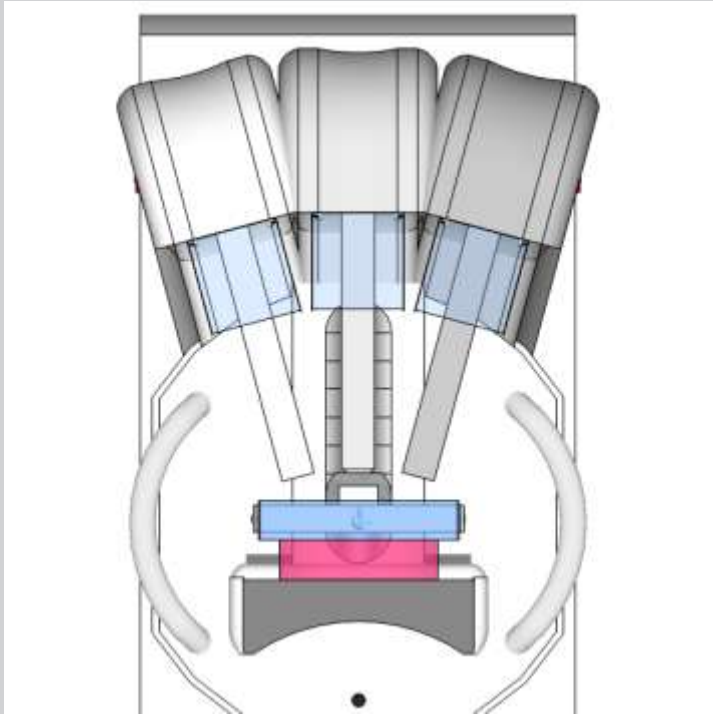


Beeldkwaliteit in digitale mammografie en tomosynthese

Ramona Bouwman



- Beeldacquisitie
- Lineaire systemen theorie (A4 en A8.2)
- Contrast detail analyse (A8.1)
- Belichtingsautomaat (A6 en A10)
- Overige metingen (A4.5 en A9)
- Ontwikkelingen in beeldkwaliteitsevaluaties: waar zitten de beperkingen en hoe gaan we die oplossen



DM versus DBT

- Beweging buis
- Strooistralen rooster
- Uitlezing detector
- X-ray spectra
- Resultierend beeld

DM



Acquisition



For processing

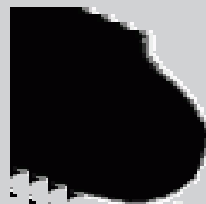


For presentation

DBT



Acquisition



Raw projections



reconstruction



Synthetic
mammogram



Post-processing

DM



Acquisition



For processing



For presentation

DBT



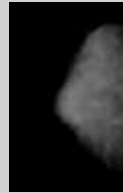
Acquisition



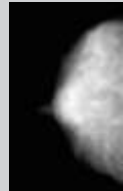
Raw projections



reconstruction



Synthetic
mammogram



Post-processing

Beschrijving van signaal en ruis in een systeem

LINEAIRE SYSTEMEN THEORIE

Basis: Signaal overdracht



Voorwaarde:

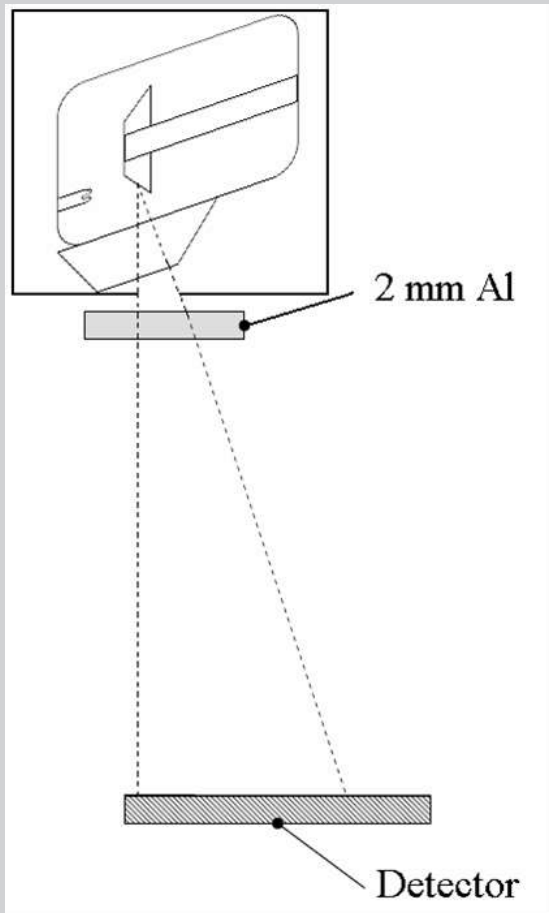
- Lineair
- Shift in variant

Belangrijke parameters:

- MTF: resolutie
- NPS/NNPS: ruisgedrag
- DQE: efficiëntie
- NEQ: waarde toekenning



Beschreven in:
IEC 62220-1-2



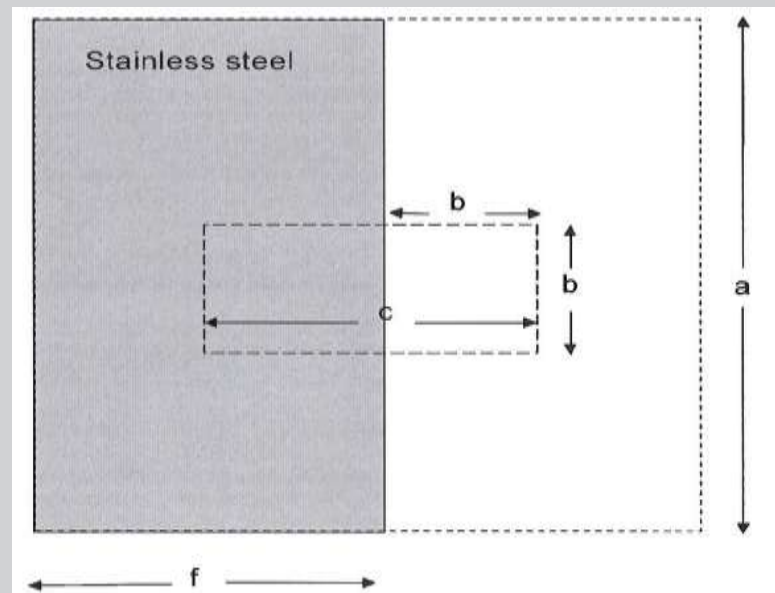
- Verwijder:
 - compressieplaat
 - strooistralenrooster
- Plaats 2 mm Al voor de buis
- Maak de opnamen
- Meet de intreedom

MTF: Modulation transfer function

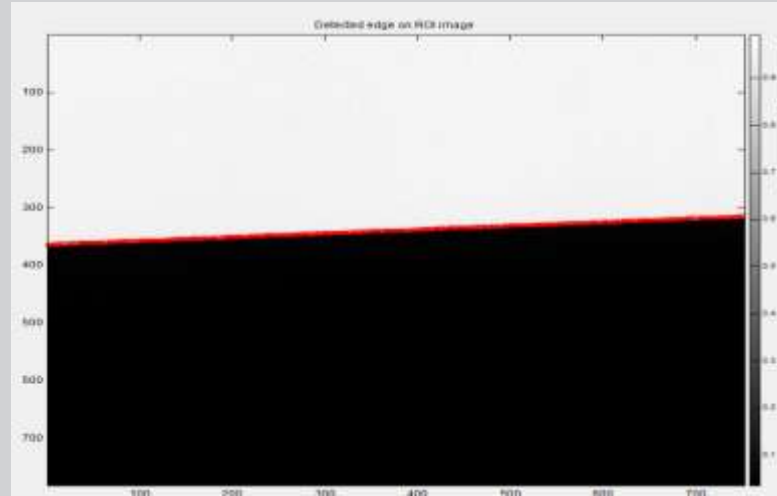
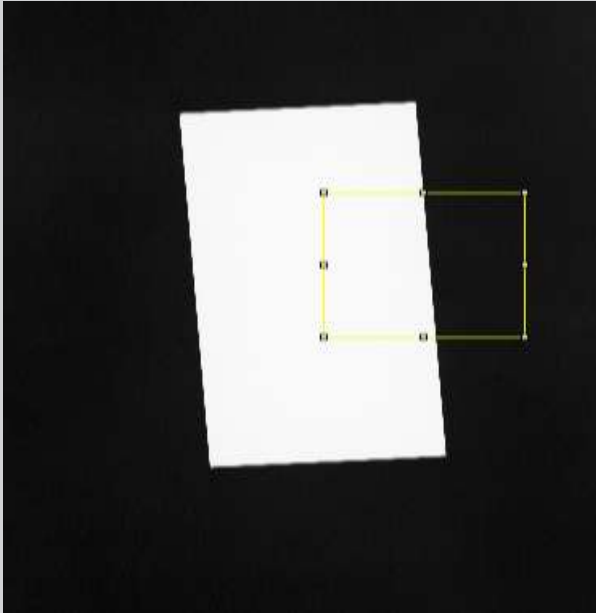
Het gedrag op een aangeboden delta functie

Bepaling MTF IEC:

- 0.8 mm RVS 120 x 60 mm
- Hoek: $1.5^\circ - 3^\circ$
- Geen grid of compressie plaat
- Exposie: $\frac{1}{2} - 2$ x klinische dosis level
- ROI: (b x c) 25 mm x 50 mm



Bepaling MTF gebruik makend van een edge



MTF: Bepaling ESF

- ESF differentiëren: LSF
- FFT van de LSF: MTF

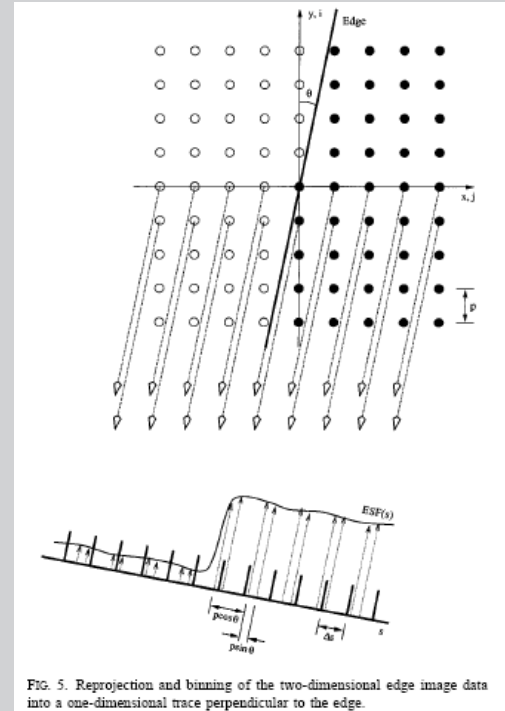
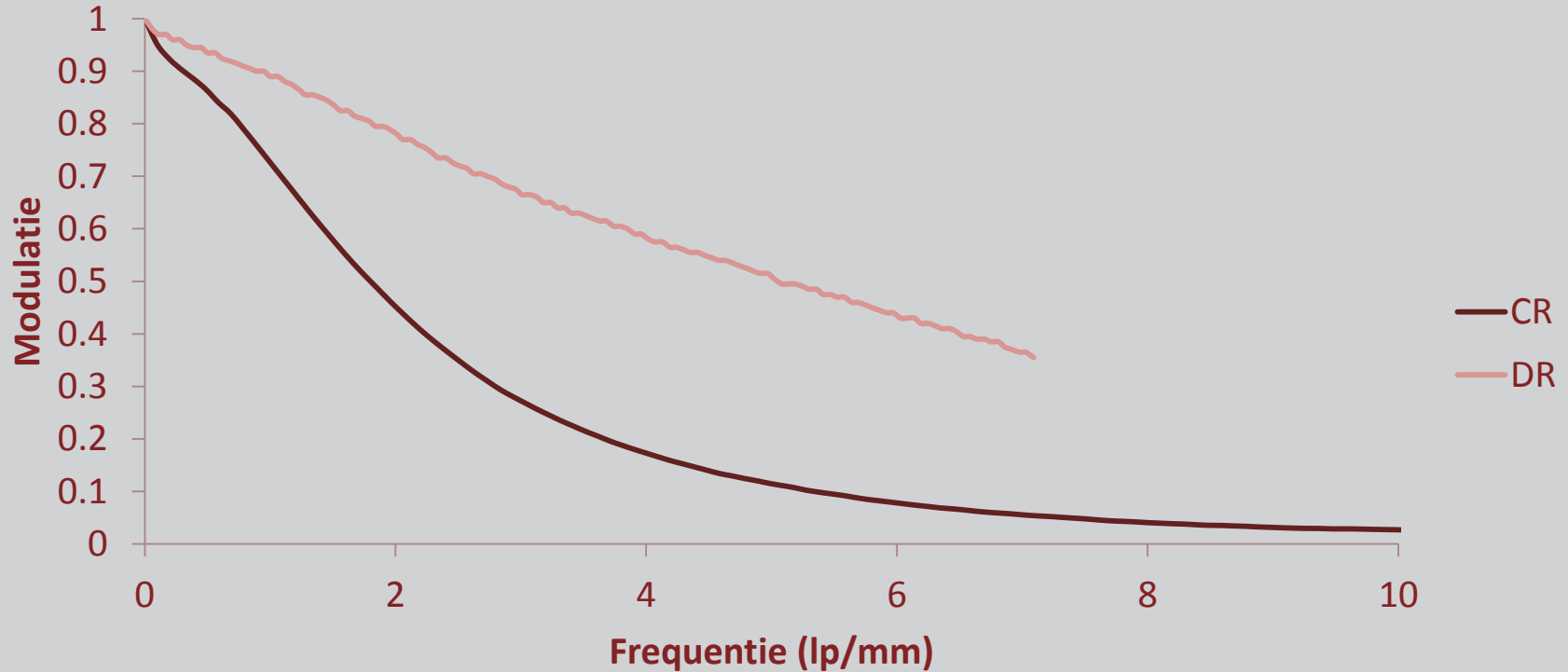


FIG. 5. Reprojection and binning of the two-dimensional edge image data into a one-dimensional trace perpendicular to the edge.

MTF CR versus DR



NPS: Noise power spectrum

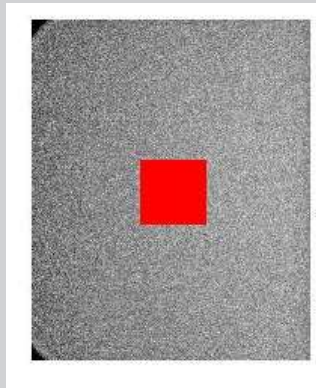
Beschrijving van (het vermogen van) de variatie op het signaal als functie van de spatiële frequentie

Fourier transformatie van de autocovariantie functie

- Autocovariantie: beschrijving van de relatie tussen signaal x en signaal x'

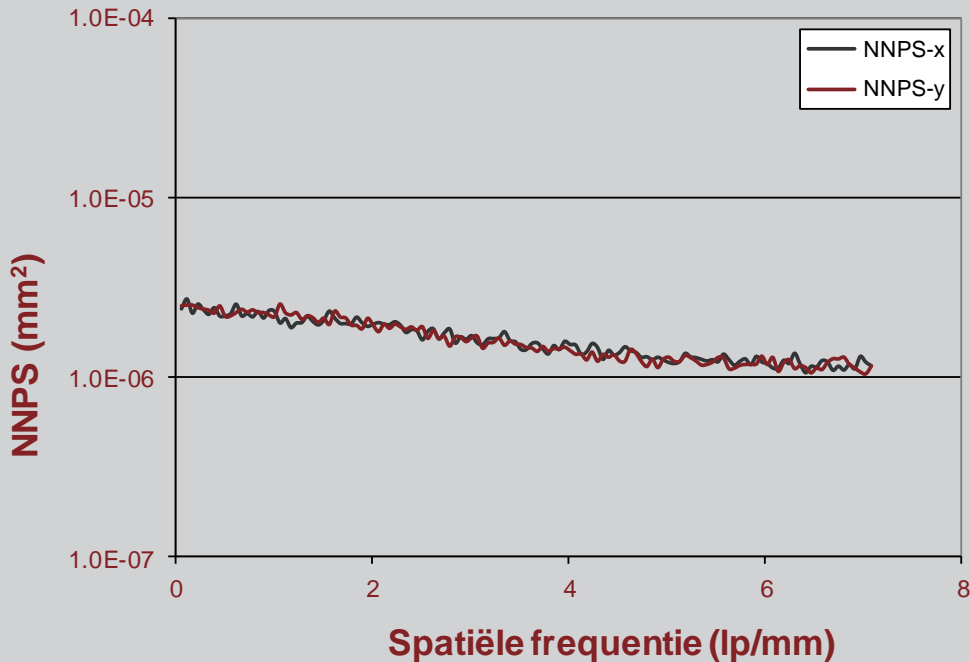
NPS IEC 62220-1-2:

- Exposies: $\frac{1}{2}$ x, 1x en 2x klinische dosis
- Berekenen in een gebied van 50 x 50 mm
- ROI van 256 x 256 pixels, verschuiving 128 x 128 pixels
- Middelen over 5 beelden



NNPS: Normalized noise power spectrum

Normaliseren d.m.v. large area signaal

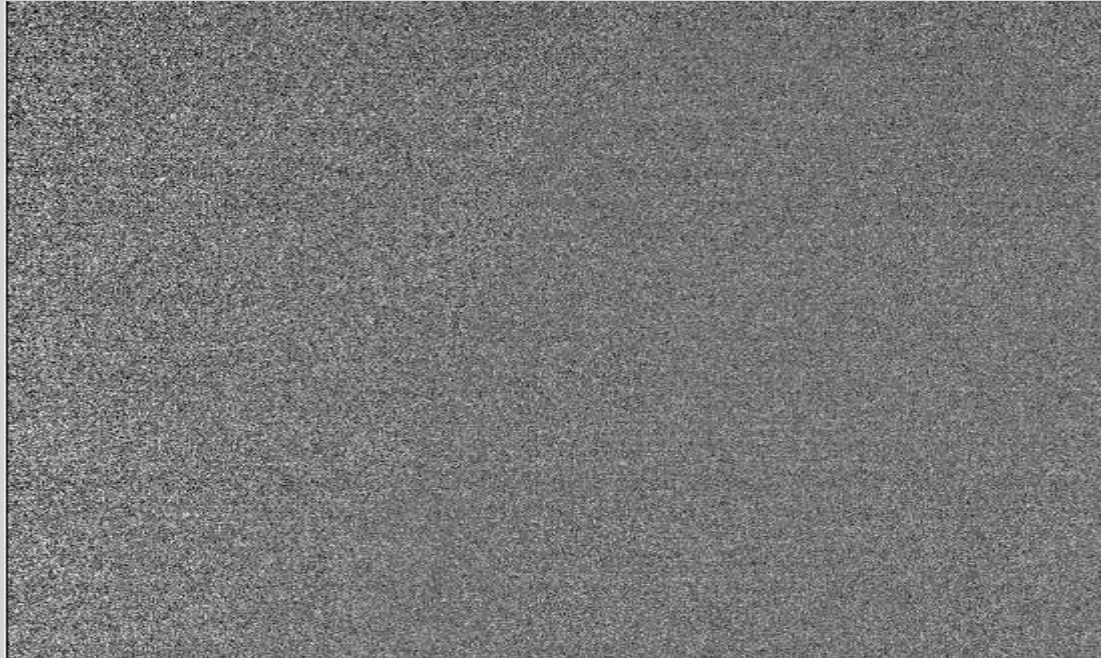




Opdelen van ruis in componenten: Ruisanalyse

- Electronische ruis: onafhankelijk van exposie
(dark noise, uitlees ruis, etc.)
- Kwantum ruis: fluctuaties in kwantum flux,
 $\sim\sqrt{\text{Dosis}}$
- Structuur ruis: variaties in versterking, $\sim\text{Dose}$

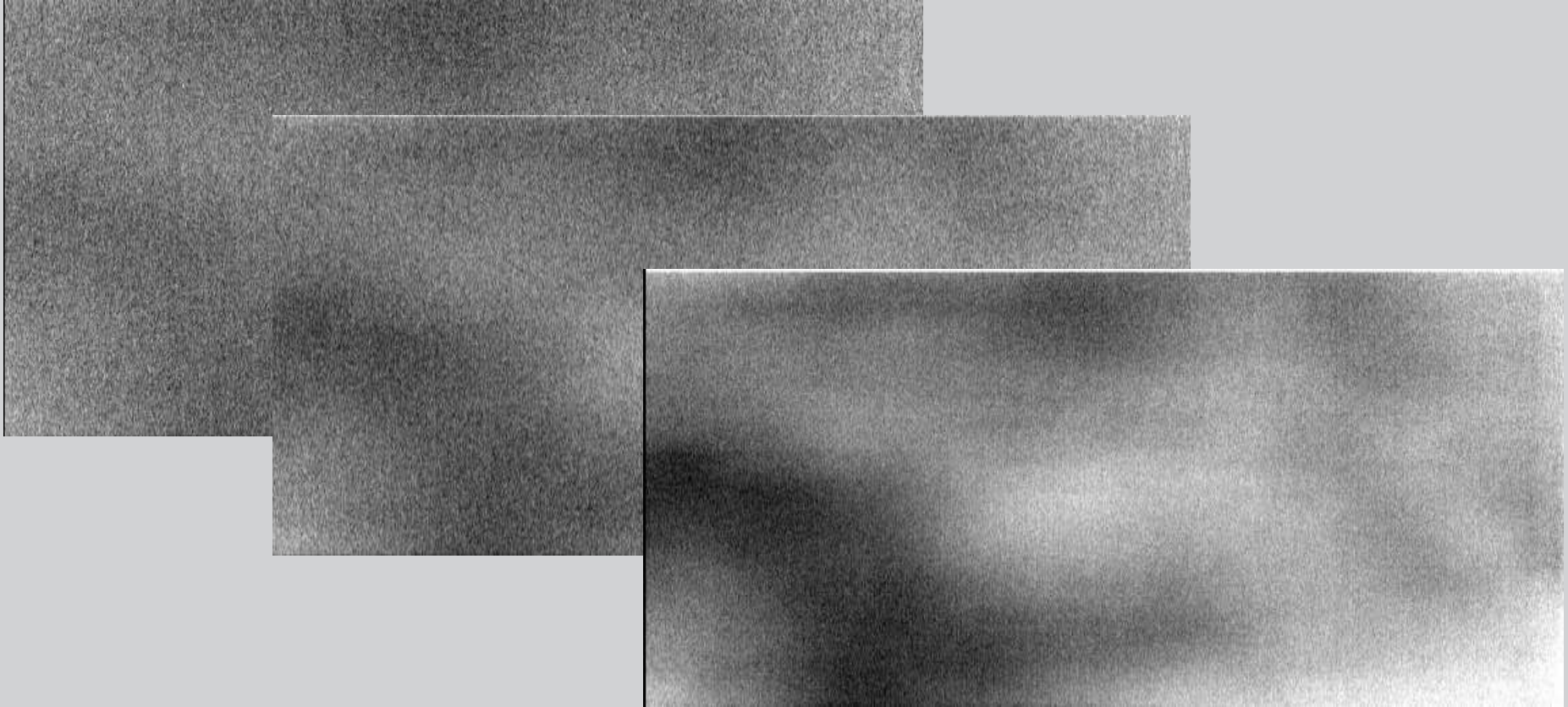
Electronische ruis



Kwantum ruis



Structuurruis



Ruis splitsen in componenten:

- Spatiële domein: MPV en SD in referentie ROI bij verschillende dosis niveaus

$$\frac{SD^2}{P^2} = \left(\frac{k_e}{X}\right)^2 + \frac{k_q^2}{X} + k_s^2$$

- Frequentie domein: NNPS bij verschillende dosis niveaus

$$NNPS = NNPS_e \left(\frac{1}{X^2}\right) + NNPS_q \left(\frac{1}{X}\right) + NNPS_s$$

DQE: Detector kwantum efficiency

Hoeveel kwanta is een beeld waarde t.o.v. de aangeboden hoeveelheid

$$DQE(x, y) = \frac{SNR_{out}^2}{SNR_{in}^2} = \frac{MTF^2(x, y)}{NNPS(x, y) \cdot K_a \cdot SNR_{in}^2}$$

$$SNR_{in}^2 = \int \frac{\Phi(E)}{K} \cdot dE$$

De DQE is een efficiëntie maat!

NEQ: Noise equivalent quanta

Hoeveel kwanta is een beeld waard

$$NEQ(x, y) = \frac{MTF^2}{NNPS(x, y)} = \bar{q} \cdot DQE(x, y) = SNR^2$$

LST gaat uit van een speciale meetopstelling \neq
klinisch systeem

IEC standaard alleen voor DM, DBT:

- Beweging van de buis
- Straling valt in onder een hoek

Scan hoek bepaald de z- resolutie

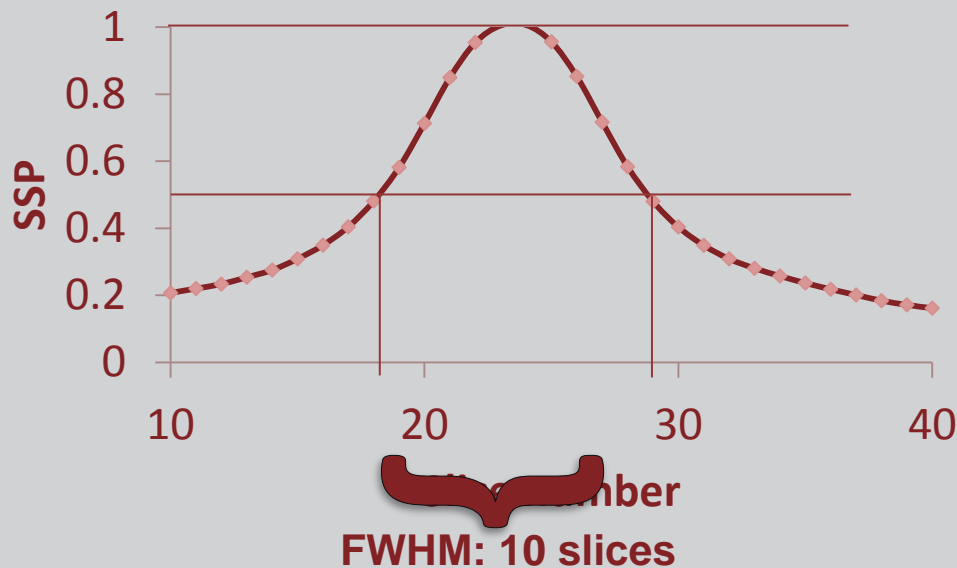
Metten van de z-resolutie:

1. Bepaal slice sensitivity profile (SSP)

$$SSP = \frac{\bar{P}_{obj}(z) - \bar{P}_{back}(z)}{\bar{P}_{obj}(z_0) - \bar{P}_{back}(z_0)}$$

2. Bepaal

- i. Breedte op 50%
- ii. Breedte op 30%



Samenvatting:

- Kwaliteitsmaat voor de beeldopnemer
- Link met de kliniek lastig
- Beperkt bruikbaar in gereconstrueerd volume

Geraadpleegde literatuur/bronnen

- Handbook of medical imaging Volume 1. Physics and Psychophysics, J. Beutel, H.L. Kundel, R.L. van Metter SPIE press, 2000
- Molybdenum, Rhodium, and Tungsten anode spectral models using interpolating polynomials with application to mammography, J.M. Boone, Medical Physics 1997
- Conditioning data for calculation of the modulation transfer function, A.D.A. Maidment, M. Albert, Medical Physics 2003
- A method for measuring the presample MTF of digital radiographic systems using an edge test device, E. Samei, M.J. Flynn, D.A. Reimann, Medical Physics 1998
- Physical characteristics of five clinical systems for digital mammography, B. Lazzari, G. Belli, C. Gori, M.R. del Turco, Medical physics 2007
- Comparison of the polynomial model against explicit measurements of noise components for different mammography systems., P. Monnin, H. Bosmans, F.R. Verdun and N.W. Marshall, PMB 2014
- Measurements of system sharpness for two digital breast tomosynthesis systems., N. Marshall, H. Bosmans, PMB 2012

Gebruikte MTF programma is te downloaden via:

<http://dailabs.duhs.duke.edu/imagequality.html>

Waarneembaarheid van lage contrasten en kleine details

CONTRAST DETAIL ANALYSE



Bepalen van de zichtbaarheid van kleine details als functie van de laag-contrast waarneembaarheid

- Threshold contrast: het kleinste contrast bij diameter x , die nog net zichtbaar is
- Zichtbaarheid afhankelijk van detectie
 - 100% = stip altijd goed zichtbaar
 - 25% = kans dat stip goed gegokt wordt
 - 62.5% = halverwege 100 en 25%: grens waarneembaarheid



- 8 of 16 opnamen
- fantoom verplaatsen
- Scoren: computer of mens



Menselijke waarnemer:

- 4 waarnemers scoren 2 beelden door aan te geven in welke hoek een goudstip zich bevindt.

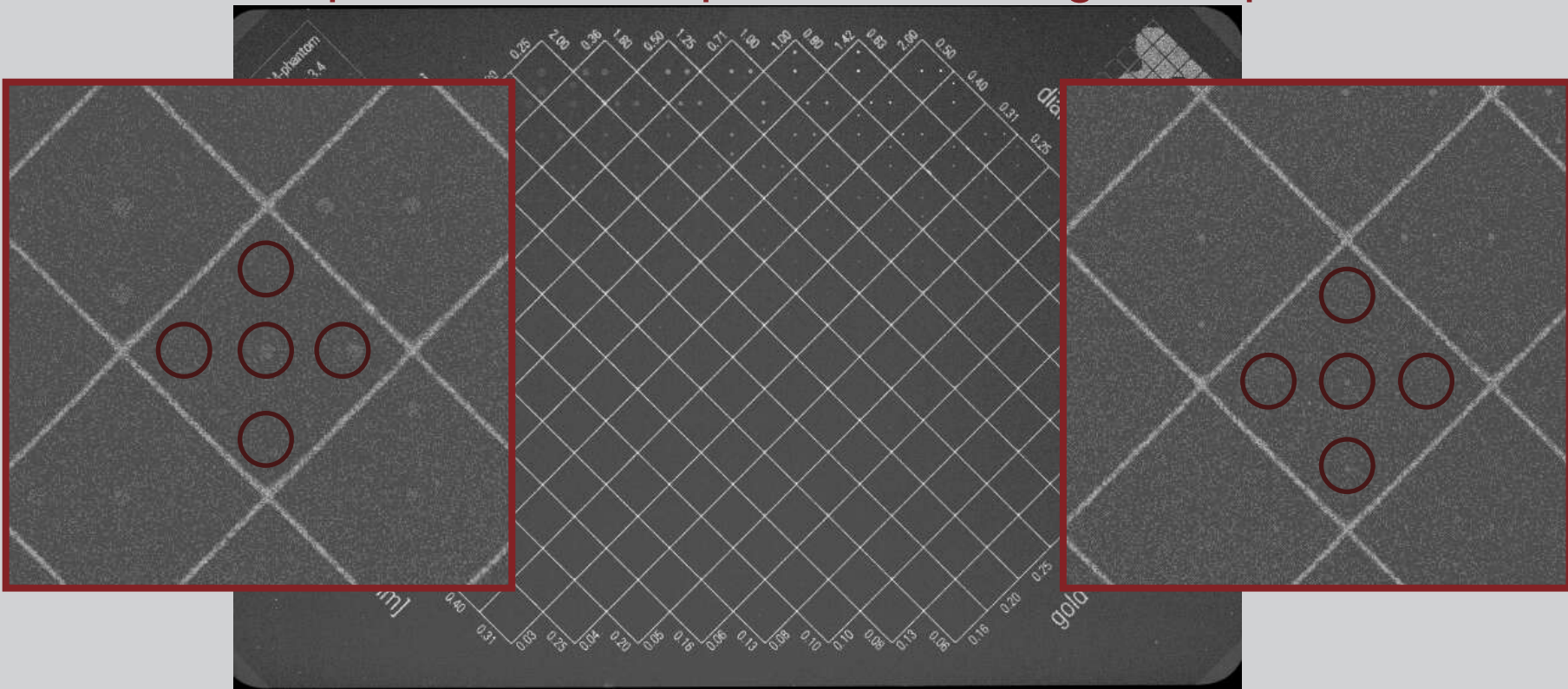
Limiet geldig voor de menselijke waarnemer.

- tijdrovend
- inter en intra observer variaties

Relatie tussen computer en mens is vast gelegd.



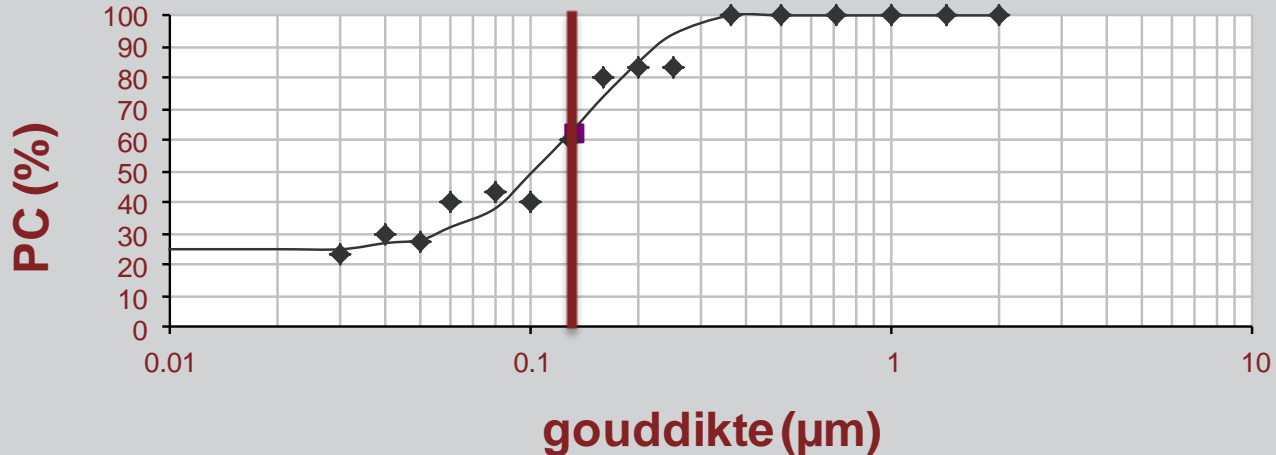
CDCOM: 2x per fantoom bepalen waar de goudstip zich bevindt



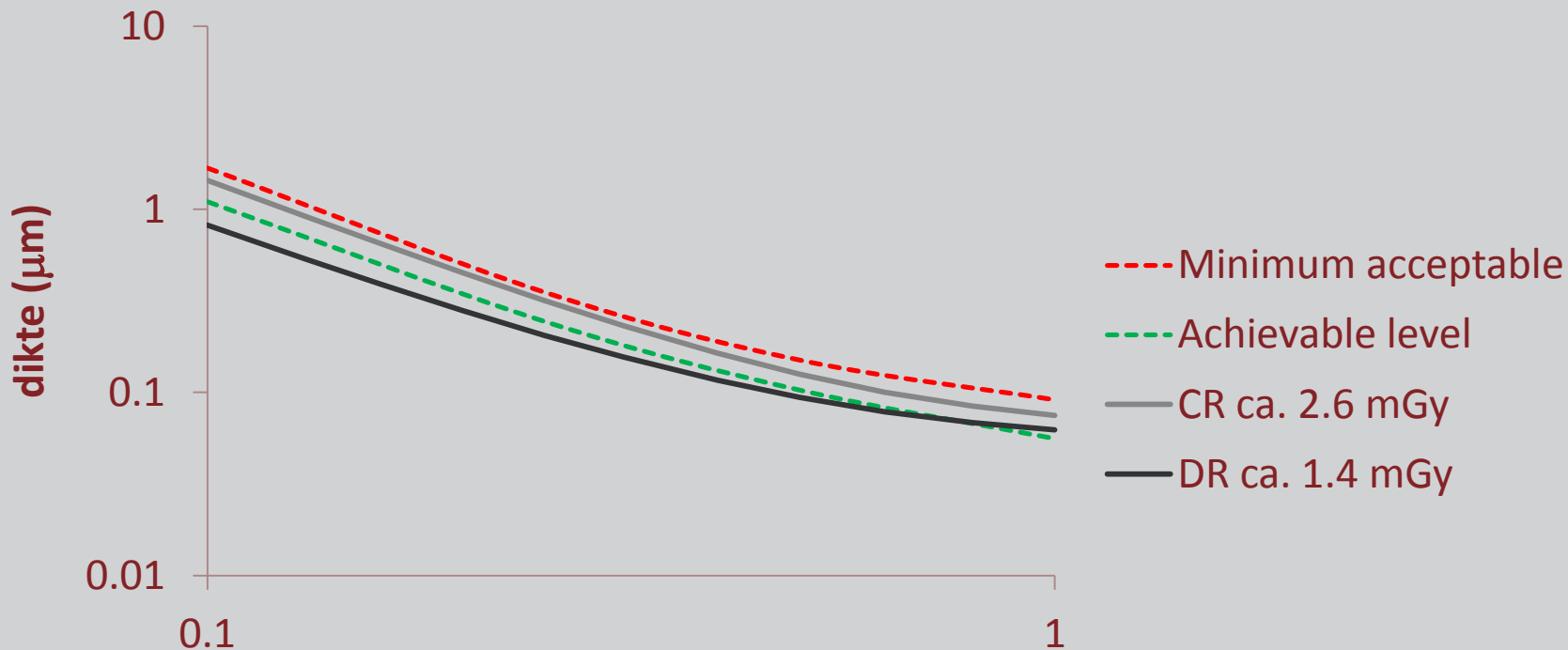
Bepaling 62.5% punt per diameter

$$p(t) = \frac{0.75}{1 + e^{-f(C(t)-C_T)}} + 0.25$$

Psychometrische curve bij diameter x



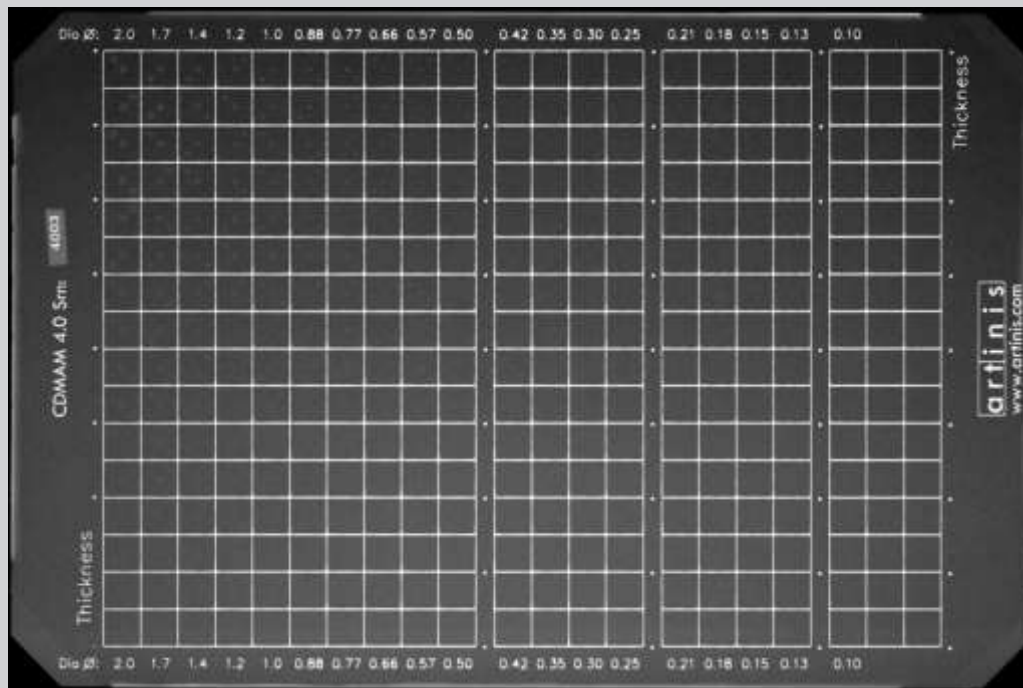
Contrast-detail analyse



Afregelen op haalbare niveau!

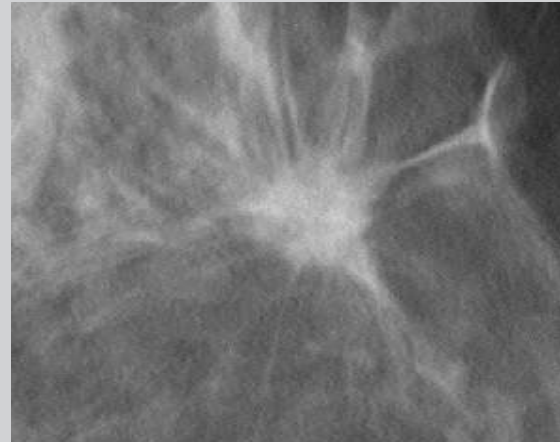
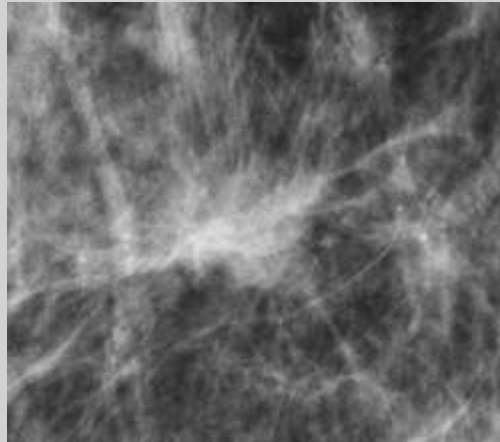
CDMAM 4.0 update van CDMAM 3.4

- meer meetpunten
- Computer uitlezing



Waarom tomosynthese?

minimaliseren van overliggende structuren



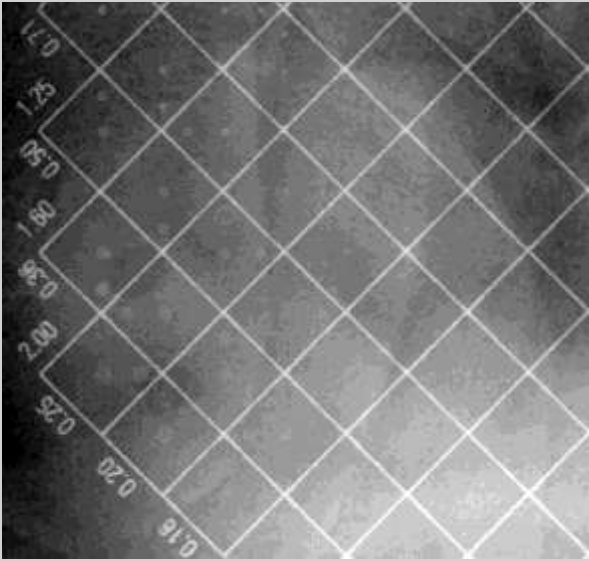
Mammografie



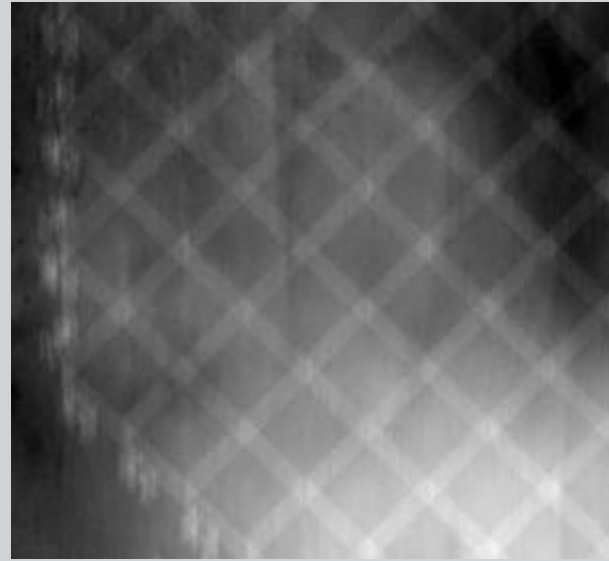
Tomosynthese



Mammografie



Tomosynthese



Samenvatting:

- Kwaliteitsmaat voor ruwe beelden
- Link met de kliniek aanwezig
- Beperkt bruikbaar in bewerkte beelden en/of gereconstrueerde volumes

Geraadpleegde literatuur/bronnen

- Comparison of software and human observers in reading images of the CDMAM test object to assess digital mammography systems, K.C. Young, J.J.H. Cook, J.M. Oduko, H. Bomsans, SPIE2006
- Evaluation of software for reading images of the CDMAM test object to assess digital mammography systems, K.C. Young, A. Alsager, J.M. Oduko, H. Bosmans, B. Verbrugge, T. Geertse, R. van Engen, SPIE2008
- Evaluation of a new design of contrast-detail phantom for mammography: CDMAM Model 4.0 C.J. Strudley, K.C. Young, IWDM2014
- Effect of image quality on calcification detection in digital mammography. L.M. Warren, A. Mackenzie, J. Cooke, R.M. Given-Wilson, M.G. Wallis, D.P. Chakraborty, D.R. Dance, H. Bosmans, K.C. Young MP 2012

Software voor het scoren van CDMAM beelden

<https://medphys.royalsurrey.nhs.uk/nccpm/?s=cdmam-analysis>

Waarneembaarheid van lage contrasten en kleine details

BELICHTINGSAUTOMAAT

Doel van de belichtingsautomaat (AEC):

“Het verkrijgen van beelden met stabiele en voldoende beeldkwaliteit onafhankelijk van de borst-compositie of -dikte”

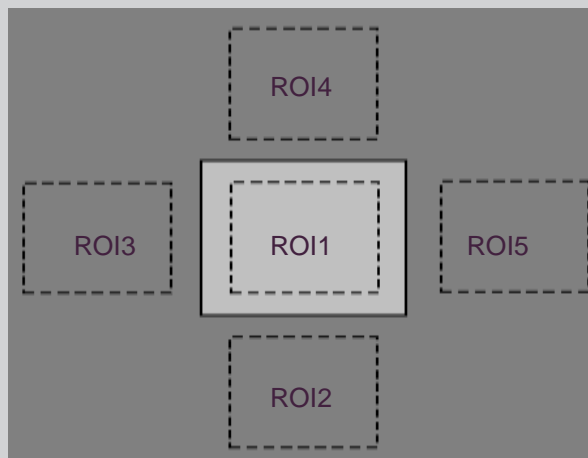
Doel: Bepalen of bij variërende omstandigheden

a) Dosis voldoende laag

b) Beeldkwaliteit
voldoende hoog

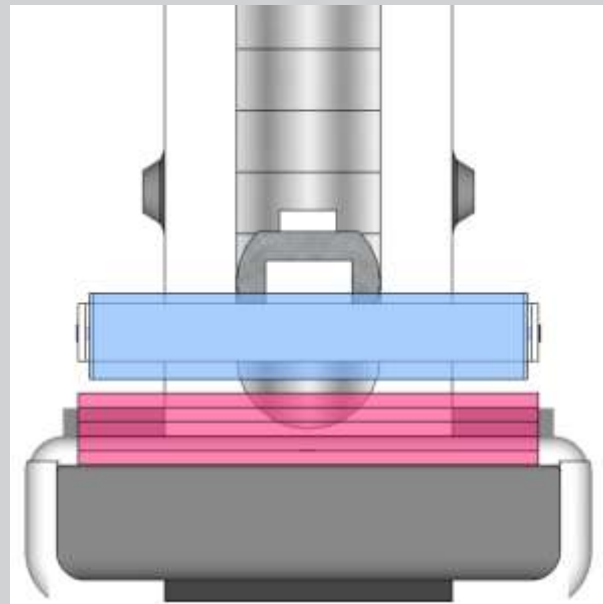
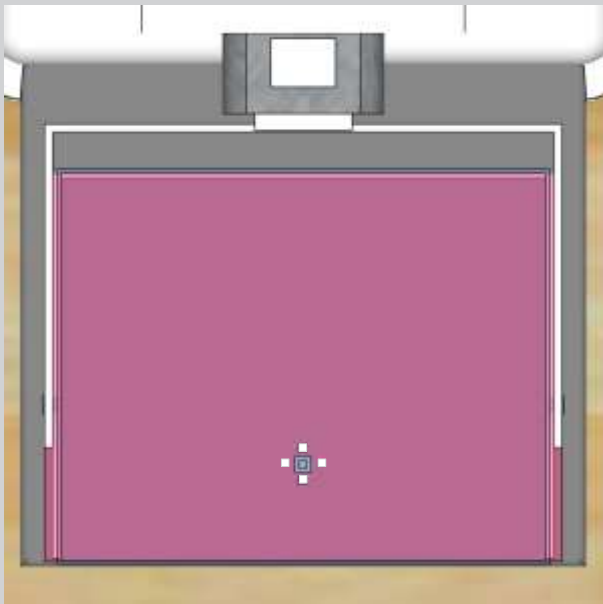
PMMA dikte (mm)	Equivalente borstdikte (mm)
20	21
30	32
40	45
45	53
50	60
60	75
70	90

Beeldkwaliteitsbepaling: SDNR 0.2 mm Al



$$SDNR = \frac{(\text{gem. pv. signaal}) - (\text{gem. pv. achtergrond})}{\sqrt{(\text{SD signaal})^2 + (\text{SD achtergrond})^2}}$$

Meetopstelling: Al object 1.0 x 1.0 x 0.2 mm
Al object ligt tussen de 1^e en 2^e plaat PMMA



Belichtingsautomaat

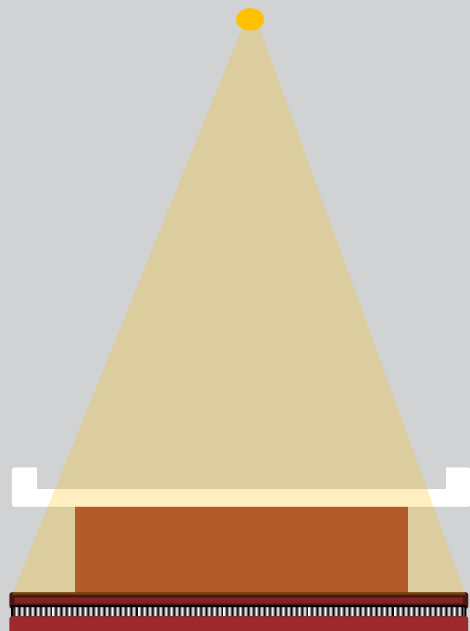
PMMA [cm]	binnen Al-filter		buiten Al-filter		SDNR	SDNR [%]
	MPV	SD	MPV	SD		
2	467	8.170	550	8.798	6.87	238
3	479	8.310	557	8.903	6.47	224
4	484	8.510	556	9.075	5.81	201
4.5	490	8.630	559	9.278	5.47	189
5	548	9.280	615	9.830	5.01	173
6	571	9.510	625	10.000	4.47	155
7	500	9.700	630	10.000	3.05	105

$$SDNR_{\text{limiet}} = SDNR_{\text{gemeten}} \times \frac{\text{Threshold Contrast}_{\text{gemeten}}}{\text{Threshold Contrast}_{\text{limiet}}}$$

Contrast van de gevonden
gouddikte bij de 0.1 mm stip uit de
CDMAM analyse (gefite curve)

Contrast van de 1.68 μm
(limiet 0.1 mm stip CDMAM)

- FFDM

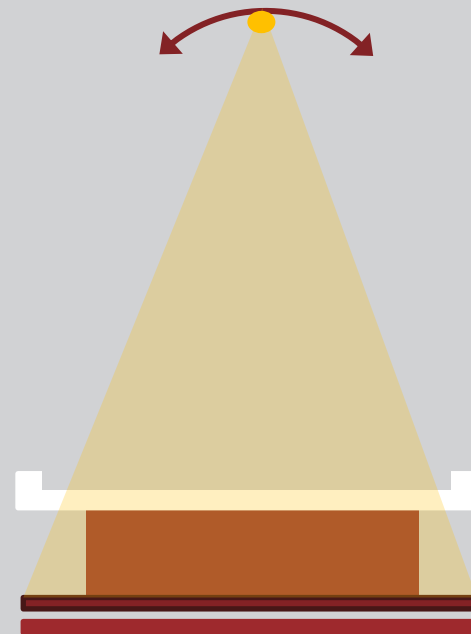


SPR ≈ 0.07

Overeenkomst borst
& fantoom

- Dosis
- Beeldkwaliteit

- DBT



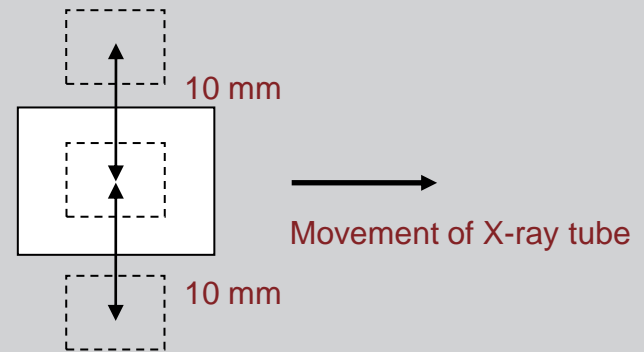
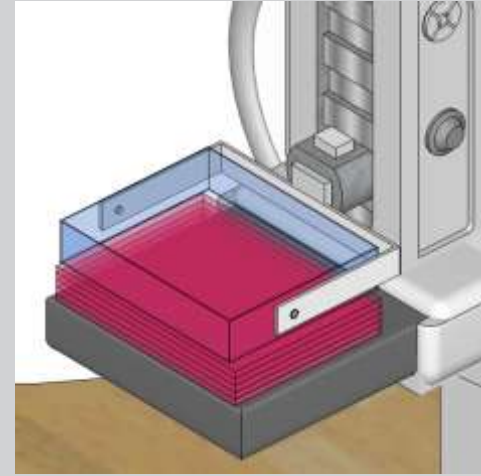
SPR ≈ 0.8

Tomosynthese:

- PMMA+spacer → PMMA+PE
- Al object → bal

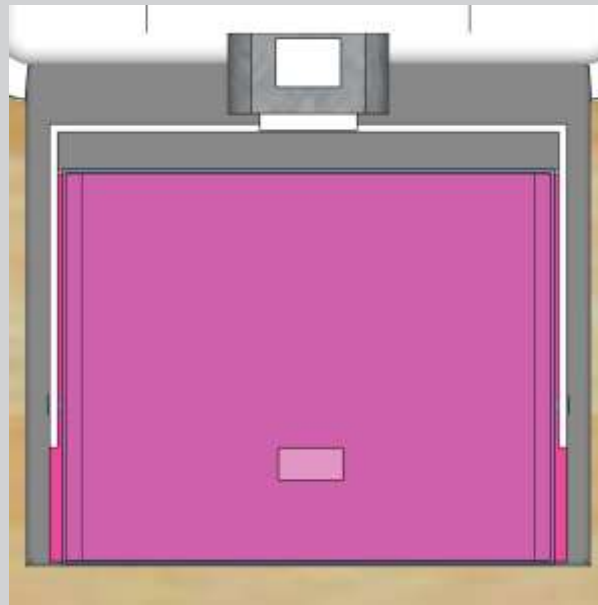
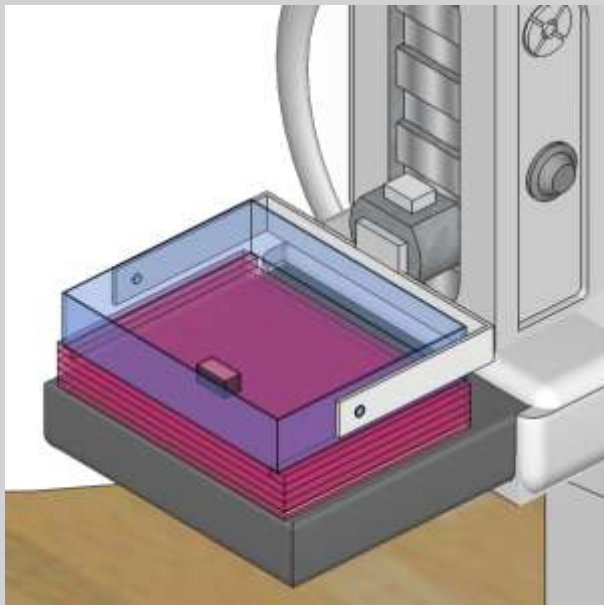
Onderzoeksvragen:

- Contrast
- Figure of merit

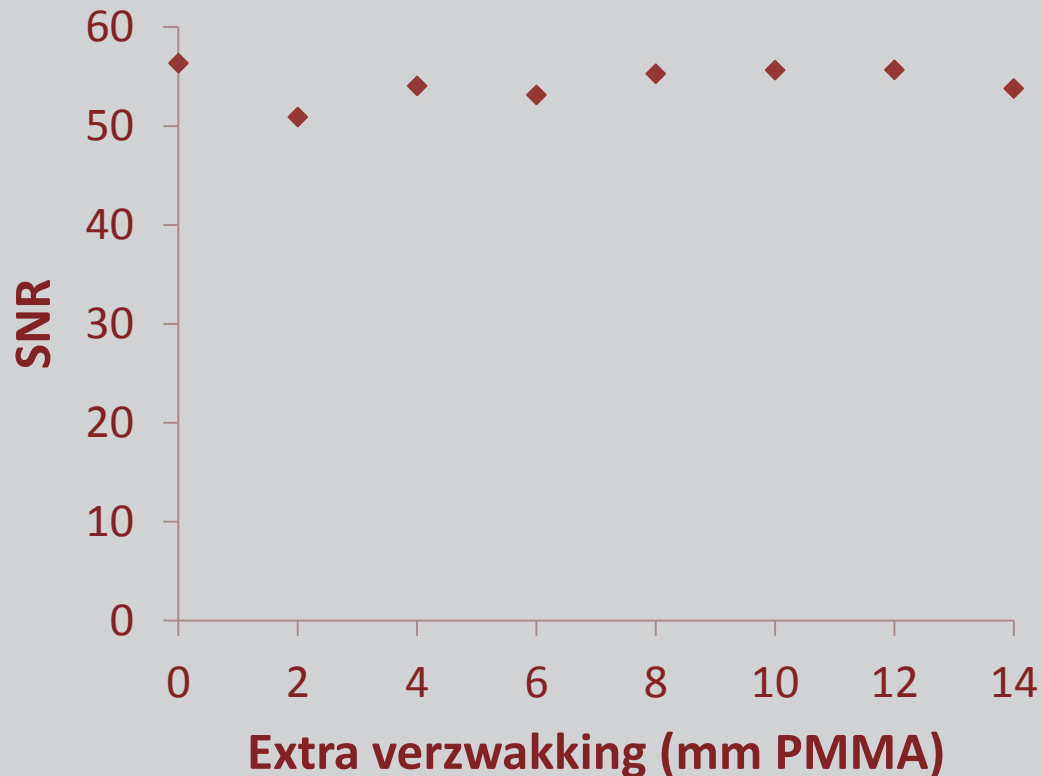


Simulatie van een gebied met hogere verzwakking

- Bepaal SNR in extra verzwakking



Verzwakking [mm] PMMA	Elektronen dosis [mAs]
0	68.1
2	67.9
4	82.2
6	90.0
8	102
10	115
12	129
14	138



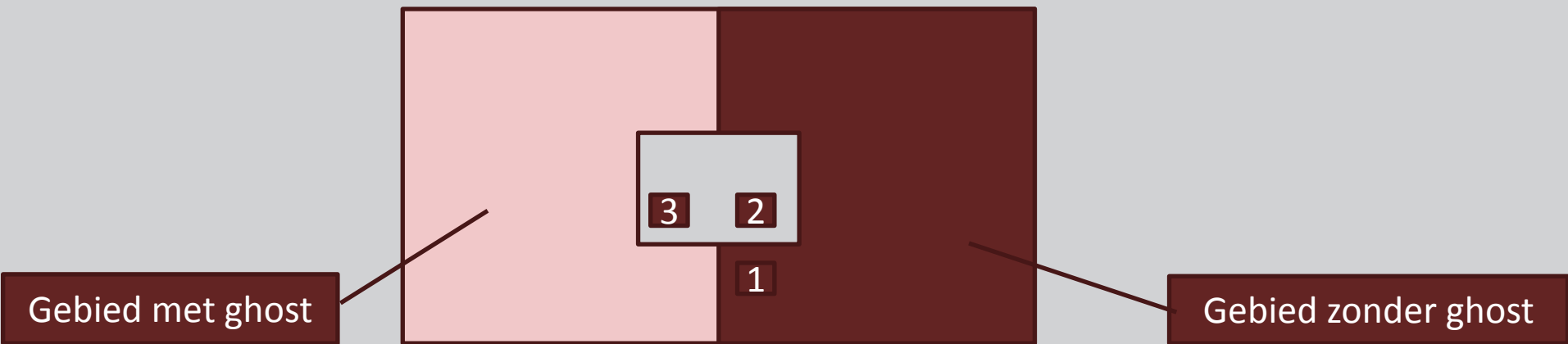
“Ghost” beeld en homogeniteit

OVERIGE METINGEN

“Ghost” beeld:

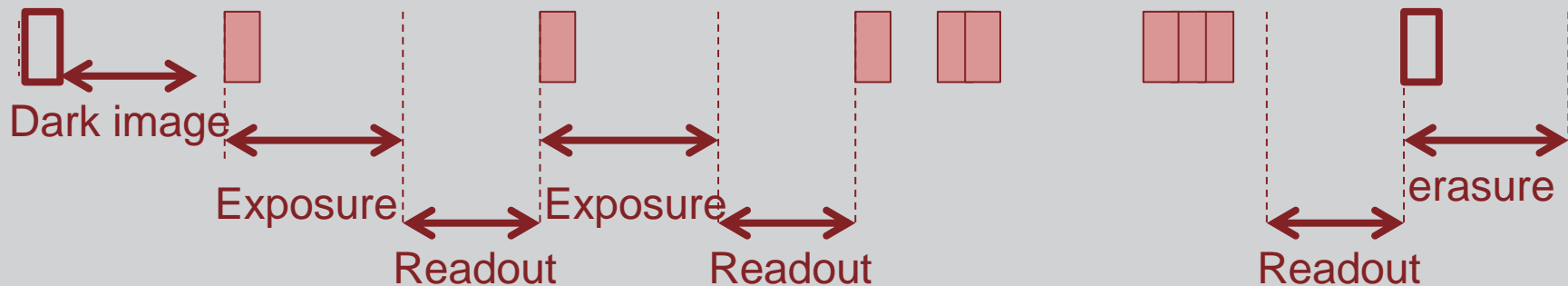
“signaal residu welke overgedragen wordt van beeld 1 naar opvolgende beelden”

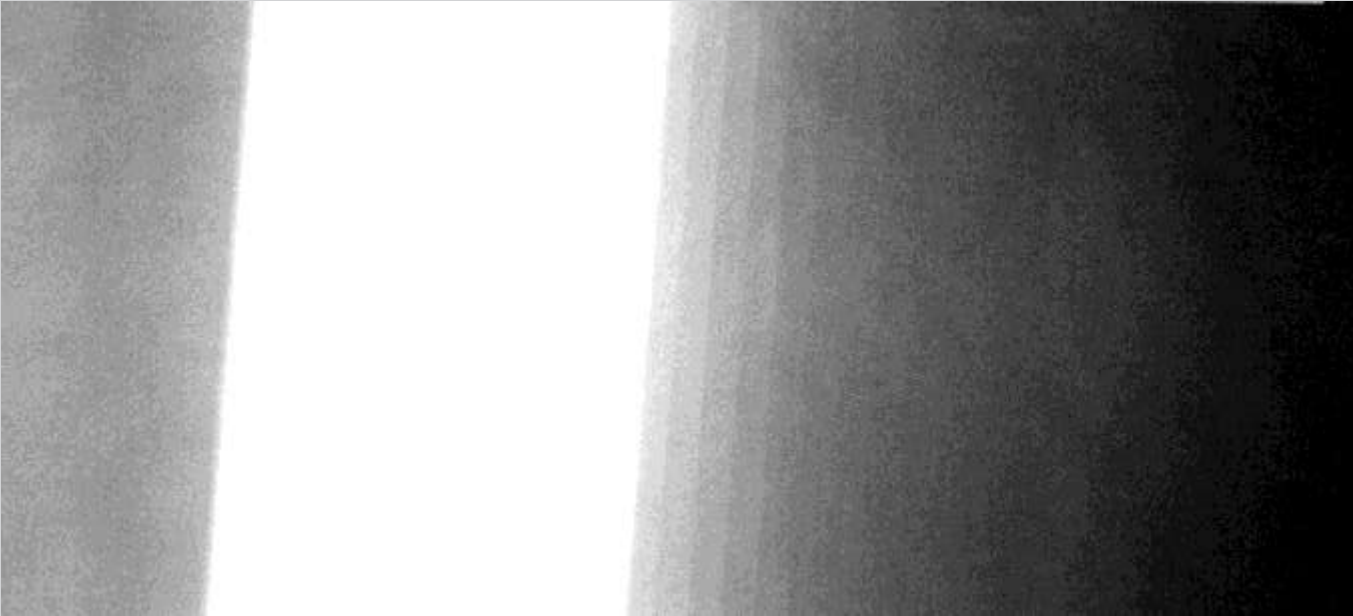
$$Ghost\ factor = \left| \frac{MPV\ ROI_3 - MPV\ ROI_2}{MPV\ ROI_1 - MPV\ ROI_2} \right|$$



“Ghost” beeld in tomosynthese: “Work in progress”

- Ghost binnen 1 opname
- Uitlees cyclus van tomosynthese is anders





Homogeniteit: problemen laten zich veelal opmerken door verandering in de homogeniteit.

Meer hierover in

“problemen uit de praktijk”

Ontwikkelingen in beeldkwaliteitsevaluaties

TASK BASED IMAGE QUALITY

Task based image quality

DM



Acquisition



For processing



For presentation

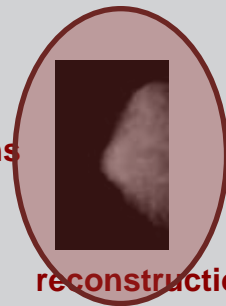
DBT



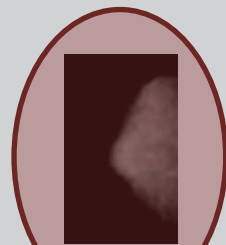
Acquisition



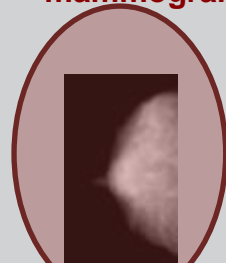
Raw projections



reconstruction



Synthetic
mammogram

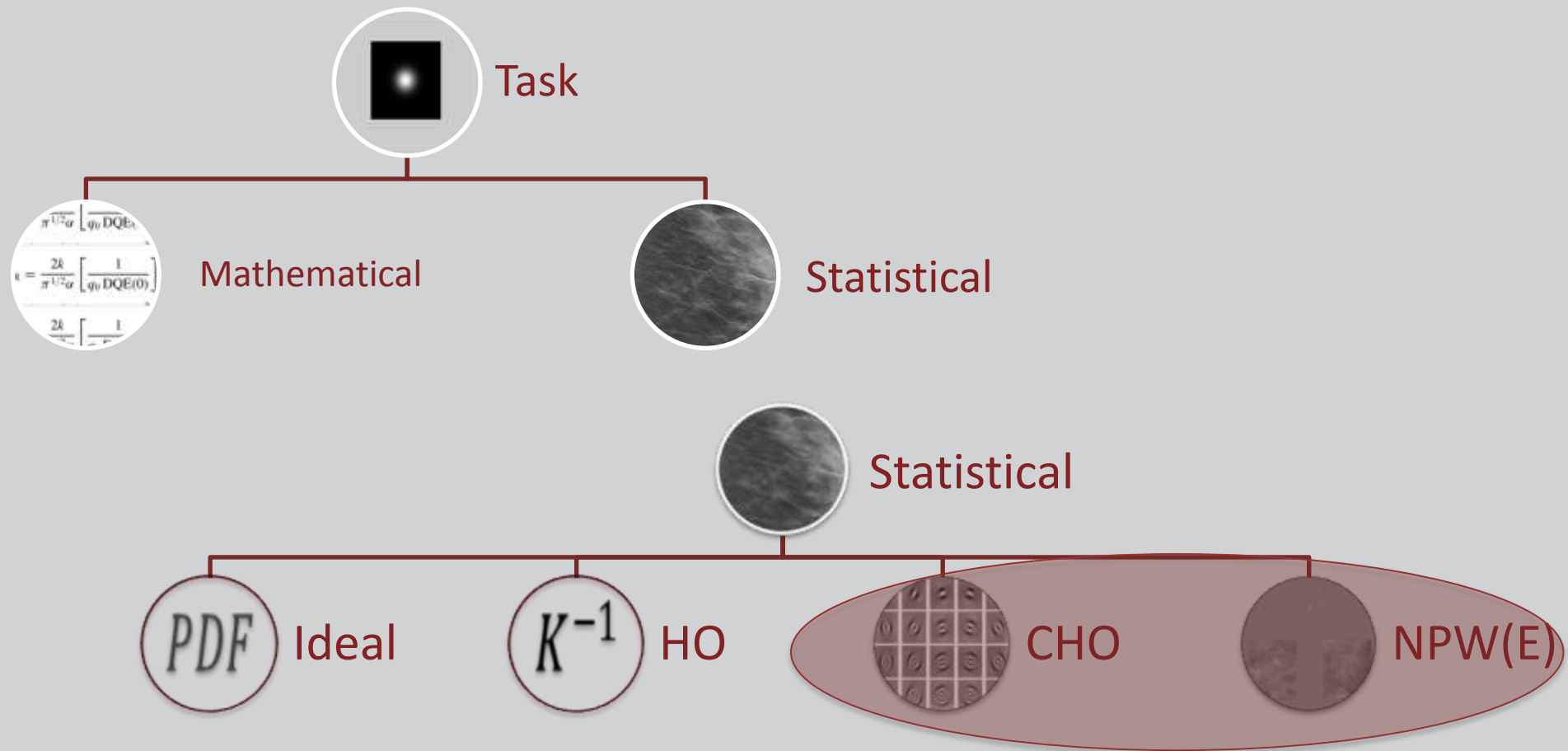


Post-processing

Taak radioloog:

- Detecteren van de maligniteiten
 - Micro calcificaties
 - Densiteiten
 - Lineaire structuren

Task based image quality



Beeldkwaliteit:

“Kwantitatieve evaluaties geven een indruk van wat het systeem kan”

“Analyse van “de task” geeft inzicht in de klinische performance”

Bedankt voor de aandacht!

Vragen?