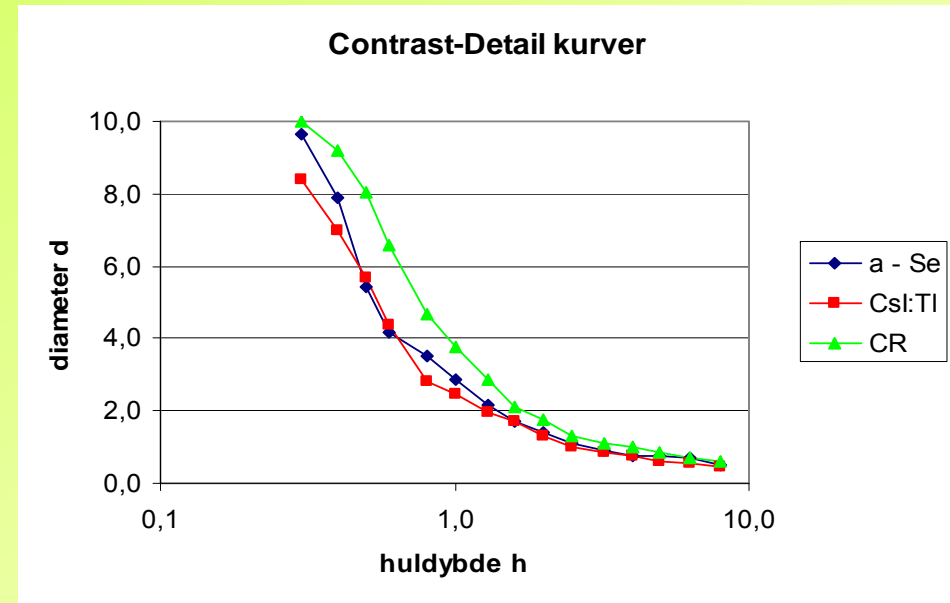


CD RAD 2.0 testfantom  
4 - AFC test metode

Billeder vurderet på diagnostik monitorer.  
Brug af forstørrelse/zoom tilladt  
Ændring af Window / Level niveauer tilladt

**Image Quality Figure** 
$$IQF = \sum_{i=1}^{15} h_i \cdot d_i$$

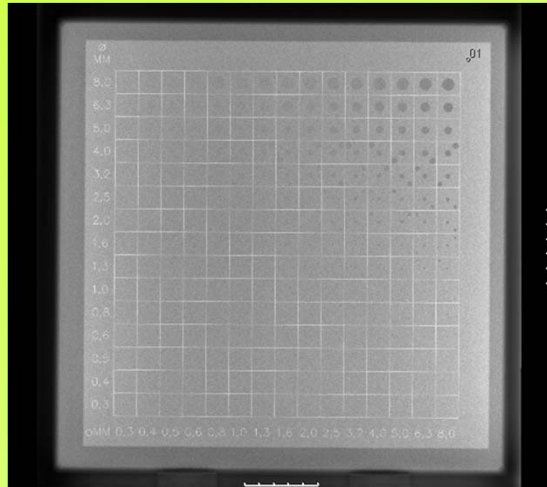
## Contrast – Detail kurver : Eks.



Gennemsnit af 12 scoringer,  
4 x 3 billeder for hver detektor

## Billedkvalitet & CD RAD fantom :

**Eks.:**



Billede af CDRAD 2.0 fantomet fra CsI:TI detektoren ved 150 kV, 2,5 mAs og EI = 320.

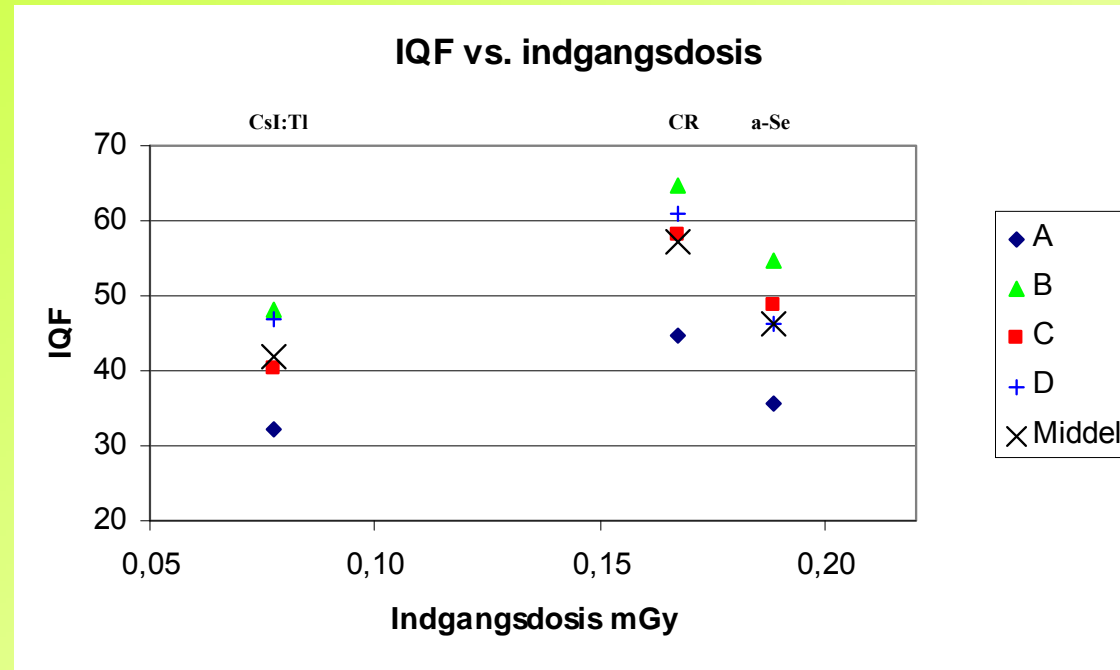
Tærskel kontrast CDRAD	a – Se	CsI:TI	CR
Huldybde $h_i$	Diameter $d_i$	Diameter $d_i$	Diameter $d_i$
0,3	9,67	8,42	10,00
0,4	7,88	6,98	9,22
0,5	5,45	5,68	8,02
0,6	4,18	4,35	6,58
0,8	3,50	2,81	4,67
1,0	2,88	2,45	3,78
1,3	2,18	1,94	2,87
1,6	1,70	1,71	2,12
2,0	1,38	1,29	1,75
2,5	1,10	0,99	1,31
3,2	0,92	0,83	1,10
4,0	0,78	0,77	0,99
5,0	0,73	0,63	0,85
6,3	0,68	0,56	0,70
8,0	0,53	0,47	0,61
<b>IQF</b>	<b>46,24</b>	<b>41,90</b>	<b>57,05</b>
<b>Indgangsdosis til CDRAD fantomet</b>	<b>0,1886 mGy</b>	<b>0,0775 mGy</b>	<b>0,1673 mGy</b>

Tre detektor systemer : a – Se : direkte DR  
 CsI:TI : indirekte DR  
 CR : CR billedplade system



## CD RAD fantom, IQF - værdier, 4 observatører :

**Eks.:**



				Observatør							
				A		B		C		D	
	mGy	IQF	$\sigma$	IQF	$\sigma$	IQF	$\sigma$	IQF	$\sigma$	IQF	$\sigma$
a - Se	0,1886	46,24	7,80	35,47	2,79	54,59	3,00	48,80	1,10	46,10	5,28
CsI:TI	0,0775	41,90	7,13	32,26	3,53	48,21	2,65	40,34	4,04	46,77	2,34
CR	0,1673	57,05	9,28	44,61	5,35	64,58	6,79	51,09	6,55	61,01	3,76

## **Billedkvalitet :**

Billedkvaliteten i et radiologisk billede afhænger bl.a. af :

*KONTRAST*

*OPLØSNING*

*STØJ*

*DOSIS*

*EKSPONERINGSPARAMETRE*

*DETEKTOR MTF og DQE*

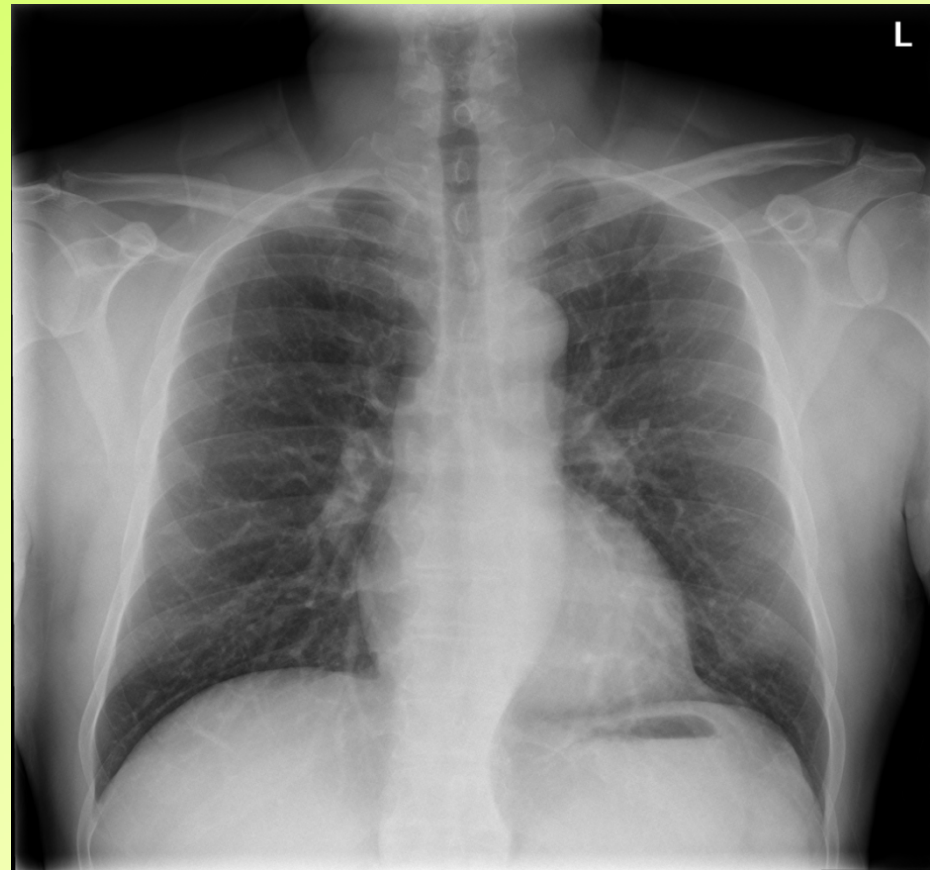
*BILLEDBEHANDLING*

*ALGORITMER*

*FILTRE*

*DISPLAY MONITORER*

*RADIOLOGEN (?)*



*THE END !*