

Valutazione fisica delle immagini digitali 2D e 3D

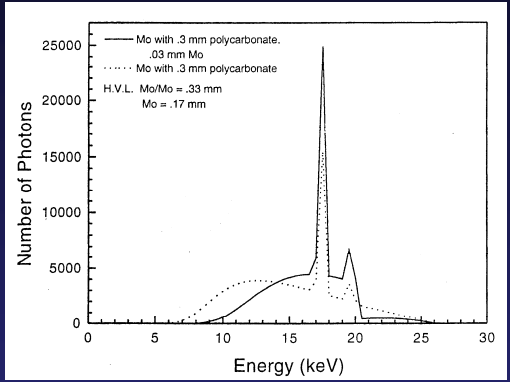
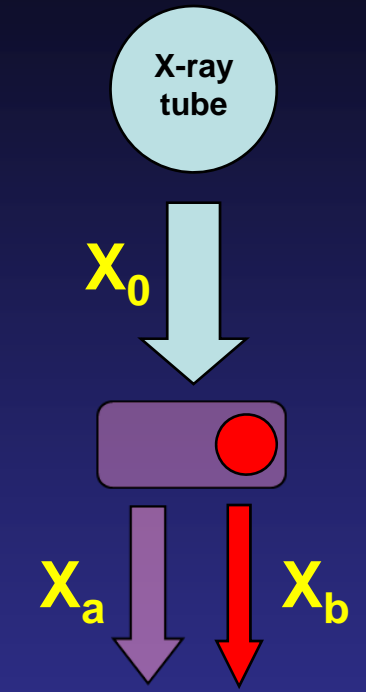
Barbara Lazzari

Azienda USL3 Pistoia - U.O. Fisica Sanitaria

A quali domande deve rispondere il fisico?

- Come ottimizzo l'utilizzo di una data apparecchiatura in relazione alle sue caratteristiche in termini di qualità delle immagini e dose al paziente?
 - Quali sono le caratteristiche del rivelatore in questione?
 - Data una certa qualità dell'immagine, che dose deve arrivare sul rivelatore, ovvero come devo calibrare l'esposimetro automatico?
 - Rispetto del principio ALARA.

Quale immagine? In mammografia digitale...



QUANTUM IMAGE:
distribuzione spaziale di quanti

**SAMPLING -
QUANTIZATION**

23	33	65	121
58	52	44	98
7	18	30	80
20	77	144	230

**GAIN & BAD PIXELS
CORRECTION**

**ELECTRONIC
IMAGE:**
distribuzione
spaziale di
cariche
elettriche

DIGITAL IMAGE: matrice di
valori digitali compresi tra 0
e 2^{N-1} dove N è il numero di
bit utilizzato per la
quantizzazione

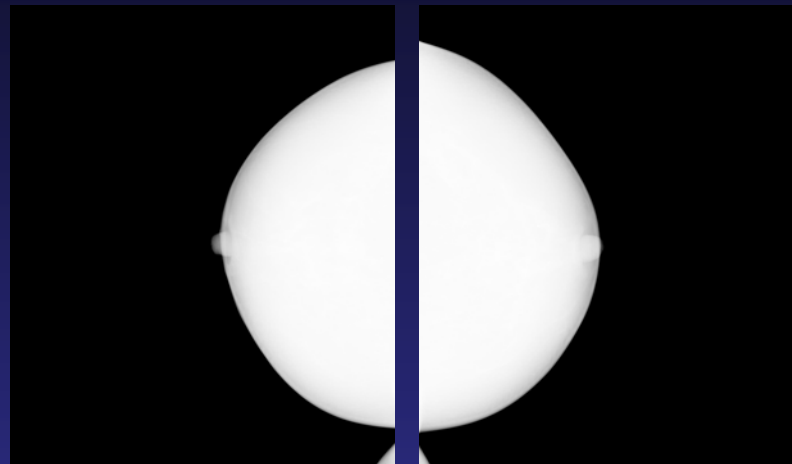
DIGITAL "RAW" IMAGE:
matrice di valori digitali

Quale immagine? In mammografia digitale...

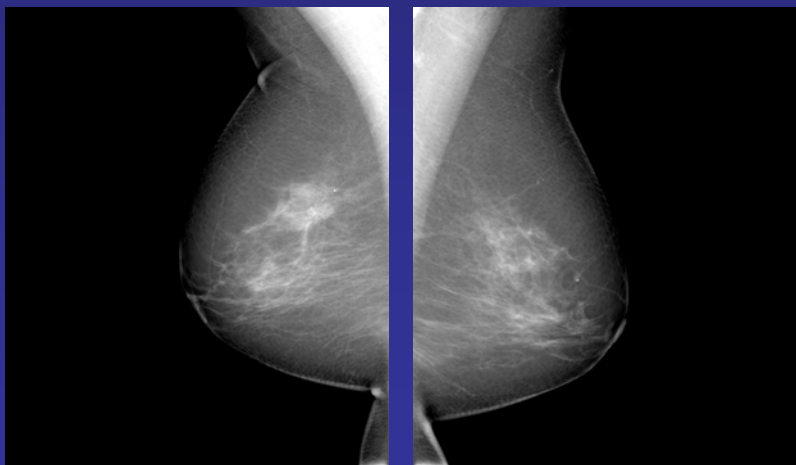
GAIN & BAD PIXELS



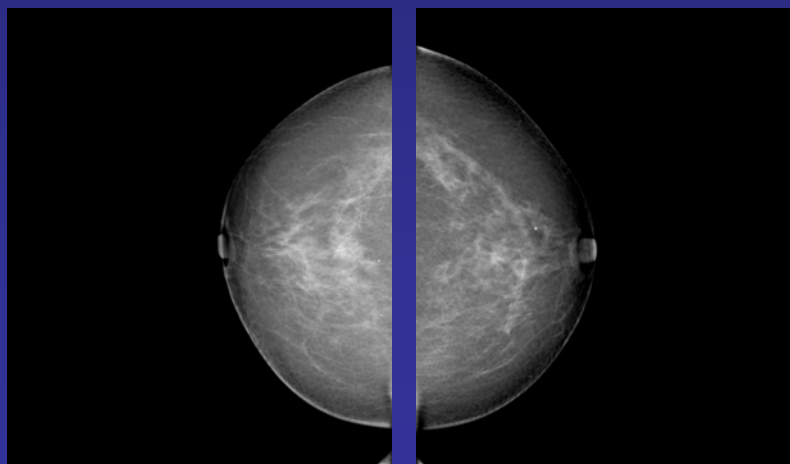
“RAW” IMAGE



PROCESSING

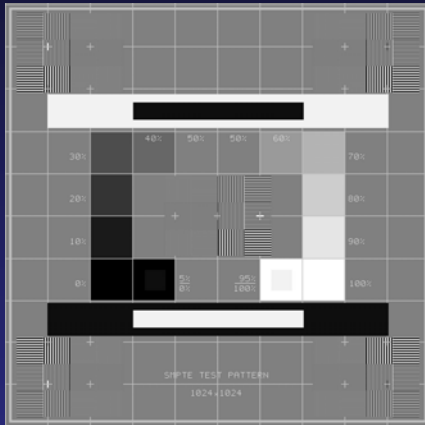


“PROCESSED” IMAGE



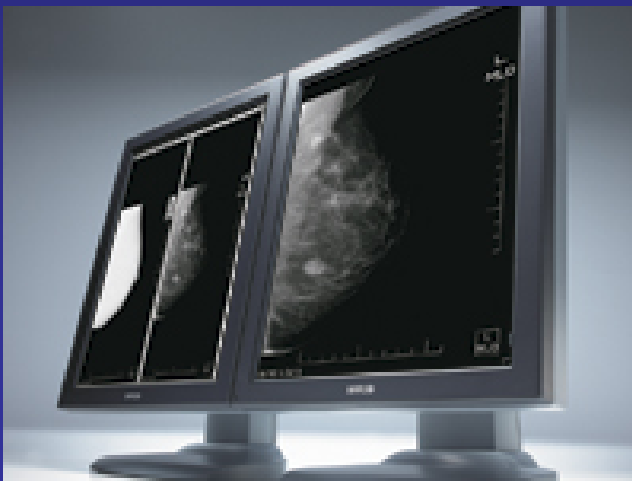
Quale immagine? In mammografia digitale...

DISPLAY (monitor&printers response function)



DISPLAYED IMAGE:
distribuzione spaziale di luminosità

PERCEIVED IMAGE



+

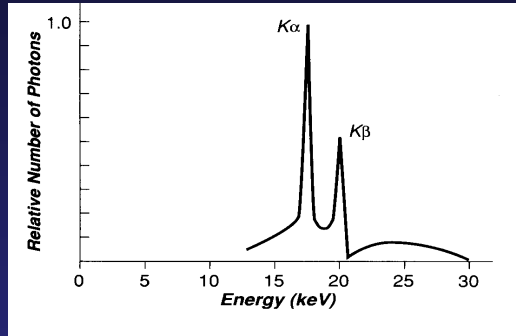


Quale immagine? In mammografia digitale...

LA QUALITA' DI QUALE IMMAGINE?	DA COSA DIPENDE?	COSA SIAMO IN GRADO DI MISURARE/VALUTARE?
QUANTUM IMAGE	SPETTRO X, GEOMETRIA DI ESPOSIZIONE, GRIGLIA, ecc.	DIRETTAMENTE SULL'IMMAGINE, NIENTE!!
"RAW" DIGITAL IMAGE	CARATTERISTICHE DI TRASFERIMENTO DEL RIVELATORE	CURVA DI RISPOSTA, MTF, NPS, NEQ, DOE, ecc.
"PROCESSED" DIGITAL IMAGE	ALGORITMI DI ELABORAZIONE	LUTs & PROCESSING
DISPLAYED IMAGE	LUTS & CURVE CARATTERISTICHE DEI SISTEMI DI VISUALIZZAZIONE	CONDIZIONI AMBIENTALI, LUTs & GSDF
PERCEIVED IMAGE	CONDIZIONI AMBIENTALI & PSICOFISICA	CONDIZIONI AMBIENTALI & CARATTERISTICHE DELL'OSSERVATORE
DIAGNOSTIC ACCURACY	TUTTO QUELLO CONSIDERATO SOPRA E MOLTO ANCORA...	INTERPRETAZIONE DELL'INFORMAZIONE PERCEPITA TRAMITE L'ANALISI DELLE CURVE ROC

Quale immagine? QUANTUM IMAGE ...

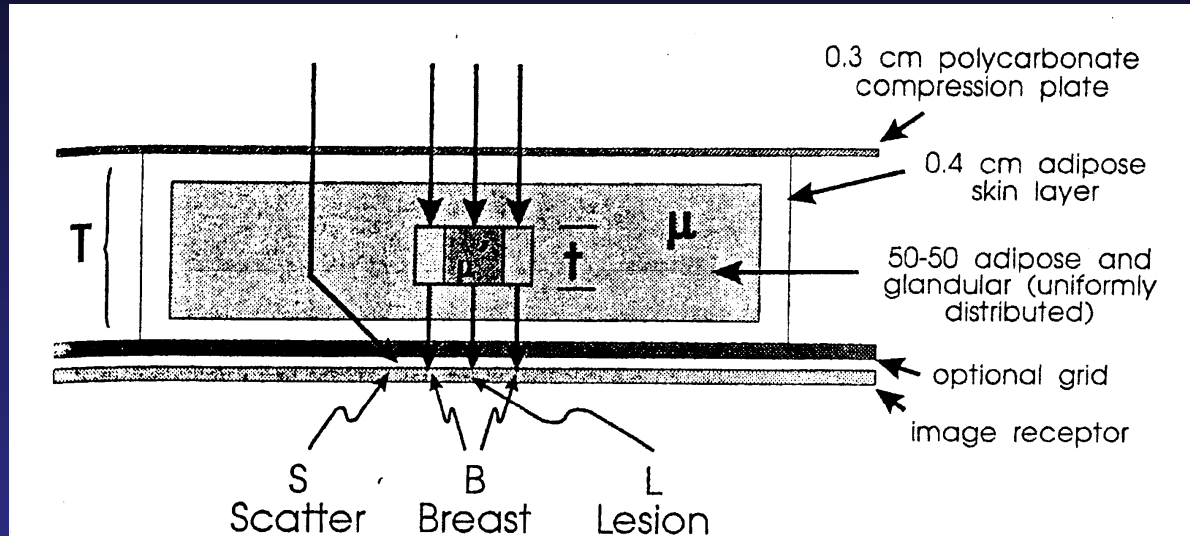
SI "VALUTA" INDIRETTAMENTE MISURANDO ALTRI PARAMETRI



- Parametri di esposizione
- Geometria di ripresa
- compressione, griglia antidiffusione, limitatori di campo, allineamento campo rx, ecc..
- contrasto radiologico;
- Intensità del campo rx trasmesso e della dose alla paziente
- Rapporto radiazione diretta/radiazione diffusa
- risoluzione in contrasto
- risoluzione spaziale

QUANTUM IMAGE - Contrasto radiologico

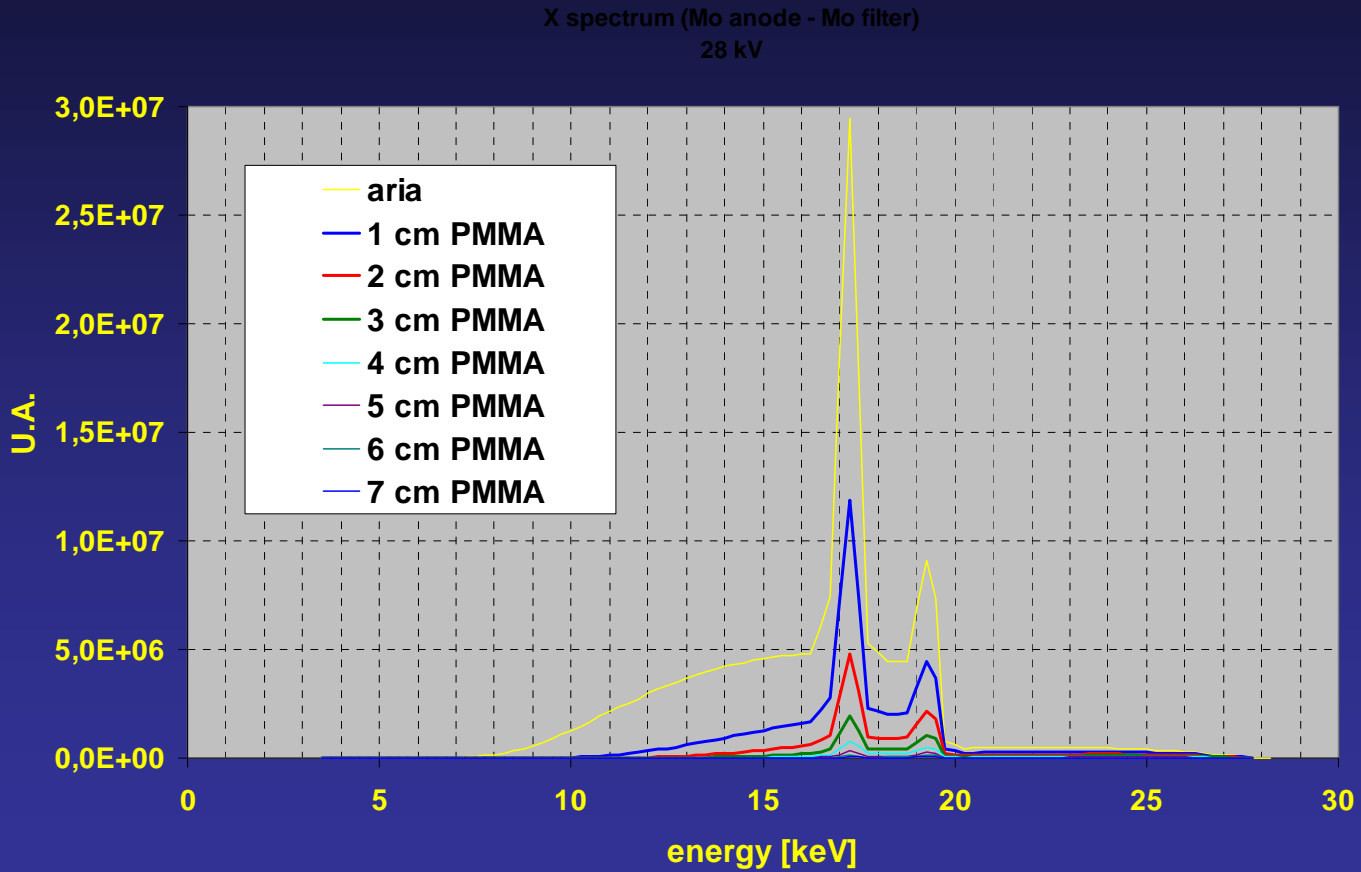
Modello di formazione dell'immagine



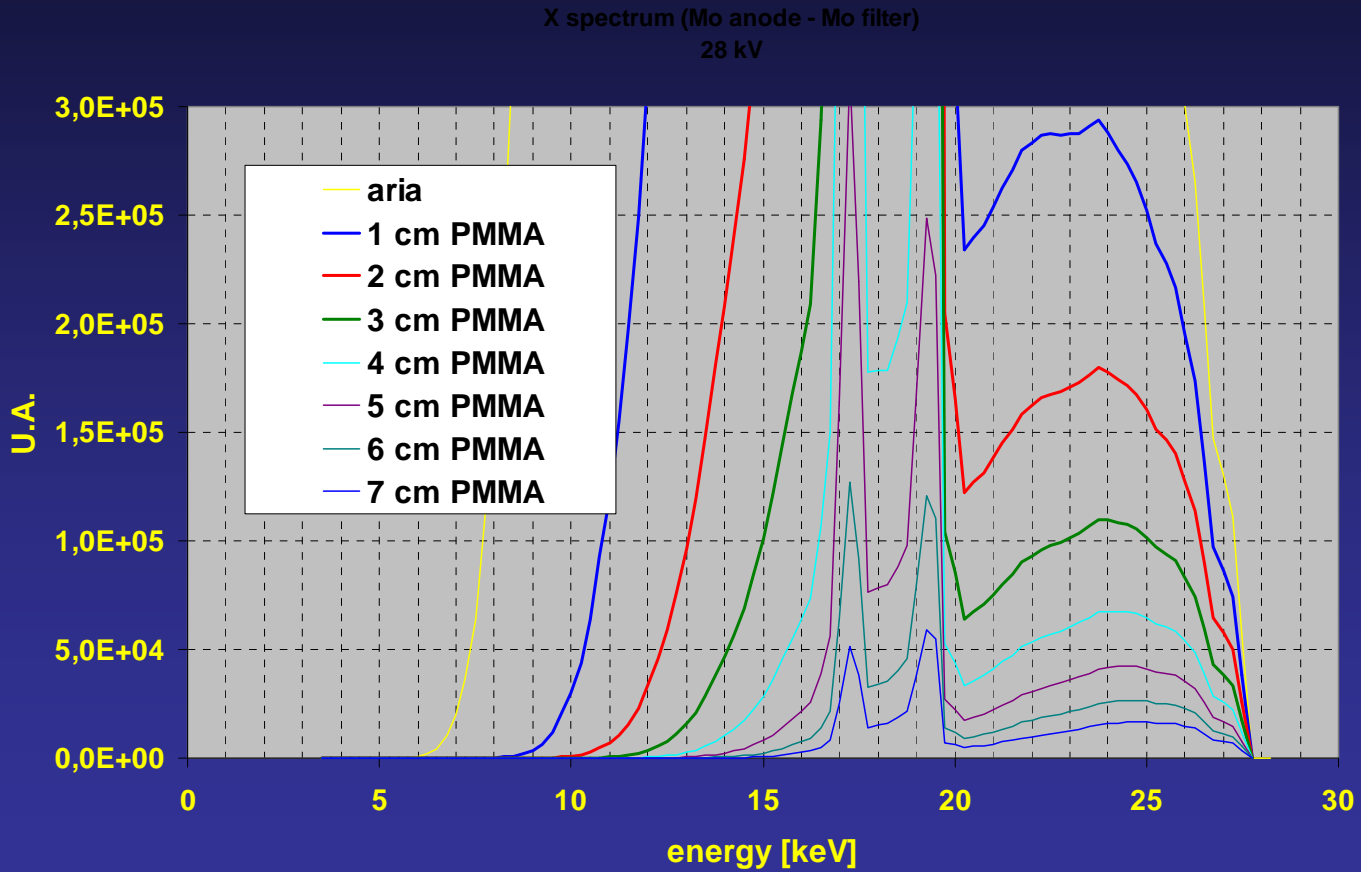
$$C = (N_B - N_L) / (N_B + N_L) = (1 - e^{-(\mu' - \mu) t}) / (1 + e^{-(\mu' - \mu) t})$$

$\mu = \mu(E)$ \longrightarrow Il contrasto radiologico dipende dallo spettro del fascio rX

Spettro del fascio rX

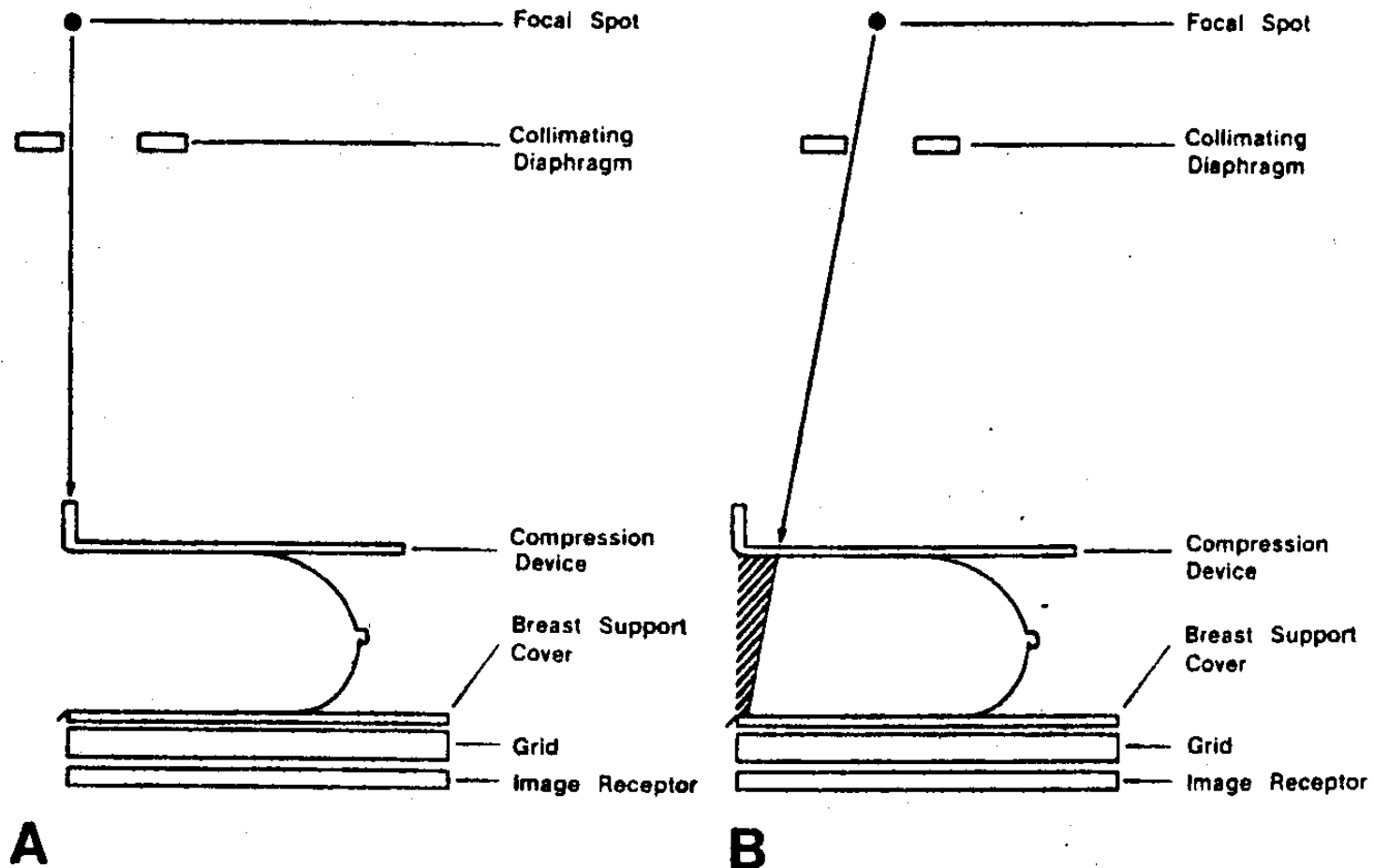


Spettro del fascio rX



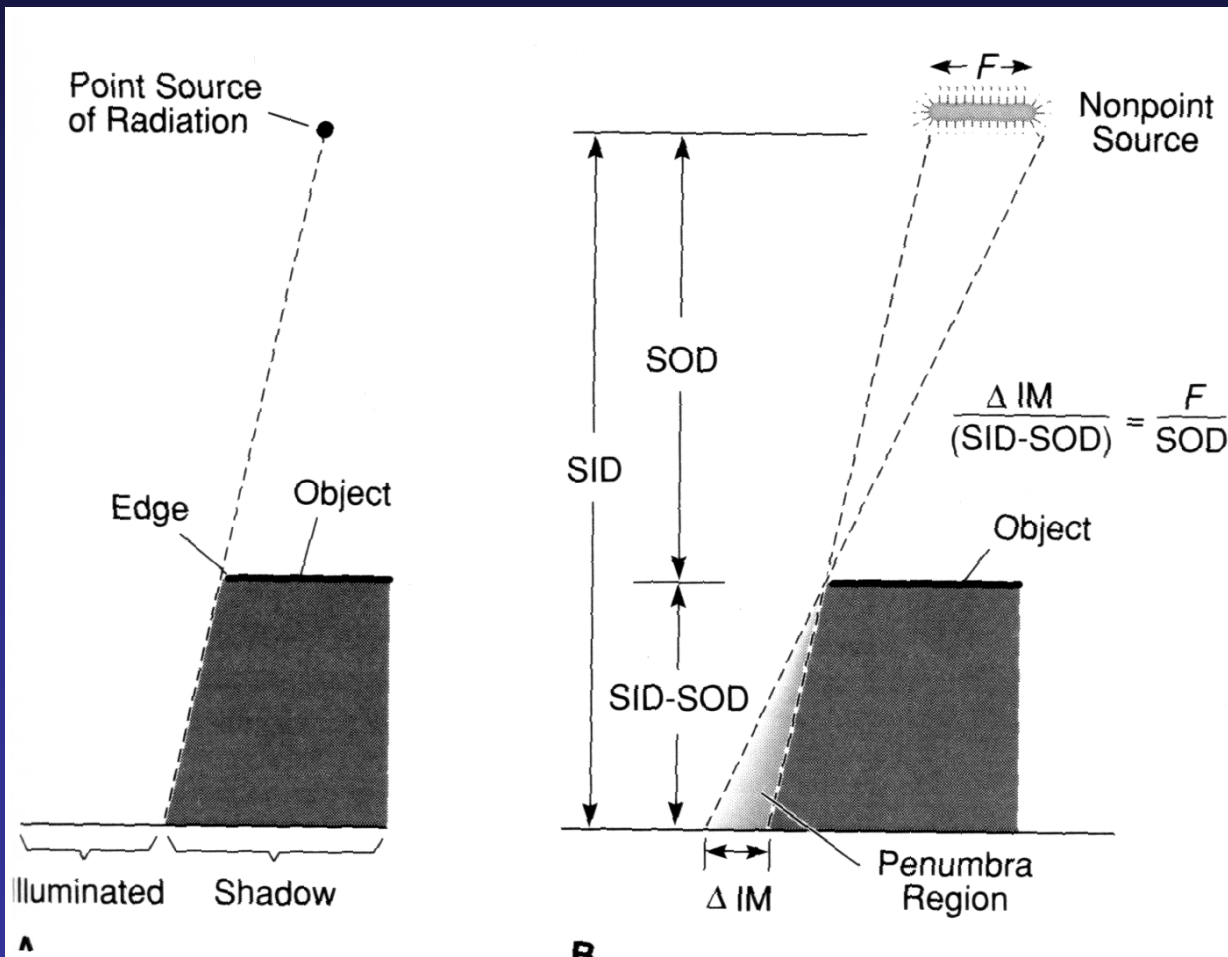
QUANTUM IMAGE - Geometria di ripresa

Effetto di un allineamento scorretto (B) rispetto a quello corretto (A)
tra fuoco, compressore e rivelatore



QUANTUM IMAGE - Geometria di ripresa

Tubo radiogeno: macchie focali



QUANTUM IMAGE - Geometria di ripresa

Effetto della compressione sulla radiazione diffusa

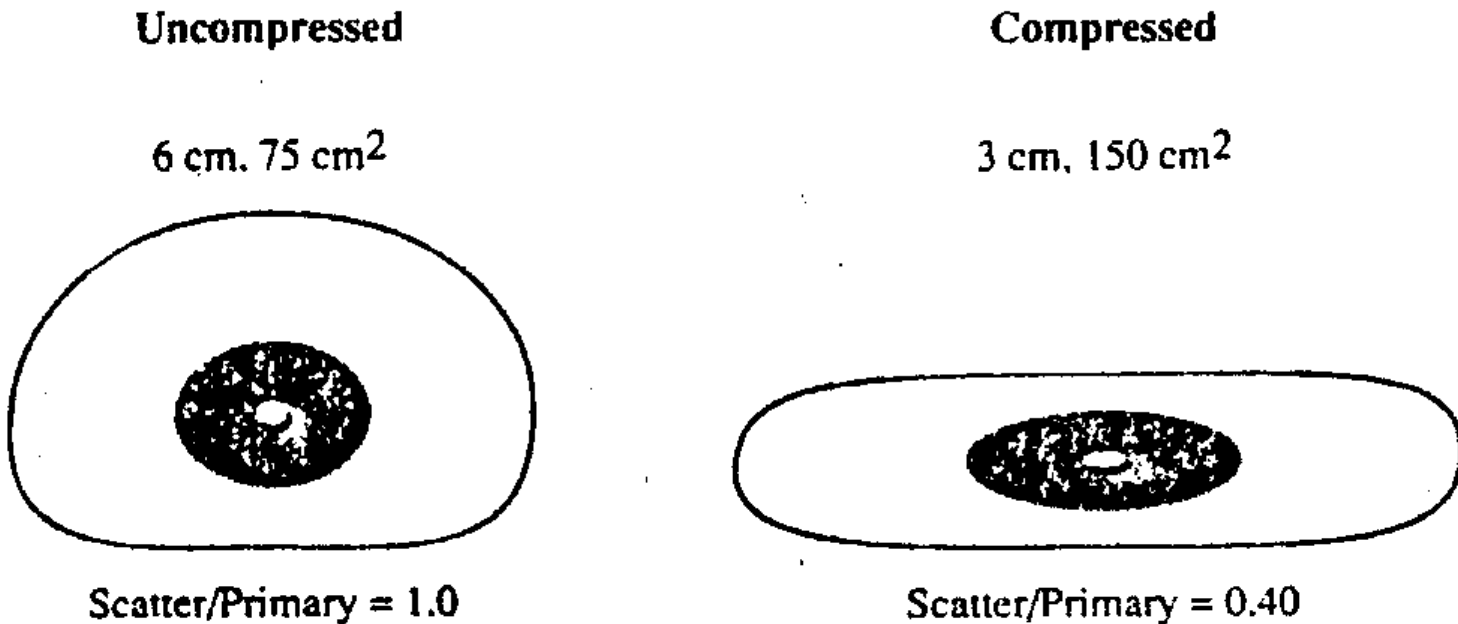
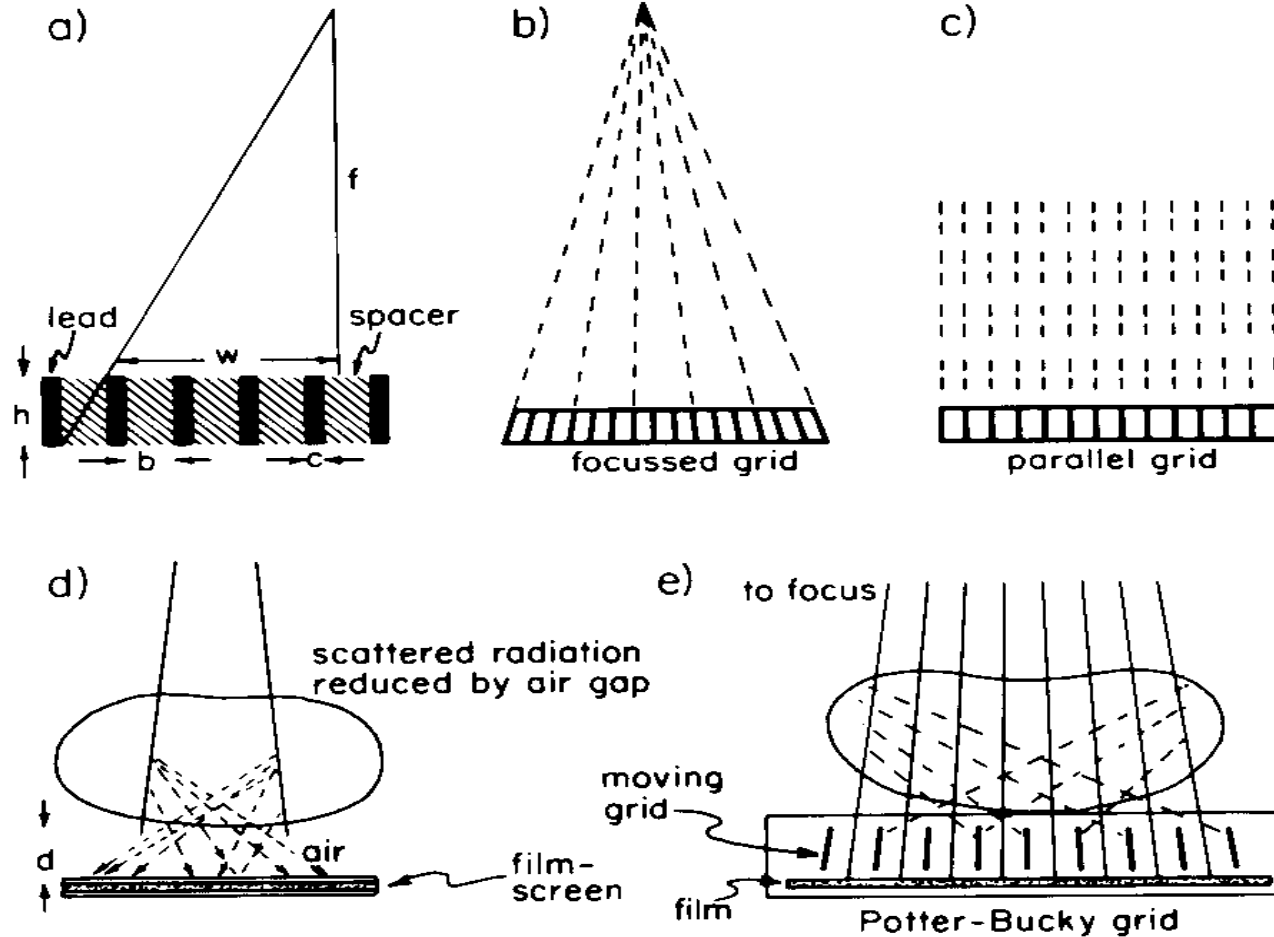


Figure 5. Effect of compression on scatter.

QUANTUM IMAGE - Griglia antidiffusione



Quale immagine? In mammografia digitale...

LA QUALITA' DI QUALE IMMAGINE?	DA COSA DIPENDE?	COSA SIAMO IN GRADO DI MISURARE/VALUTARE?
QUANTUM IMAGE	SPETTRO X, GEOMETRIA DI ESPOSIZIONE, GRIGLIA, ecc.	NIENTE!!
"RAW" DIGITAL IMAGE	CARATTERISTICHE DI TRASFERIMENTO DEL RIVELATORE	CURVA DI RISPOSTA, MTF, NPS, NEQ, DOE, ecc.
"PROCESSED" DIGITAL IMAGE	ALGORITMI DI ELABORAZIONE	LUTs & PROCESSING
DISPLAYED IMAGE	LUTS & CURVE CARATTERISTICHE DEI SISTEMI DI VISUALIZZAZIONE	CONDIZIONI AMBIENTALI, LUTs & GSDF
PERCEIVED IMAGE	CONDIZIONI AMBIENTALI & PSICOFISICA	CONDIZIONI AMBIENTALI & CARATTERISTICHE DELL'OSSERVATORE
DIAGNOSTIC ACCURACY	TUTTO QUELLO CONSIDERATO SOPRA E MOLTO ANCORA...	INTERPRETAZIONE DELL'INFORMAZIONE PERCEPITA TRAMITE L'ANALISI DELLE CURVE ROC

Quale immagine? In mammografia digitale...

LA QUALITA' DI QUALE IMMAGINE?	DA COSA DIPENDE?	COSA SIAMO IN GRADO DI MISURARE/VALUTARE?
QUANTUM IMAGE	SPETTRO X, GEOMETRIA DI ESPOSIZIONE, GRIGLIA, ecc.	NIENTE!!
"RAW" DIGITAL IMAGE	CARATTERISTICHE DI TRASFERIMENTO DEL RIVELATORE	CURVA DI RISPOSTA, MTF, NPS, NEQ, DOE, ecc.
"PROCESSED" DIGITAL IMAGE	ALGORITMI DI ELABORAZIONE	LUTs & PROCESSING
DISPLAYED IMAGE	LUTS & CURVE CARATTERISTICHE DEI SISTEMI DI VISUALIZZAZIONE	CONDIZIONI AMBIENTALI, LUTs & GSDF
PERCEIVED IMAGE	CONDIZIONI AMBIENTALI & PSICOFISICA	CONDIZIONI AMBIENTALI & CARATTERISTICHE DELL'OSSERVATORE
DIAGNOSTIC ACCURACY	TUTTO QUELLO CONSIDERATO SOPRA E MOLTO ANCORA...	INTERPRETAZIONE DELL'INFORMAZIONE PERCEPITA TRAMITE L'ANALISI DELLE CURVE ROC

Quale immagine? In mammografia digitale...

LA QUALITA' DI QUALE IMMAGINE?	DA COSA DIPENDE?	COSA SIAMO IN GRADO DI MISURARE/VALUTARE?
QUANTUM IMAGE	SPETTRO X, GEOMETRIA DI ESPOSIZIONE, GRIGLIA, ecc.	NIENTE!!
"RAW" DIGITAL IMAGE	CARATTERISTICHE DI TRASFERIMENTO DEL RIVELATORE	CURVA DI RISPOSTA, MTF, NPS, NEQ, DOE, ecc.
"PROCESSED" DIGITAL IMAGE	ALGORITMI DI ELABORAZIONE	LUTs & PROCESSING
DISPLAYED IMAGE	LUTS & CURVE CARATTERISTICHE DEI SISTEMI DI VISUALIZZAZIONE	CONDIZIONI AMBIENTALI, LUTs & GSDF
PERCEIVED IMAGE	CONDIZIONI AMBIENTALI & PSICOFISICA	CONDIZIONI AMBIENTALI & CARATTERISTICHE DELL'OSSERVATORE
DIAGNOSTIC ACCURACY	TUTTO QUELLO CONSIDERATO SOPRA E MOLTO ANCORA...	INTERPRETAZIONE DELL'INFORMAZIONE PERCEPITA TRAMITE L'ANALISI DELLE CURVE ROC

Quale immagine? In mammografia digitale...

LA QUALITA' DI QUALE IMMAGINE?	DA COSA DIPENDE?	COSA SIAMO IN GRADO DI MISURARE/VALUTARE?
QUANTUM IMAGE	SPETTRO X, GEOMETRIA DI ESPOSIZIONE, GRIGLIA, ecc.	NIENTE!!
"RAW" DIGITAL IMAGE	CARATTERISTICHE DI TRASFERIMENTO DEL RIVELATORE	CURVA DI RISPOSTA, MTF, NPS, NEQ, DOE, ecc.
"PROCESSED" DIGITAL IMAGE	ALGORITMI DI ELABORAZIONE	LUTs & PROCESSING
DISPLAYED IMAGE	LUTS & CURVE CARATTERISTICHE DEI SISTEMI DI VISUALIZZAZIONE	CONDIZIONI AMBIENTALI, LUTs & GSDF
PERCEIVED IMAGE	CONDIZIONI AMBIENTALI & PSICOFISICA	CONDIZIONI AMBIENTALI & CARATTERISTICHE DELL'OSSERVATORE
DIAGNOSTIC ACCURACY	TUTTO QUELLO CONSIDERATO SOPRA E MOLTO ANCORA...	INTERPRETAZIONE DELL'INFORMAZIONE PERCEPITA TRAMITE L'ANALISI DELLE CURVE ROC

Quale immagine? In mammografia digitale...

LA QUALITA' DI QUALE IMMAGINE?	DA COSA DIPENDE?	COSA SIAMO IN GRADO DI MISURARE/VALUTARE?
QUANTUM IMAGE	SPETTRO X, GEOMETRIA DI ESPOSIZIONE, GRIGLIA, ecc.	NIENTE!!
"RAW" DIGITAL IMAGE	CARATTERISTICHE DI TRASFERIMENTO DEL RIVELATORE	CURVA DI RISPOSTA, MTF, NPS, NEQ, DOE, ecc.
"PROCESSED" DIGITAL IMAGE	ALGORITMI DI ELABORAZIONE	LUTs & PROCESSING
DISPLAYED IMAGE	LUTS & CURVE CARATTERISTICHE DEI SISTEMI DI VISUALIZZAZIONE	CONDIZIONI AMBIENTALI, LUTs & GSDF
PERCEIVED IMAGE	CONDIZIONI AMBIENTALI & PSICOFISICA	CONDIZIONI AMBIENTALI & CARATTERISTICHE DELL'OSSERVATORE
DIAGNOSTIC ACCURACY	TUTTO QUELLO CONSIDERATO SOPRA E MOLTO ANCORA...	INTERPRETAZIONE DELL'INFORMAZIONE PERCEPITA TRAMITE L'ANALISI DELLE CURVE ROC

Come

- Misure quantitative ed oggettive di grandezze fisiche relative alla capacità del sistema per immagini di trasferire nell'immagine digitale l'informazione contenuta nell'oggetto.

Grandezze indice:

MTF (Modulation Transfer Function)

NPS (Noise Power Spectrum)

NEQ (Noise Equivalent Quanta)

DQE (Detective Quantum Efficiency)

Misura preliminare: Curva di risposta caratteristica

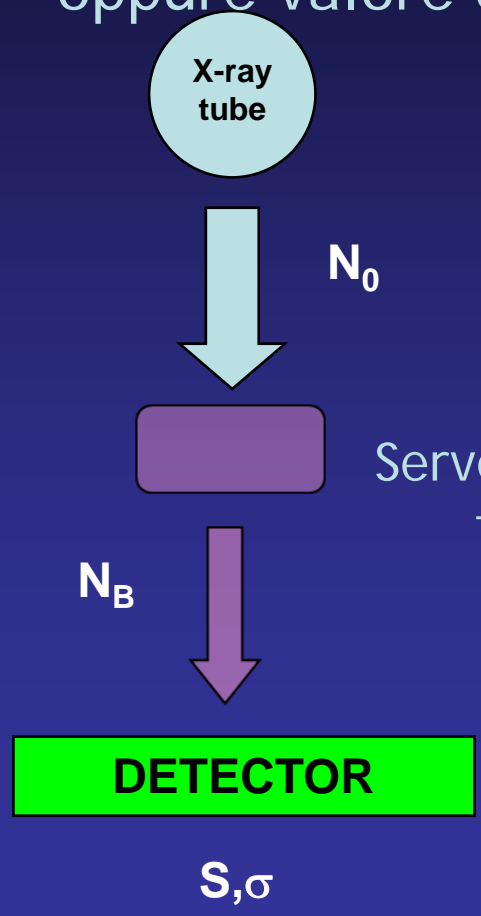
Caratteristiche di trasferimento

- Grandezze indipendenti dalla posizione (**shift-invarianti**) : si rappresentano solitamente nel dominio delle coordinate cartesiane (x,y) dell'immagine
 - Curva di risposta caratteristica
 - Rapporto segnale/rumore (SNR)
 - Large Area NEQ, DQE
- Grandezze dipendenti dalla posizione (**spatial correlated**): si rappresentano solitamente nel dominio coniugato delle frequenze spaziali $(1/x,1/y)$ indicate con (u,v)
 - Risoluzione spaziale MTF(f)
 - Rumore NPS(f)
 - NEQ(f), DQE(f)

Curva di risposta caratteristica

Caratteristiche di trasferimento globali - Shift invarianti

Curva di risposta: relazione tra il segnale in ingresso al rivelatore (esposizione [mR]) e quello in uscita (D.O. oppure valore digitale [PV]) dal sistema di rivelatozione.



Curva caratteristica

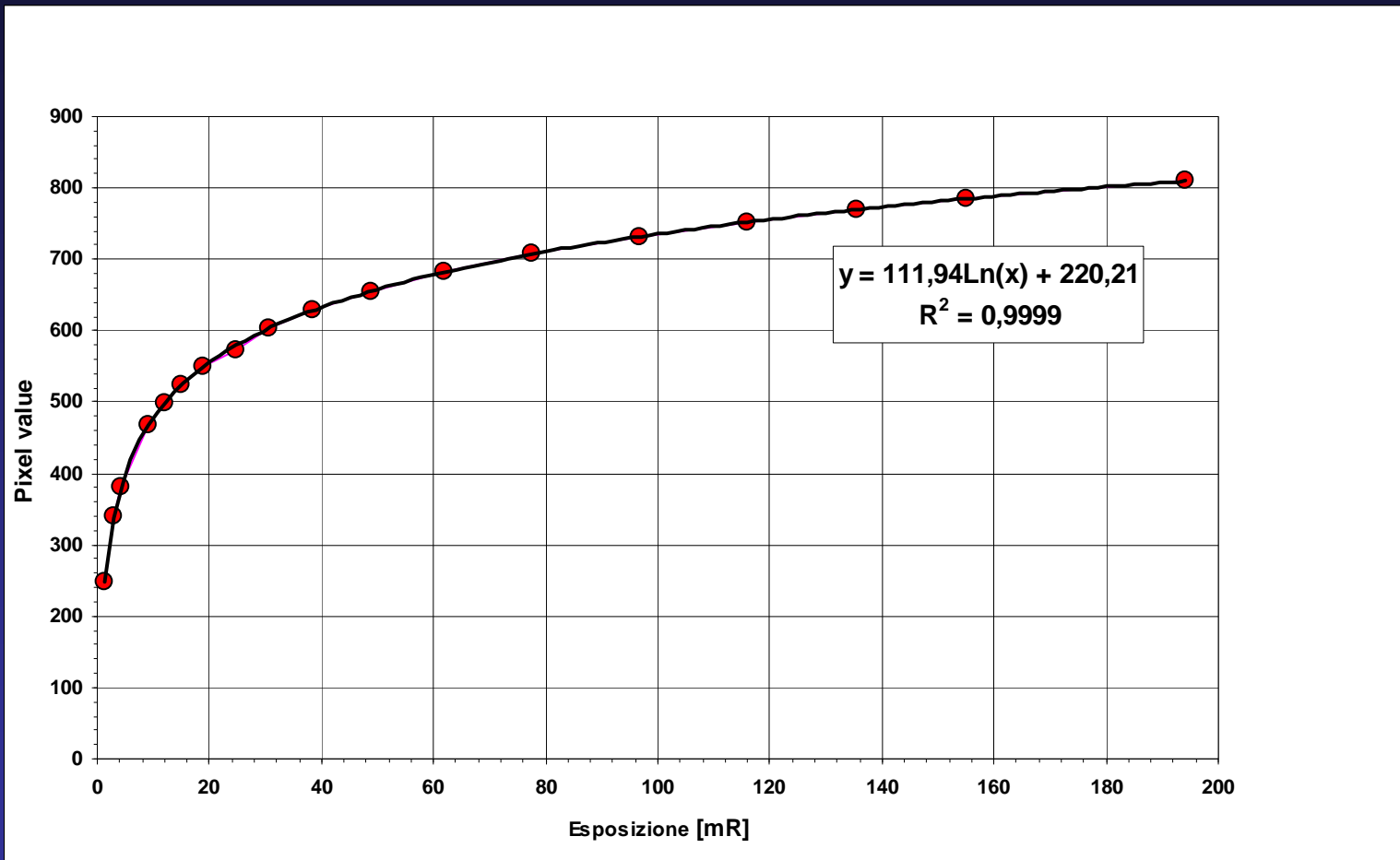
$$S = F(N_B) = \text{Resp}(X)$$

Dove X = esposizione in ingresso al rivelatore

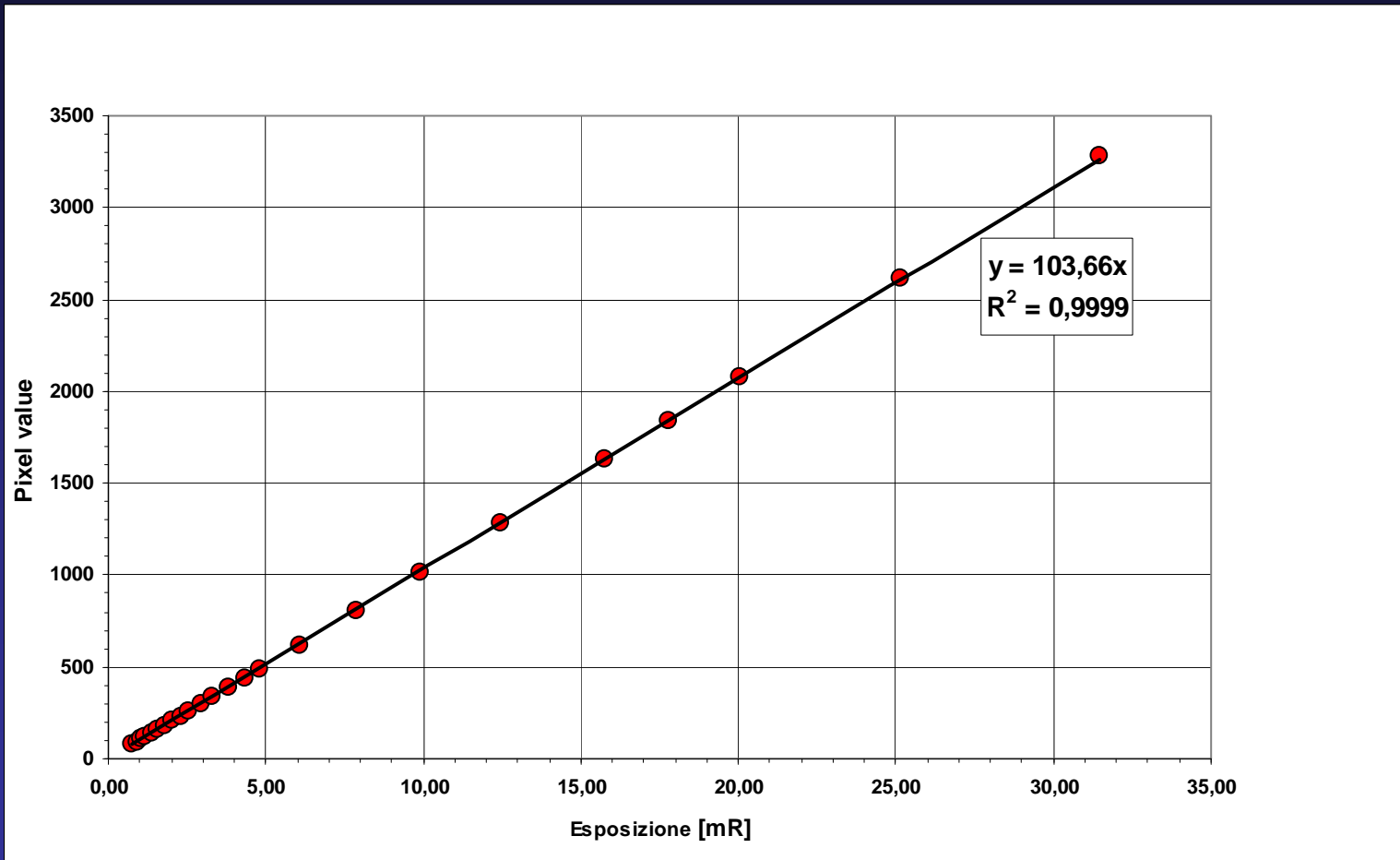
Serve a determinare l'intervallo di utilizzo del sistema, in termini di esposizione in ingresso, più appropriato in relazione alle sue caratteristiche

!! La curva di risposta non tiene conto del rumore

Esempi di curva di risposta caratteristica - CR



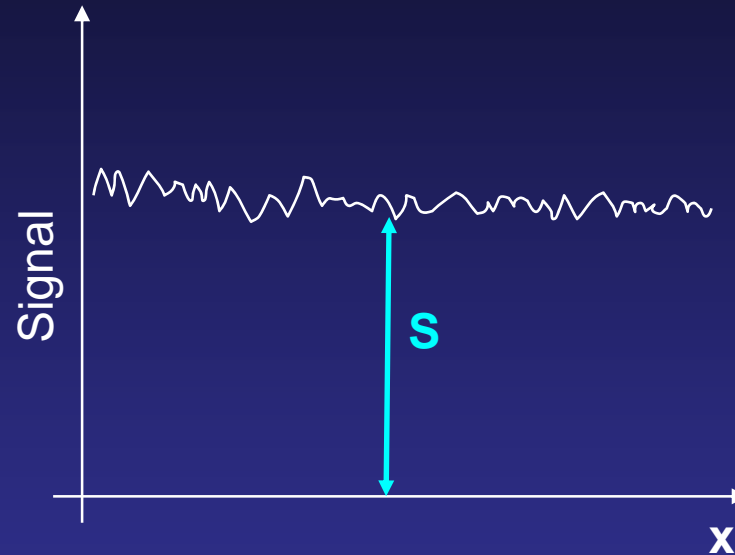
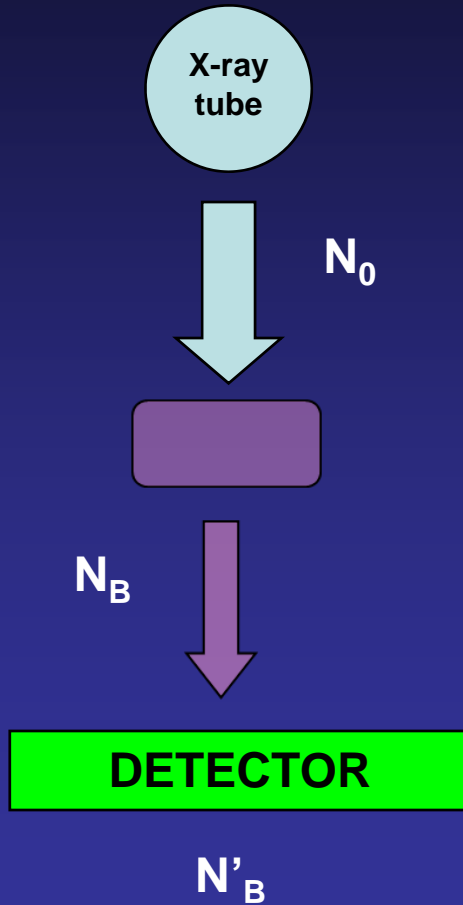
Esempi di curva di risposta caratteristica - FFDM



Rapporto Segnale/Rumore - Large Area SNR

Caratteristiche di trasferimento globali - Shift invarianti

Se il rivelatore fosse un "contatore di fotoni" ideale:

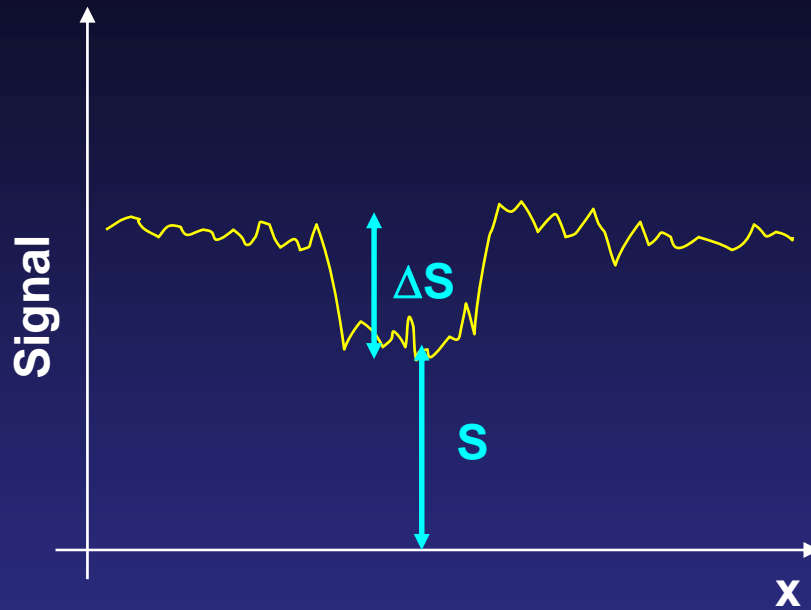
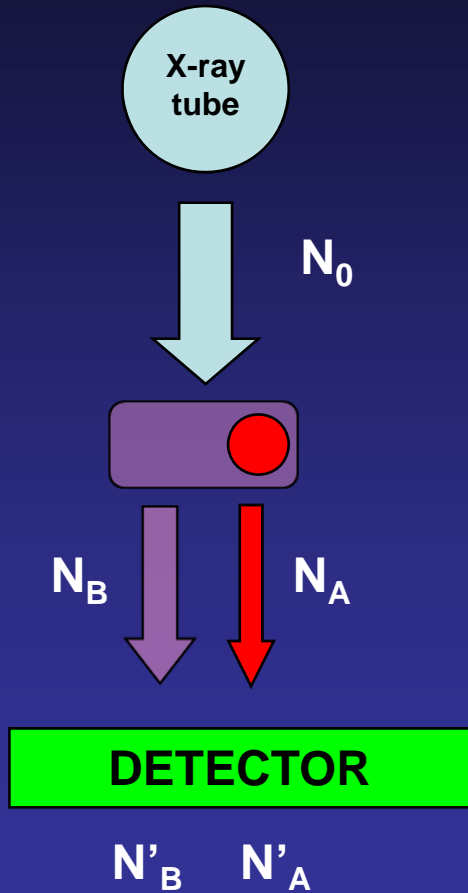


$$SNR = \frac{S}{\sigma} = \frac{N}{\sqrt{N}} = \sqrt{N}$$

$$SNR^2 = N$$

Rapporto Segnale/Rumore - Large Area SNR_{diff}

Caratteristiche di trasferimento globali - Shift invarianti



$$C \stackrel{def}{=} \frac{\Delta S}{S}$$

$$SNR_{diff} = \frac{\Delta S}{\sigma} = \frac{C \cdot S}{\sigma} = \frac{C \cdot N}{\sqrt{N}} = C \cdot \sqrt{N}$$

$$SNR_{diff} = C \cdot \sqrt{N_A \cdot A}$$

$$N'_A = \frac{SNR_{diff}^2}{C^2 \cdot A}$$

Large Area NEQ e DQE

Caratteristiche di trasferimento globali - Shift invarianti

In realtà la maggior parte dei rivelatori sono ad integrazione di energia ed aggiungono delle componenti di rumore non Poissoniane

$$SNR^2_{meas} < N_{det}$$

$$SNR^2_{real} \stackrel{def}{=} N' = NEQ$$

Noise equivalent quanta:

rappresenta il numero di fotoni realmente utilizzati dal rivelatore

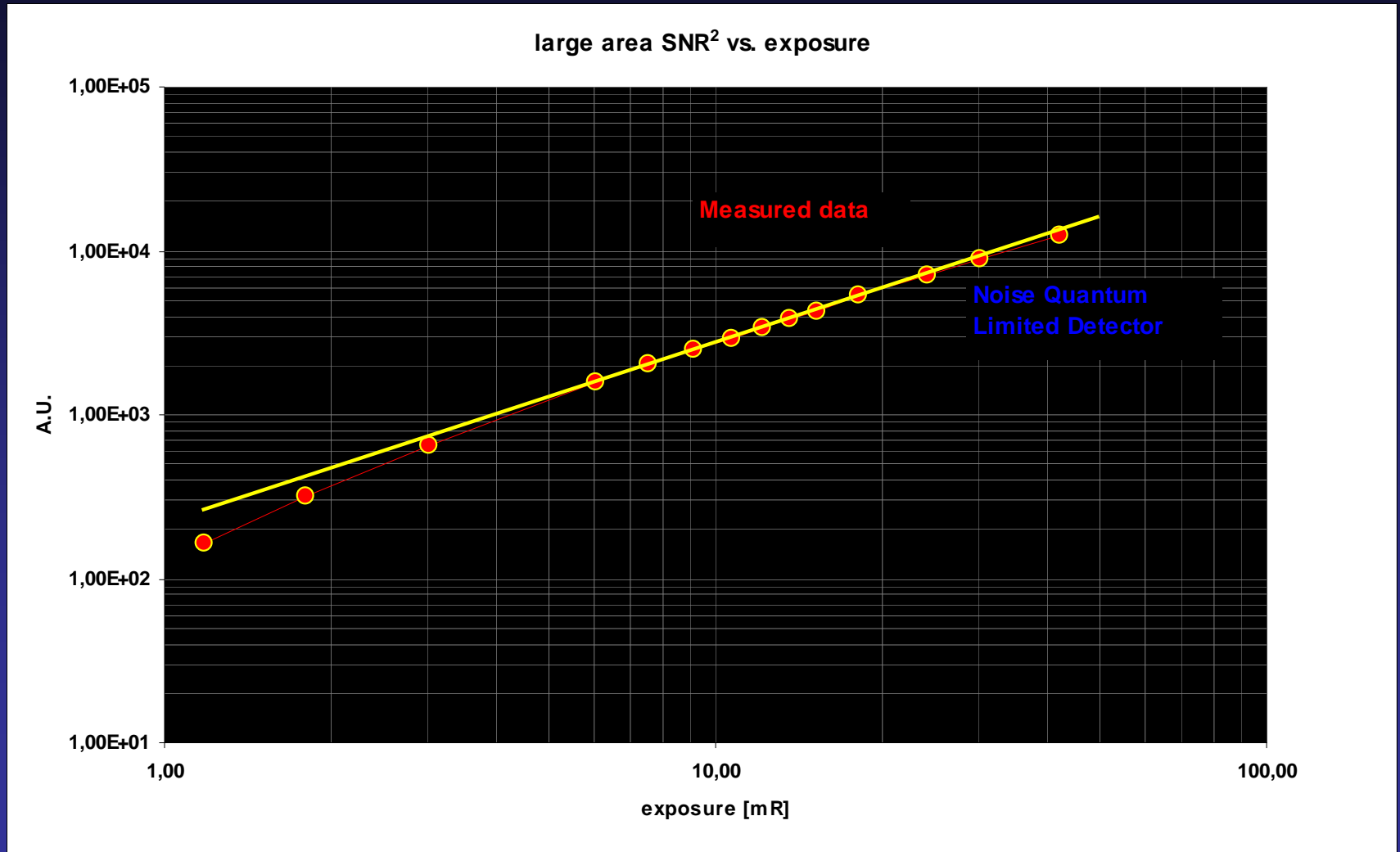
$$\frac{NEQ}{N_{inc}} = \frac{SNR^2_{out}}{SNR^2_{inc}} = DQE$$

Detective Quantum Efficiency:

rappresenta l'efficienza con cui il sistema utilizza la radiazione incidente

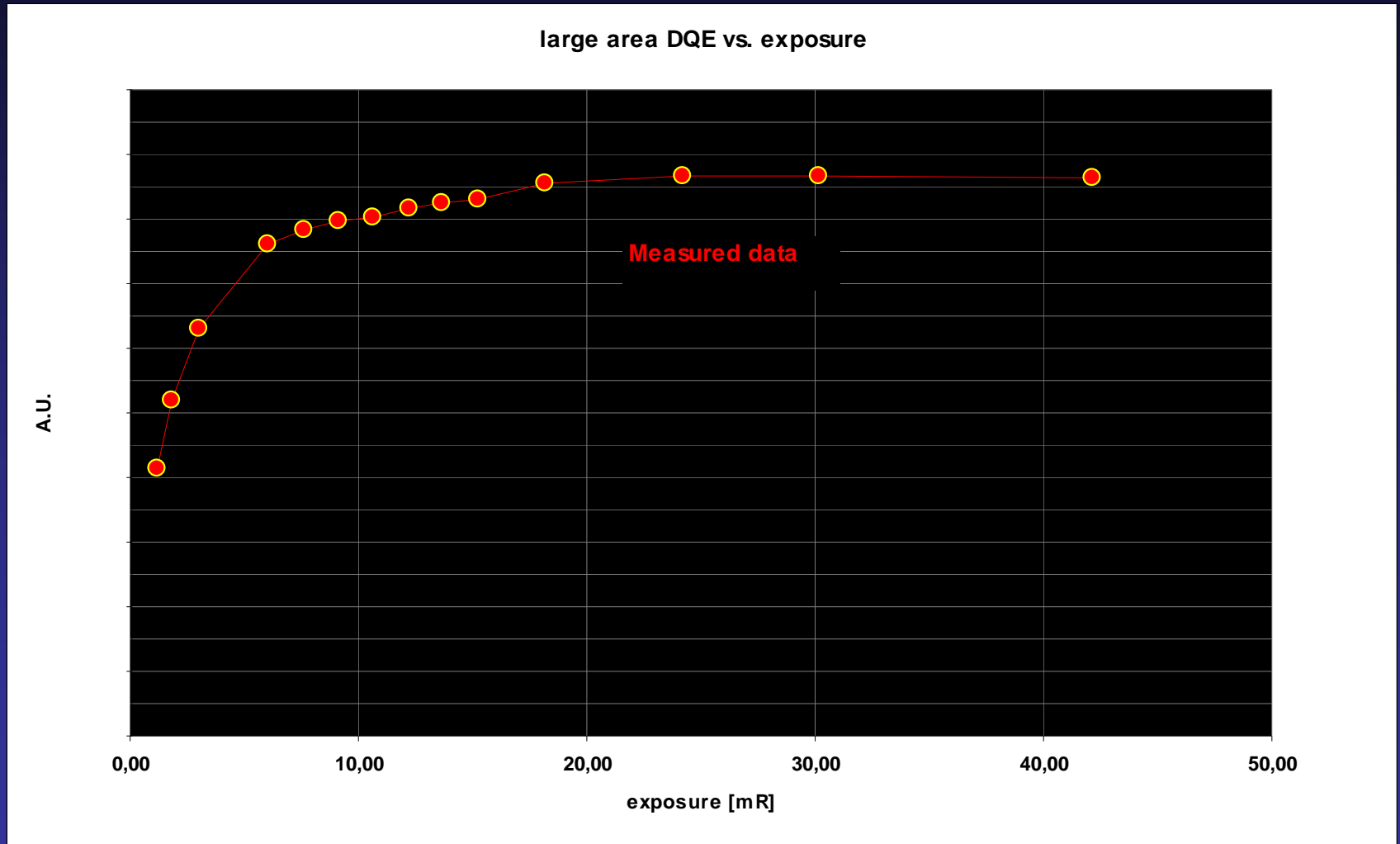
Large Area NEQ

Caratteristiche di trasferimento globali - Shift invarianti



Large Area DQE

Caratteristiche di trasferimento globali - Shift invarianti



Risoluzione Spaziale e Modulation Transfer Function

Caratteristiche di trasferimento spatially correlated

Risoluzione spaziale: è la minima distanza alla quale possono essere posti due oggetti ad alto contrasto ed essere ancora distinti come oggetti separati
Dipende in qualche modo dalla forma degli oggetti

$$MTF(u, v) = |F[IRF(x, y)]|$$

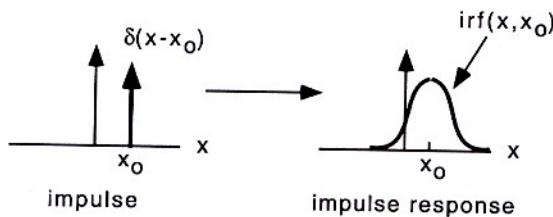


Figure 2.8: An impulse input at $x = x_0$, $\delta(x - x_0)$, produces the impulse-response output $irf(x, x_0)$.

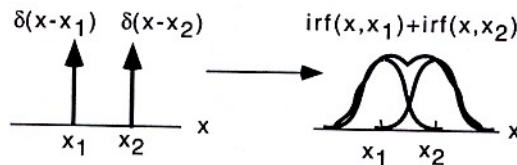


Figure 2.9: For linear systems, the output corresponding to two impulse inputs is the superposition of two impulse-response functions.

Modulation Transfer Function (MTF):

Informazioni sulla risoluzione spaziale del sistema in assenza del rumore.

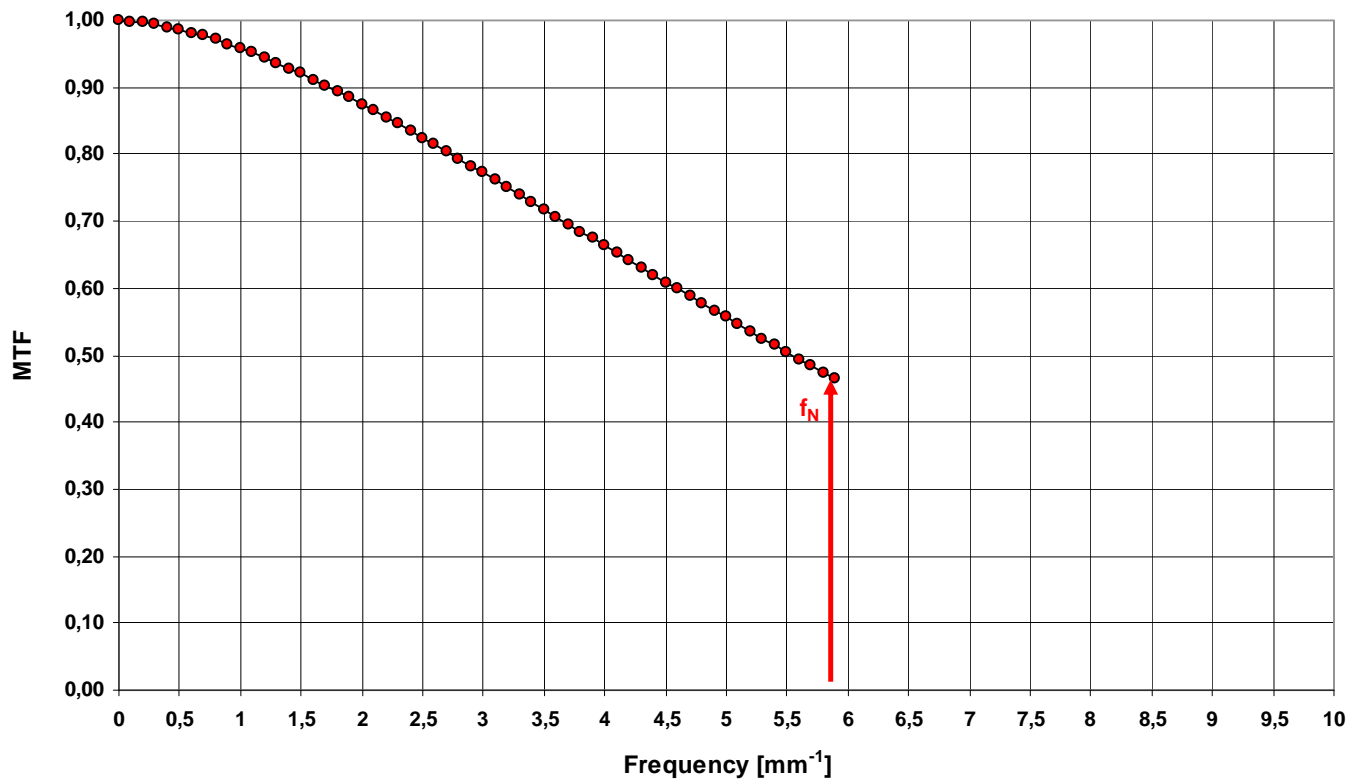
Contiene le caratteristiche deterministiche di trasferimento del sistema a tutte le frequenze spaziali

Modulation Transfer Function (MTF)

Caratteristiche di trasferimento spatially correlated

$$f = \frac{1}{2 \cdot x}$$

Pre-sampling Modulation Transfer Function



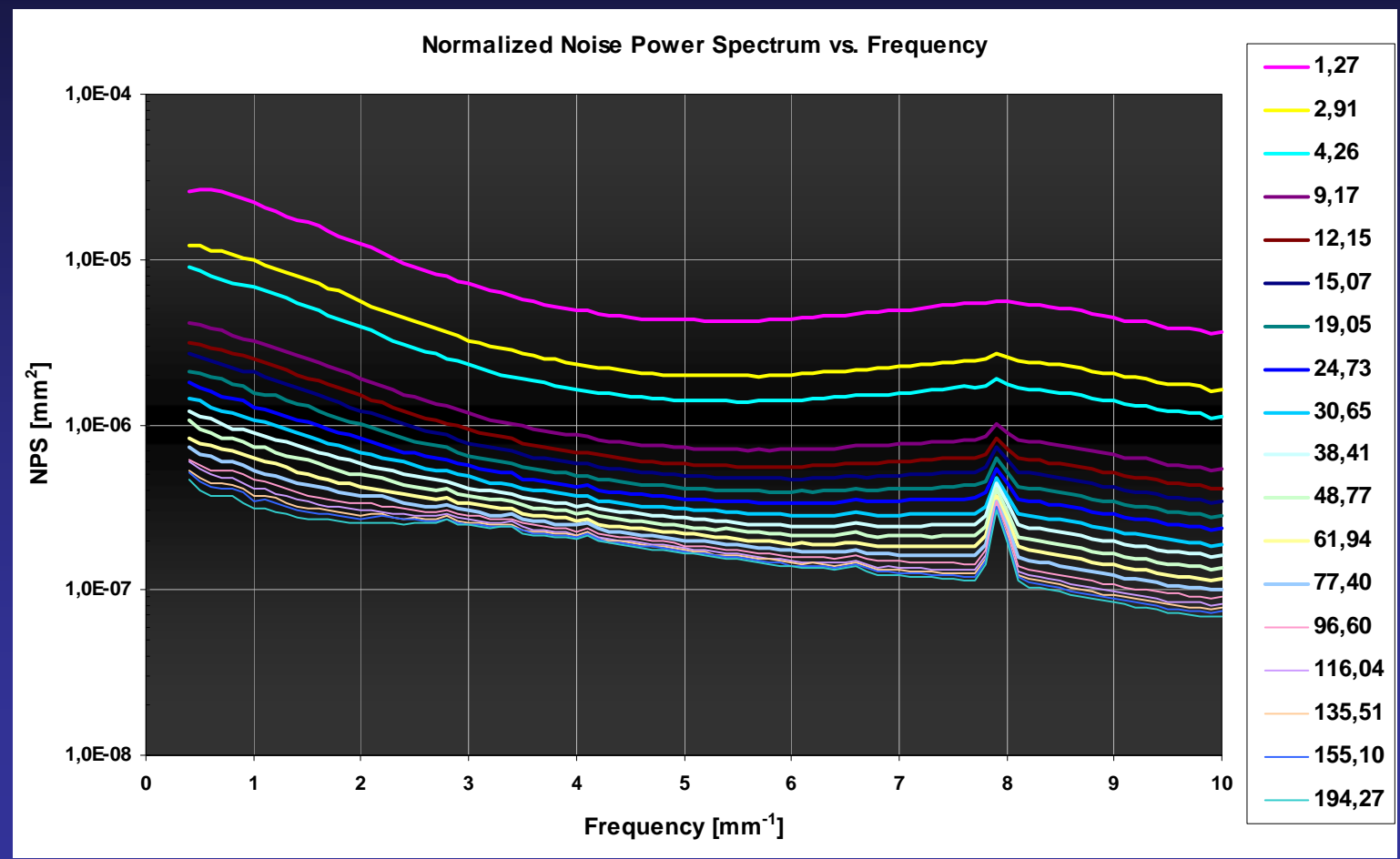
f [lp/mm]	x [mm]
0,5	1
1	0,5
2	0,25
4	0,125
5	0,1
6	0,0833

Noise Power Spectrum (NPS)

Caratteristiche di trasferimento spatially correlated

$$NPS(u, v) = \left| F \left[I(x, y) \right] \right|^2$$

Noise Power Spectrum (Wiener):
Informazioni sul livello di rumore alle diverse frequenze spaziali.



Large Area NEQ e DQE

Caratteristiche di trasferimento globali - Shift invarianti

Noise equivalent quanta: rappresenta il numero di fotoni realmente utilizzati dal rivelatore. Fornisce informazioni sul rapporto S/N (risoluzione e/o soglia di contrasto) alle diverse frequenze spaziali

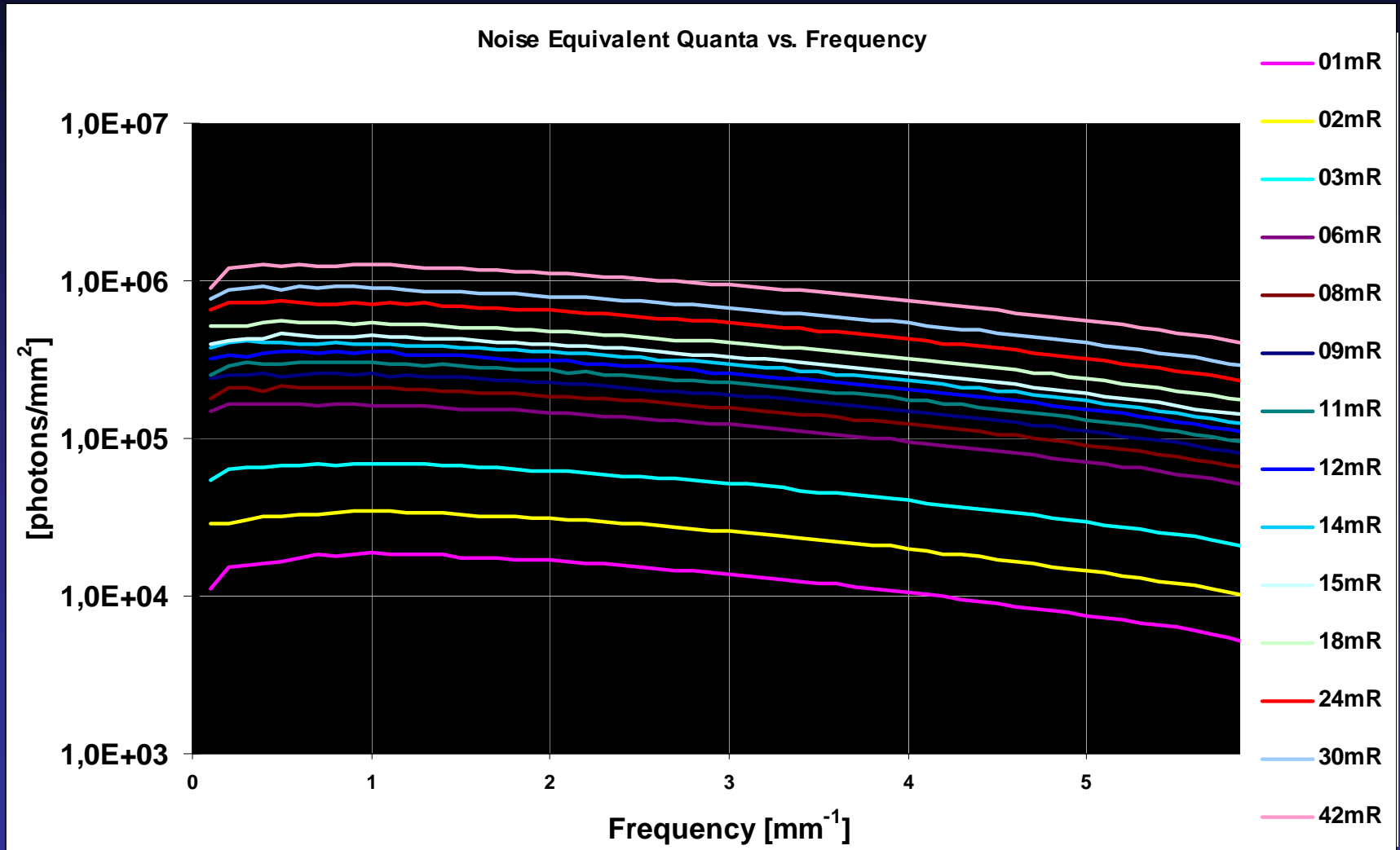
$$NEQ(f) = \frac{MTF(f)^2}{NPS(f)_{norm}}$$

Detective Quantum Efficiency: rappresenta l'efficienza con cui il sistema utilizza la radiazione incidente. Fornisce indicazioni sulla tecnologia usata in termini di quanto si avvicina ad un rivelatore "ideale"

$$DQE(f) = \frac{SNR^2(f)_{out}}{SNR^2(f)_{inc}} = \frac{NEQ(f)}{q} = \frac{MTF(f)^2}{q \cdot NPS(f)_{norm}}$$

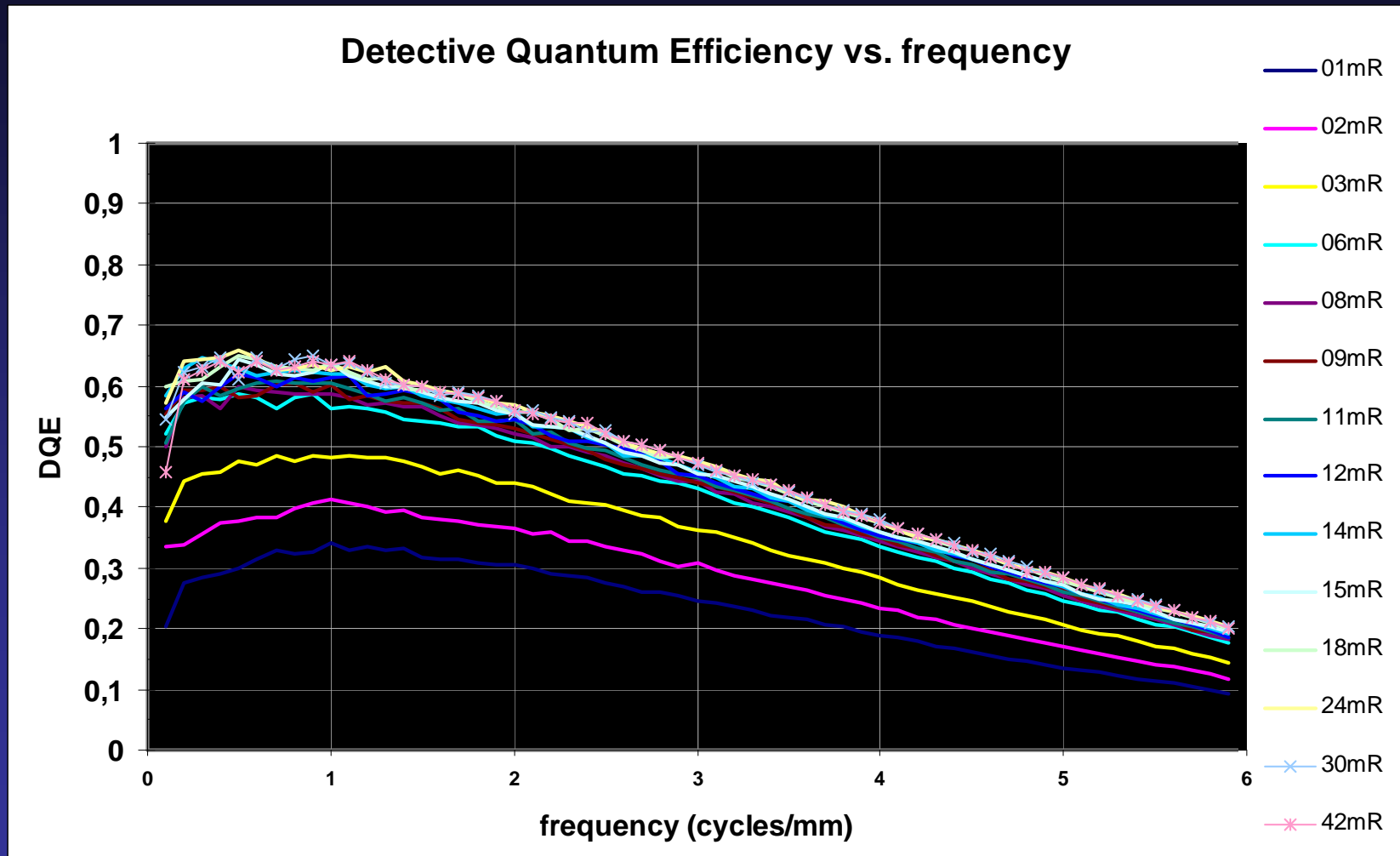
Noise Equivalent Quanta - NEQ(f)

Caratteristiche di trasferimento spatially correlated



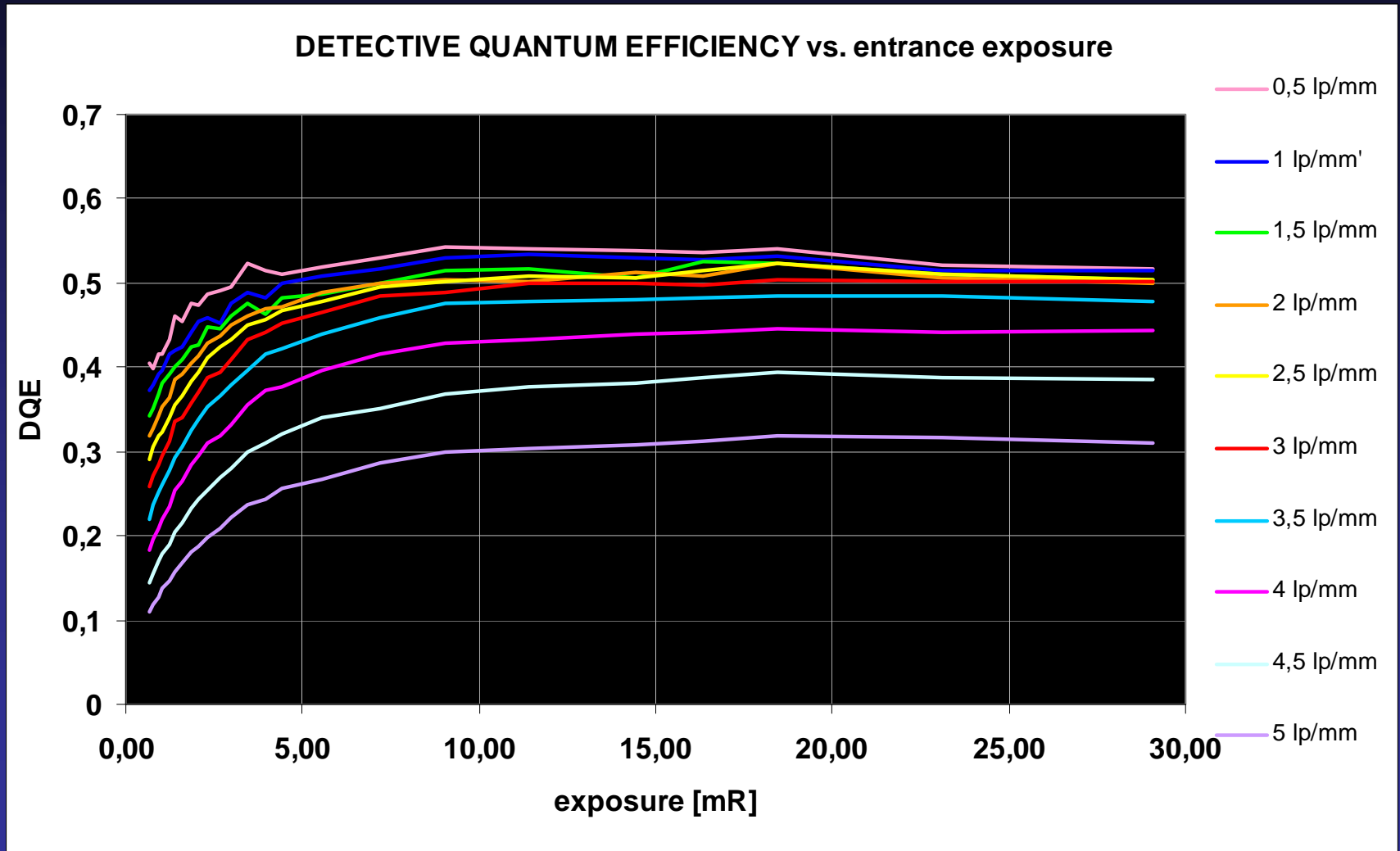
Detective Quantum Efficiency - DQE(f)

Caratteristiche di trasferimento spazialmente correlated



Detective Quantum Efficiency - DQE(f)

Caratteristiche di trasferimento spazialmente correlato



Ottimizzazione del punto di lavoro

Rivelatore ideale

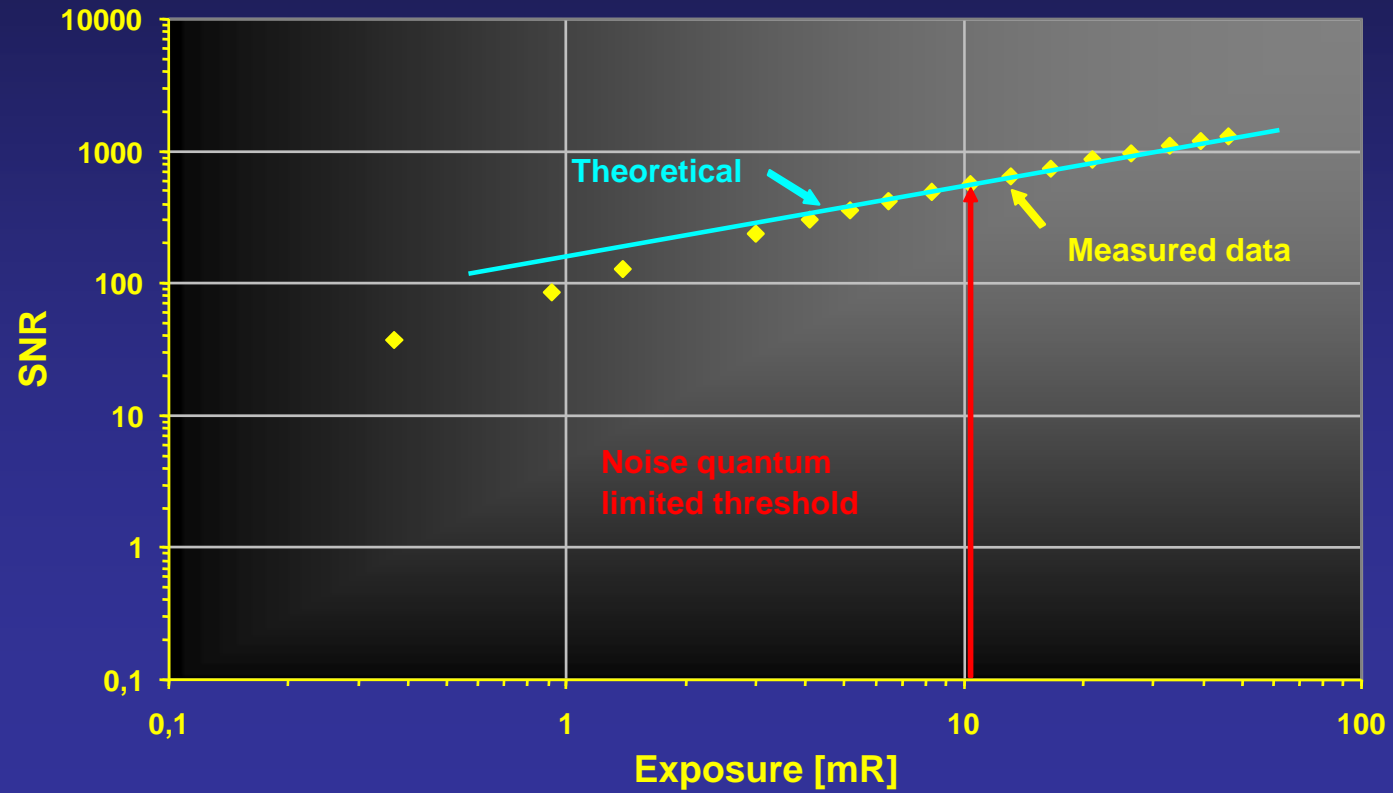
$$SNR_{out} = SNR_{in} \propto \sqrt{\text{esposizione}}$$

L'unica fonte di rumore è il *rumore quantico* dovuto alla natura statistica delle interazioni dei fotoni X con la materia

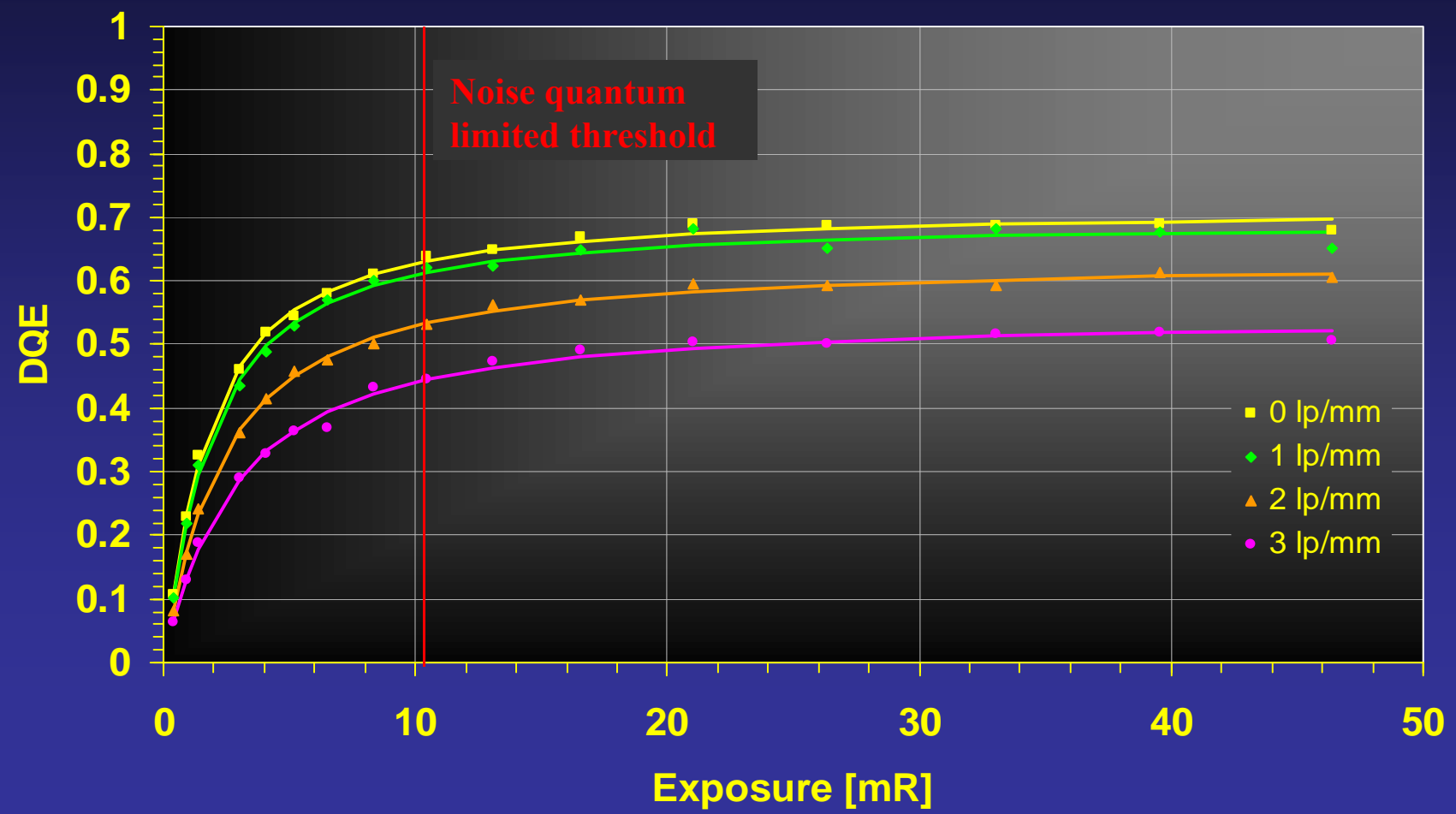
Rivelatore reale

$$SNR_{out} < SNR_{in} \propto \sqrt{\text{esposizione}}$$

A causa principalmente del rumore elettronico



Detective Quantum Efficiency vs. Exposure



Analisi contrasto dettaglio

Valutazione globale della qualità delle immagini: osservatore

CD MAM-phantom 3.2  **CDC (contrast-detail curve)**

- **CDC** = curve che rappresentano i più piccoli oggetti visibili in funzione del loro contrasto relativo
- **IQF** = $\sum_i C_i \cdot D_{i,\min}$ (dove $D_{i,\min}$ è il diametro del più piccolo particolare con contrasto C_i visibile sull'immagine). IQF diminuisce all'aumentare della qualità.
- **COR** = (Numero totale di osservazioni corrette / Numero totale di particolari nel fantoccio)*100

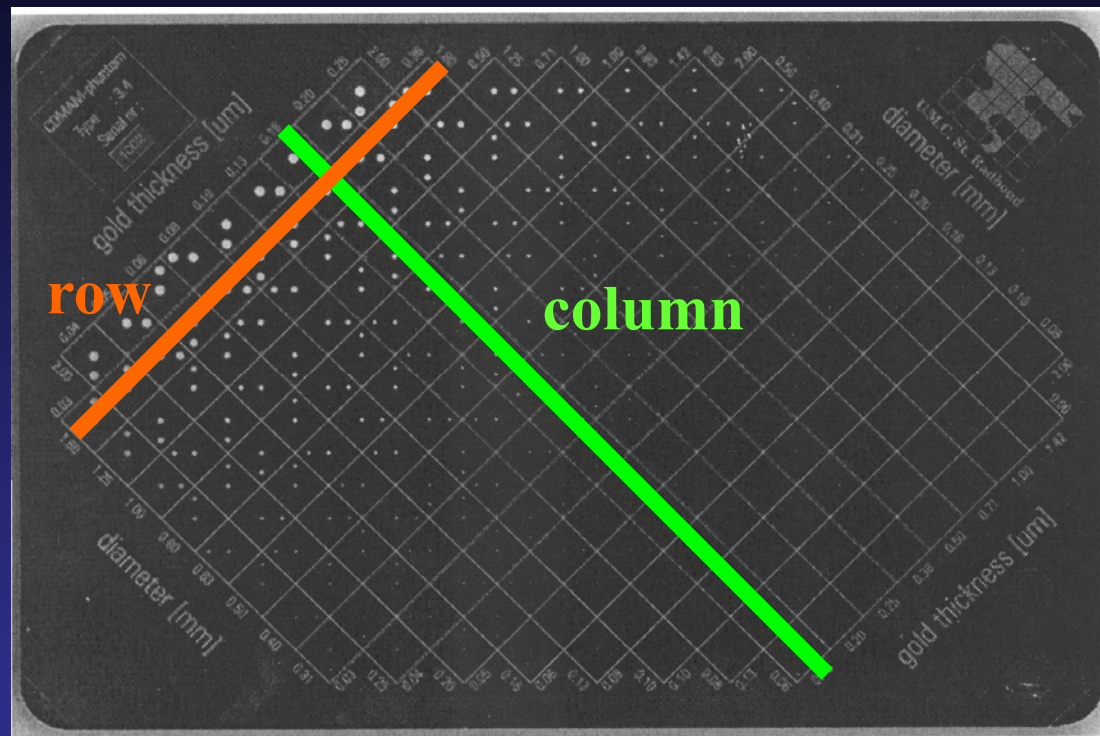
Analisi Contrasto-Dettaglio

Disks Relative contrast @ 28 kVp (constant within a column):

$$0.52\% < C_i < 29.53\%$$

diameter (constant within a row):

$$0.06 \text{ mm} < D_i < 2.00 \text{ mm}$$



CD MAM - phantom 3.4

	175 mAs	125 mAs	80 mAs	50 mAs
FPD [mR]	18.0	13.0	8.4	5.3
ESAK [mGy]	17.8	12.8	8.1	5.0

CEMAM-phantom
Type: 3.4
Serial nr.:
1502



USC, St. Radboud
diameter [mm]

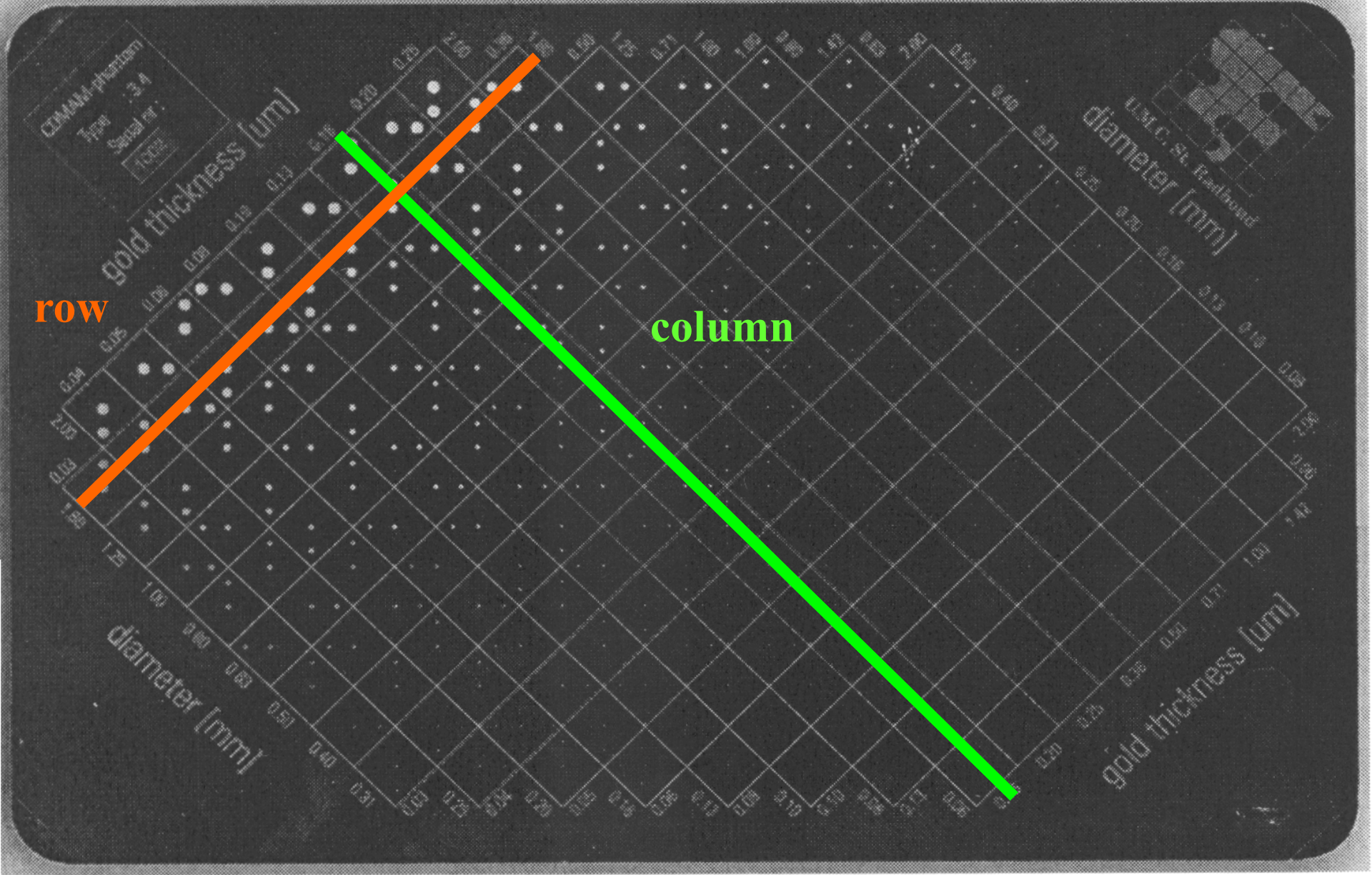
row

column

gold thickness [um]

gold thickness [um]

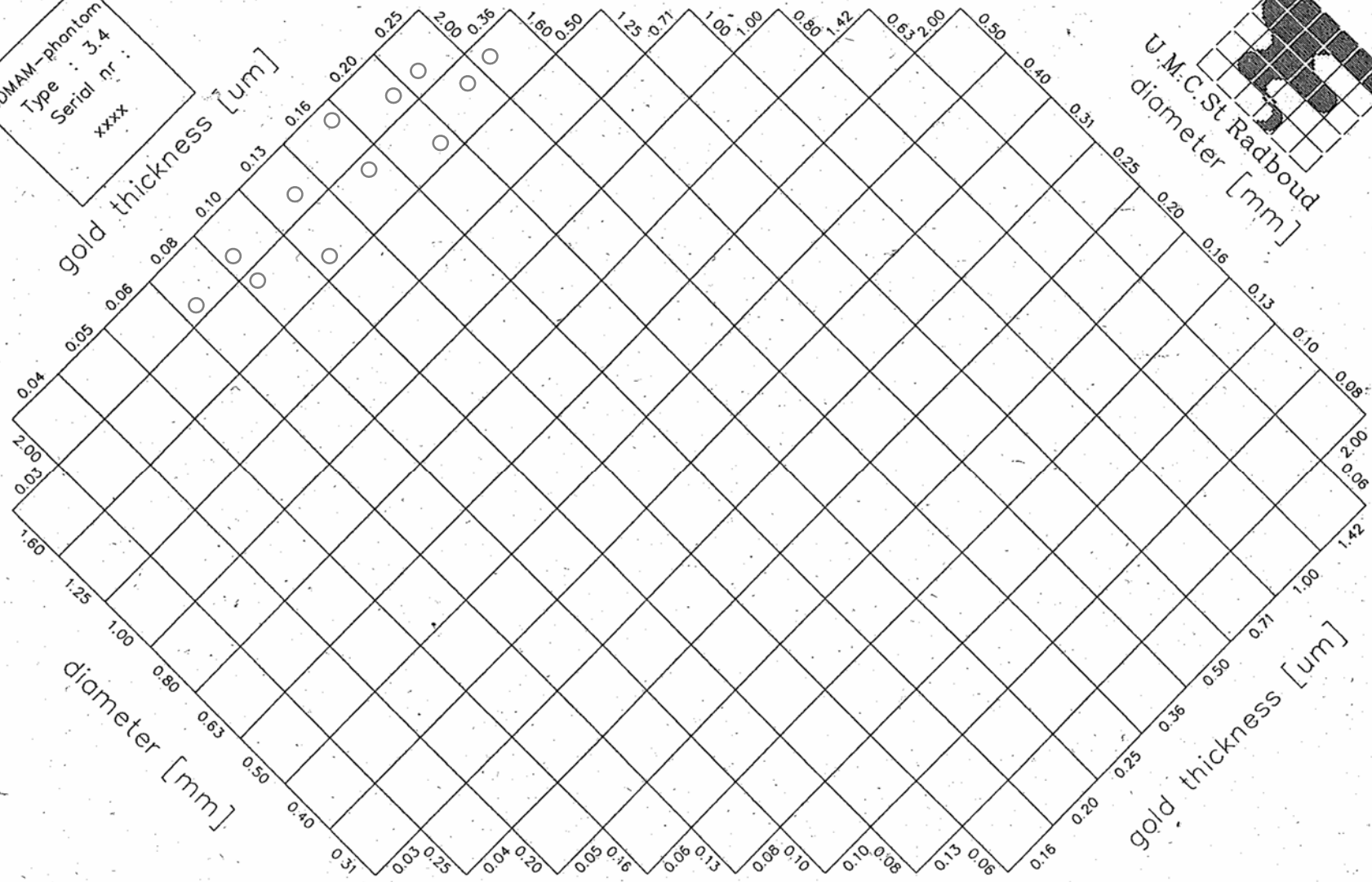
diameter [mm]



CDMAM-phantom
Type : 3.4
Serial nr :
xxxx

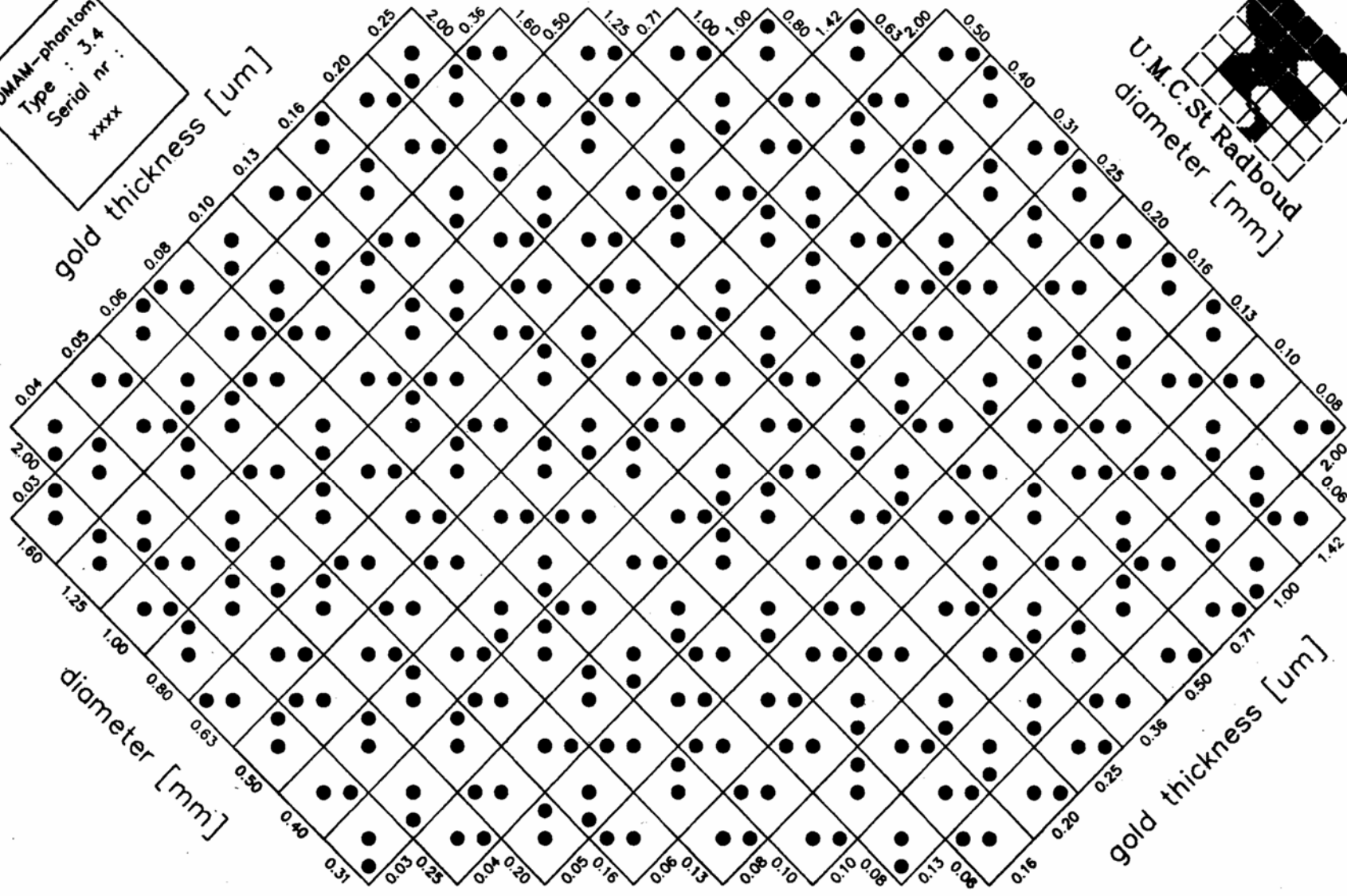


U.M.C. St Radboud
diameter [mm]



Score form CDMAM-phantom, type 3.4

CDMAM-phantom
Type : 3.4
Serial nr :
xxxx



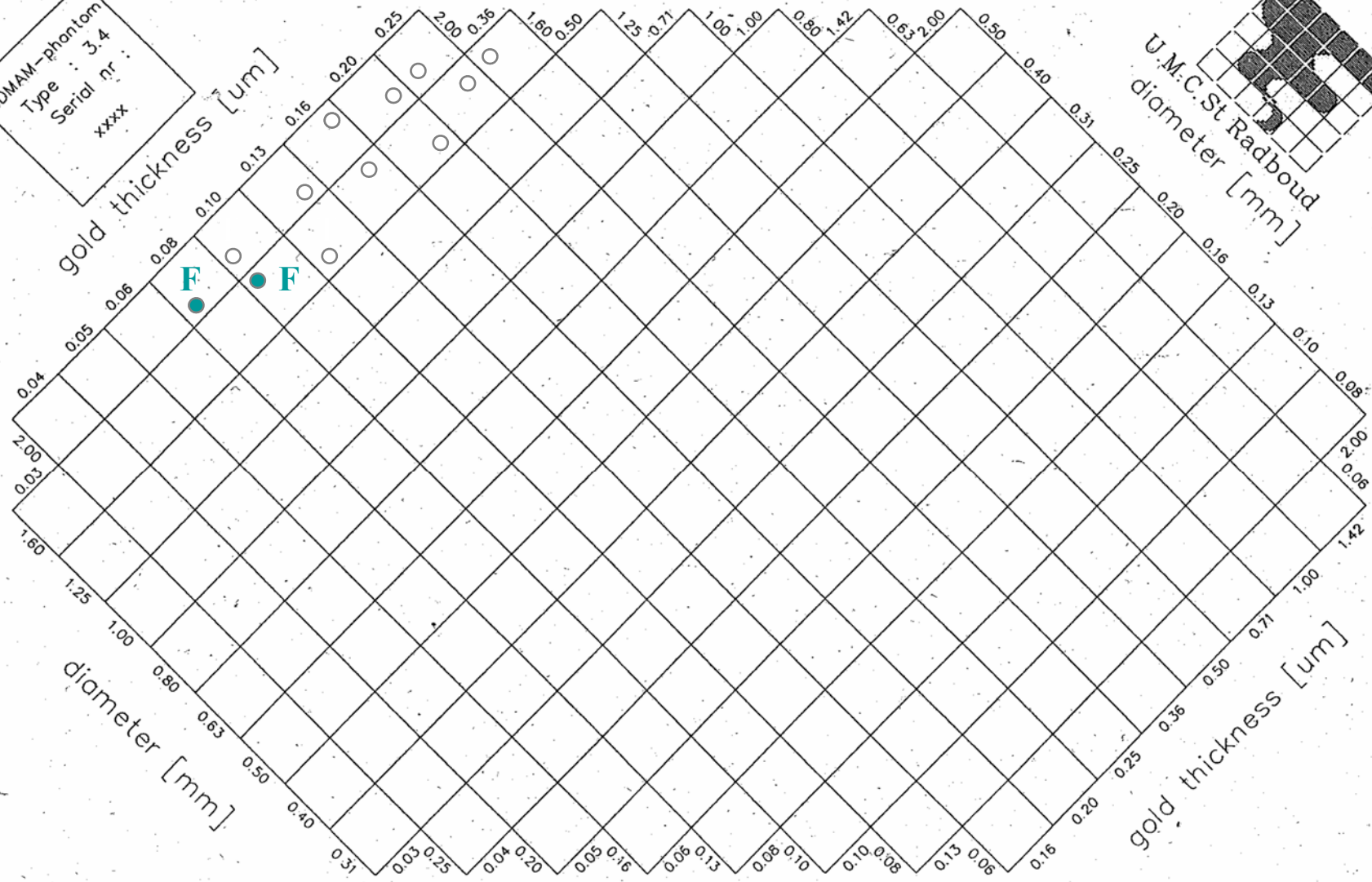
U.M.C. St Radboud
diameter [mm]

Evaluation form CDMAM-phantom, type 3.4

CDMAM-phantom
Type : 3.4
Serial nr :
xxxx



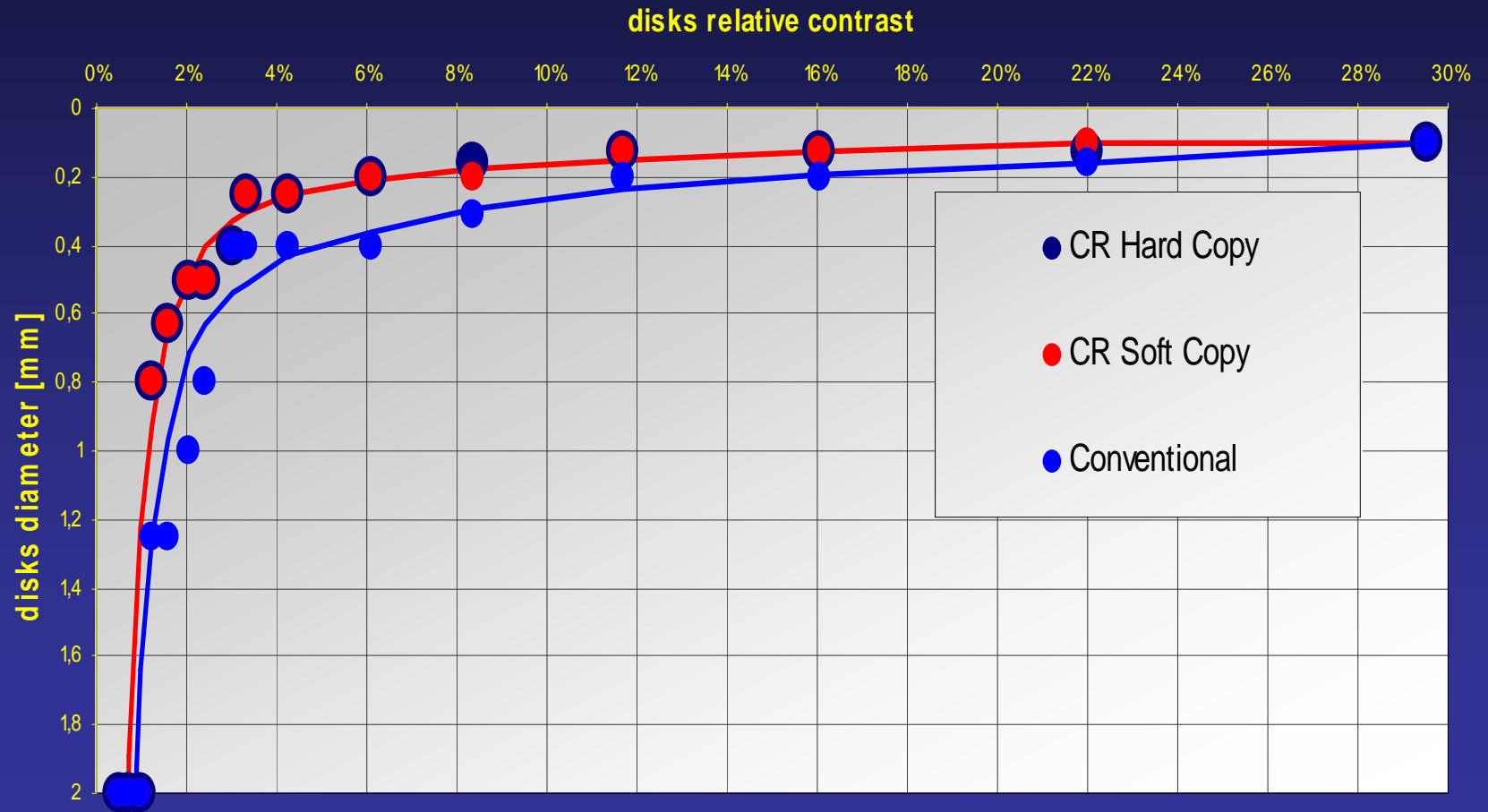
U.M.C. St Radboud
diameter [mm]



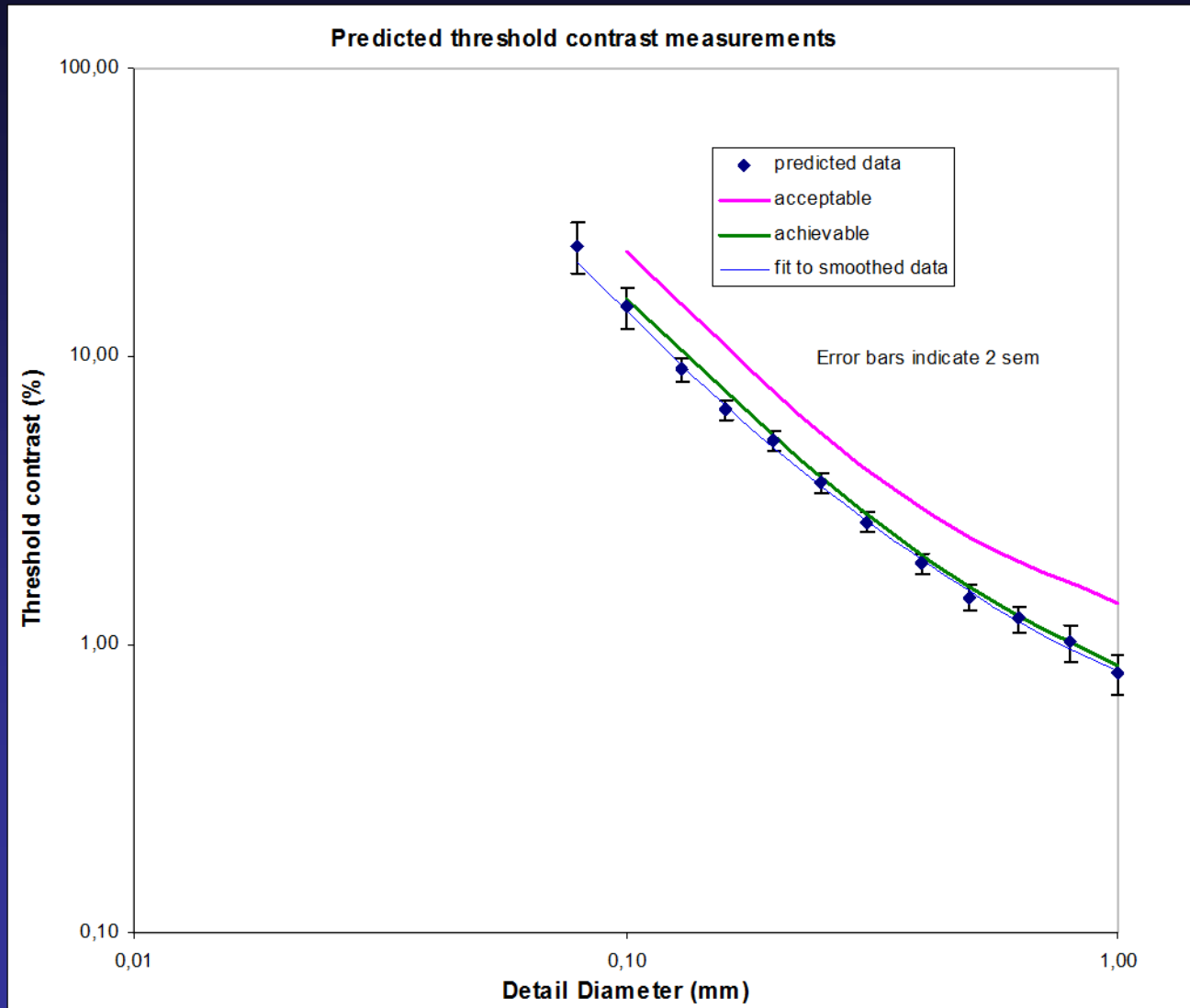
Score form CDMAM-phantom, type 3.4

Curva Dettaglio-Contrasto

Contrast detail curve



Curva Dettaglio-Contrasto



Contrast-Detail Analysis

1) Image quality figure (IQF)

$$IQF = \sum_i C_i \cdot D_{i,\min}$$

$D_{i,\min}$ è il più piccolo particolare visibile con contrasto relativo C_i

IQF decresce all'aumentare della qualità delle immagini

2) Correct Observation Ratio (COR)

$$COR = \frac{\text{total \# of correct findings}}{\text{total \# of disks}} \cdot 100$$

COR cresce all'aumentare della qualità delle immagini

	18.0 mR	13.0 mR	8.4 mR	5.3 mR
IQF	22.1	25.2	27.9	41.0
COR	43.0 %	38.7 %	37.5 %	24.6 %

Contrast-Detail Analysis

1) Image quality figure (IQF)

$$IQF = \sum_i C_i \cdot D_{i,\min}$$

$D_{i,\min}$ è il più piccolo particolare visibile con contrasto relativo C_i

IQF decresce all'aumentare della qualità delle immagini

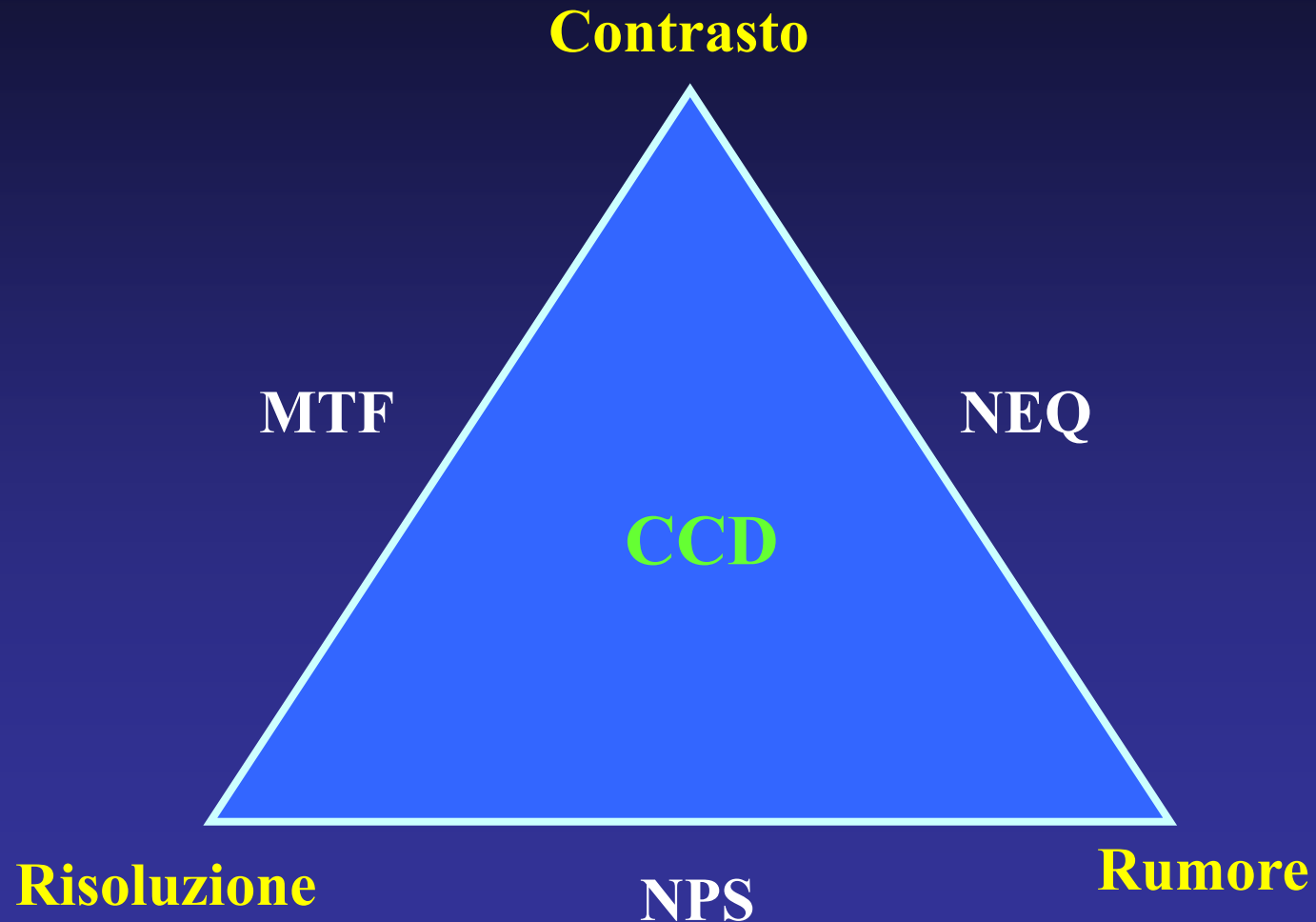
2) Correct Observation Ratio (COR)

$$COR = \frac{\text{total \# of correct findings}}{\text{total \# of disks}} \cdot 100$$

COR cresce all'aumentare della qualità delle immagini

	18.0 mR	13.0 mR	8.4 mR	5.3 mR
IQF	22.1	25.2	27.9	41.0
COR	43.0 %	38.7 %	37.5 %	24.6 %

Interrelazione fra gli attributi di qualità e le grandezze indice



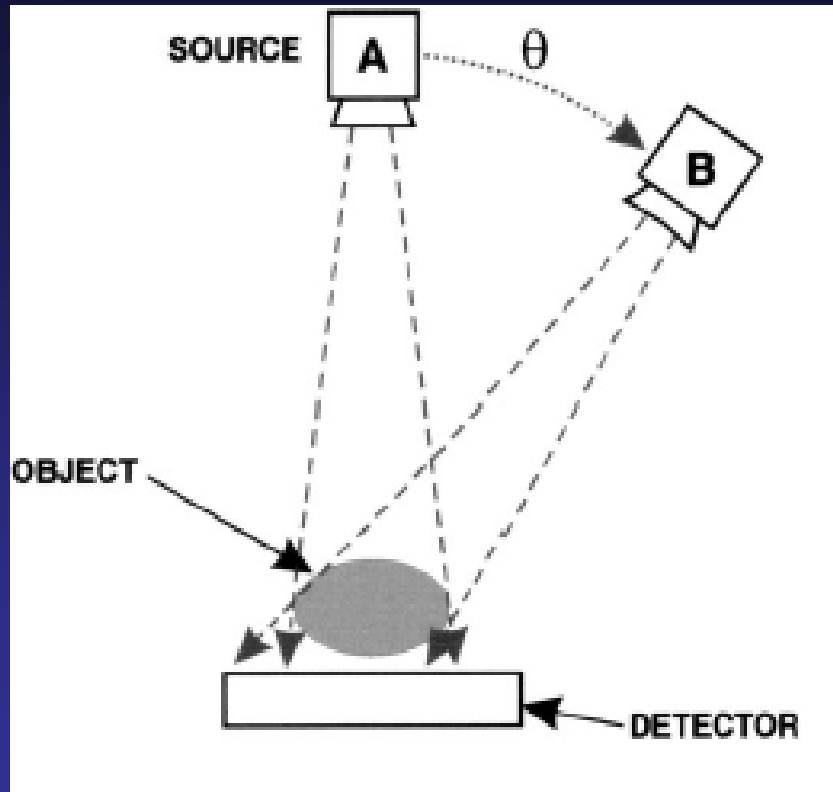
Breast Tomosynthesis (BT)

- Vengono acquisite una serie di proiezioni bidimensionali dell'organo in esame per diverse angolazioni del tubo rx intorno alla mammella.
- I dati acquisiti vengono ricostruiti in una serie di strati sottili ad alta risoluzione.

Vincoli

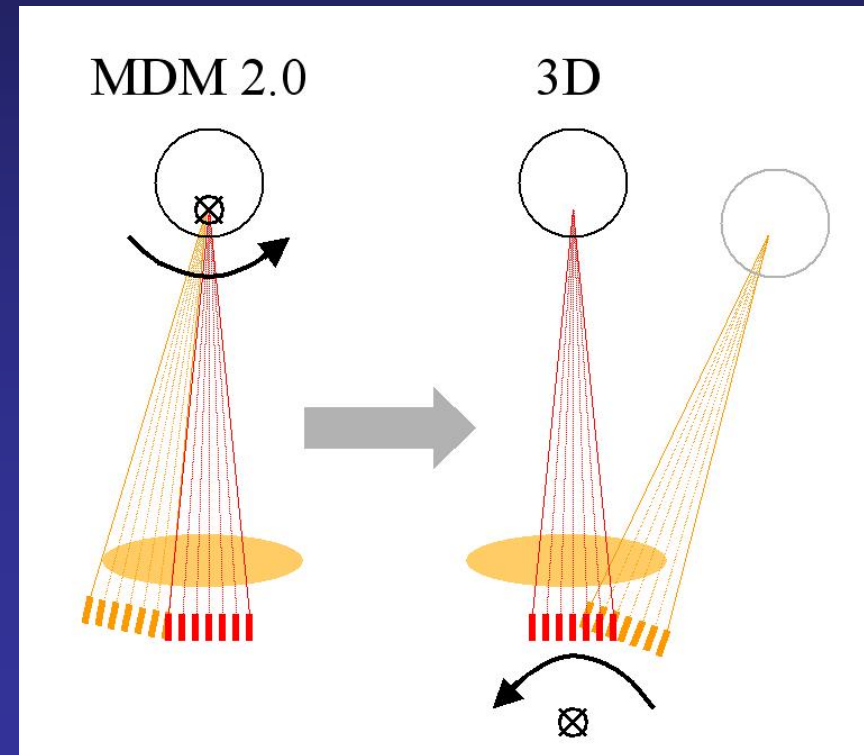
- Dose totale all'organo accettabile (~ dose per MX doppia proiezione).
- Qualità dell'immagine ricostruita adeguata
- Tempo di scansione contenuto (artefatti da movimento).

Breast Tomosynthesis (BT)



FFDM detector

Scanning system



Breast Tomosynthesis (BT)

$$N_{complete} = \pi \cdot \frac{D}{r}$$

D = diametro dell'oggetto

r = risoluzione spaziale

$$D = 10 \text{ cm}$$

$$r = 5 \text{ lp/mm (100 } \mu\text{m)}$$



$$N_{complete} \cong 3000$$

Si accetta una risoluzione inferiore lungo Z rispetto a quella nel piano XY.

$$N_{proj} < N_{complete}$$

$$t_{scan} \leq 10s$$

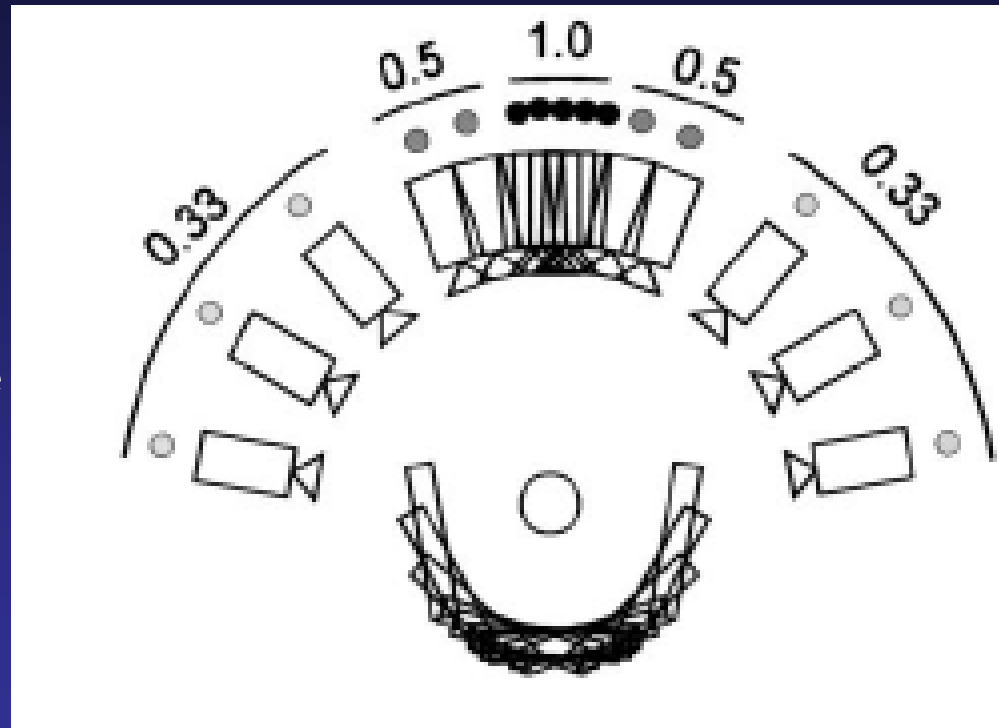


$$D / proj \leq (2 / N_{proj}) D_{image2D}$$

$$D_{tomo} \leq D_{DM}$$

Breast Tomosynthesis (BT)

- Sistema anisotropo
 - Angolo totale di scansione ridotto
 - Scansione angolare non uniforme
 - Diminuzione della risoluzione spaziale del rivelatore all'aumentare dell'angolo di scansione mediante "pixels binning"
 - Riduzione della dose/proiezione per angoli elevati



Breast Tomosynthesis (BT)

- Requisiti del detettore
 - Ridotto tempo di read-out per contenere il tempo di scansione
 - Grande area: deve rivelare la proiezione geometrica della parte più alta dell'oggetto anche ad angoli elevati.
 - alta risoluzione spaziale lungo XY
 - Basso rumore perché gli algoritmi di ricostruzione enfatizzano il rumore alle alte frequenze spaziali
 - Elevato DQE a basse dosi per contenere la dose per proiezione necessaria ad ottenere un adeguato SNR

Breast Tomosynthesis (BT)

- Gantry che permetta l'acquisizione di una sequenza di immagini ad intervalli di tempo < 1 s su un angolo ampio
- Sistema di immobilizzazione dell'organo in esame
- Processori potenti per la ricostruzione dei dati
- Algoritmi di ricostruzione dedicati:
 - BP: capacità limitata di riprodurre strutture a basso contrasto in una geometria cone-beam con range angolare limitato.
 - FBP: migliora la risoluzione in contrasto ma sono presenti notevoli artefatti da ricostruzione
 - ML-convex (metodi statistici iterativi) hanno dato i migliori risultati ma dipendono molto dal rumore delle immagini delle proiezioni bidimensionali.

Breast Tomosynthesis (BT)

- Movimento del tubo rx: continuo o step-and-shoot
- Angolo rotazione del tubo
- Angolo tomosintesi: dipende dall'ampiezza del fascio
- Tipologia di rivelatore
- Pixel size
- Spessore slice ricostruita

Images from Sectra prototype

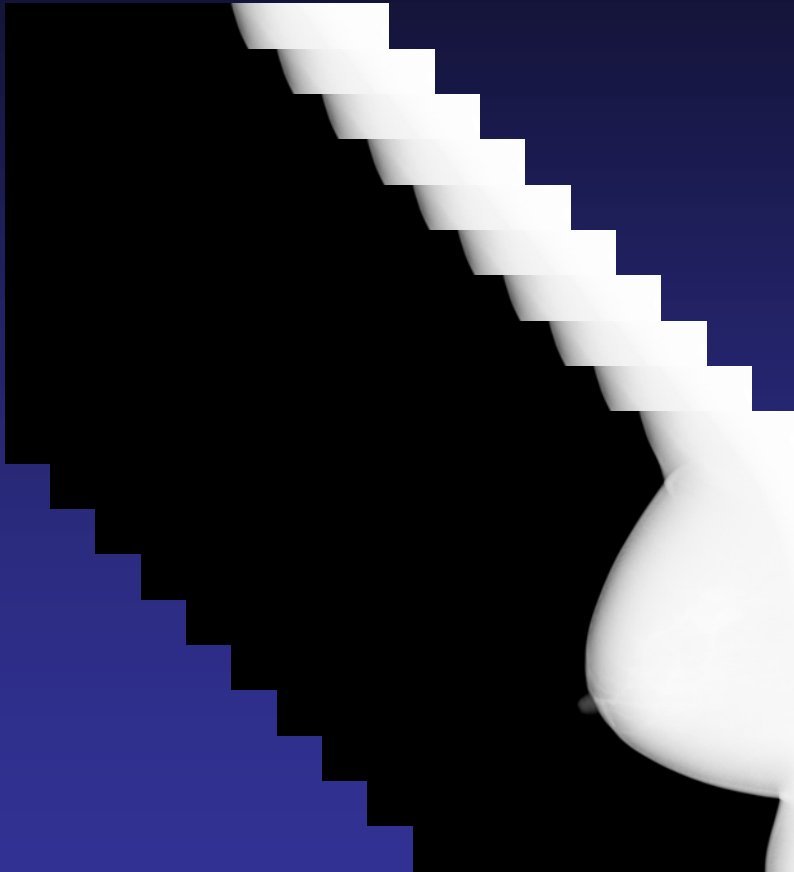
Work in progress



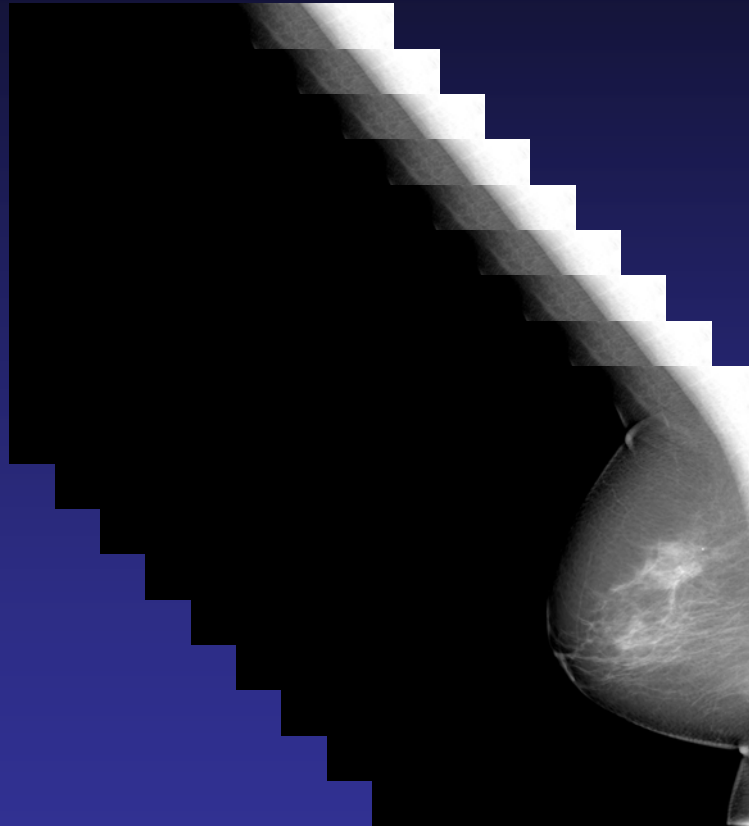
3D photon
counting

Quale immagine in mammo 3D?

“RAW” IMAGE



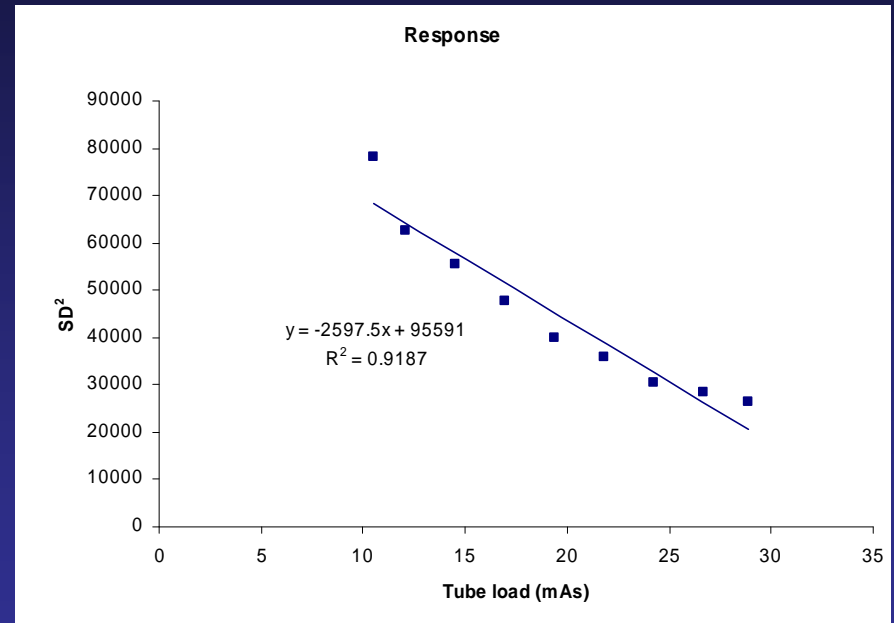
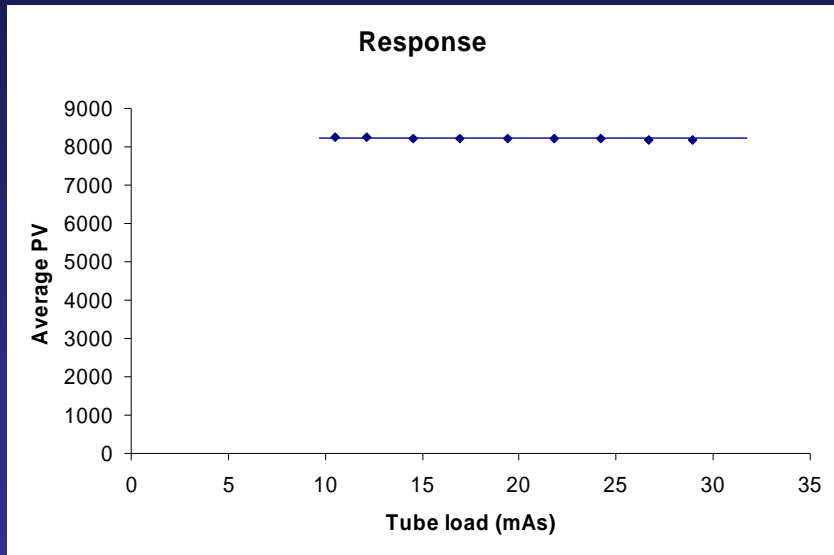
“PROCESSED” IMAGE



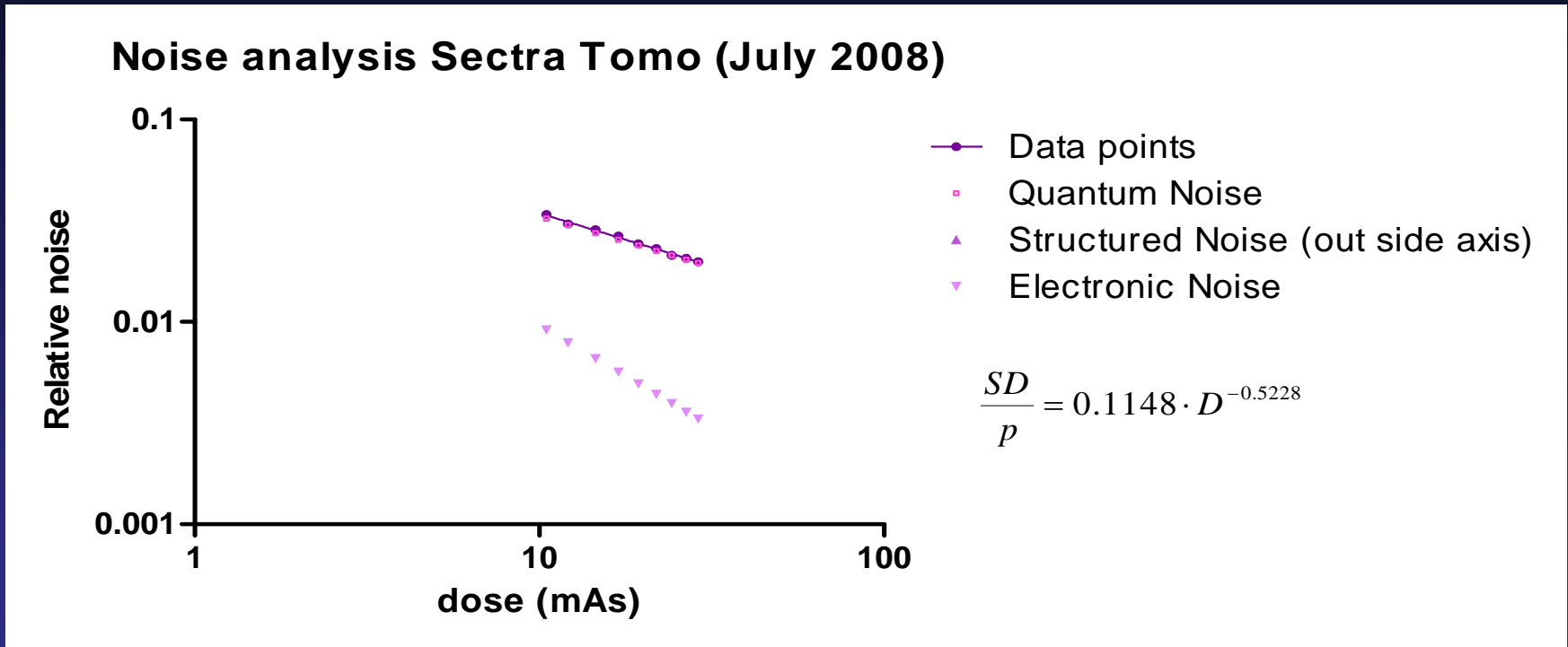
- Response function
- Homogeneity
- NPS on slice
- Artifacts and propagation of artifacts in adjacent slices
- Detail detection on uniform background
- Detail detection on structured background

- Uniform PMMA block 7 cm thick
- W/Al target/filter combination 35 kV
- Images at different dose levels (100 – 540 mAs)
- Region-of-interest 5 x 5 mm
Centred on the middle slice

Response function prototype



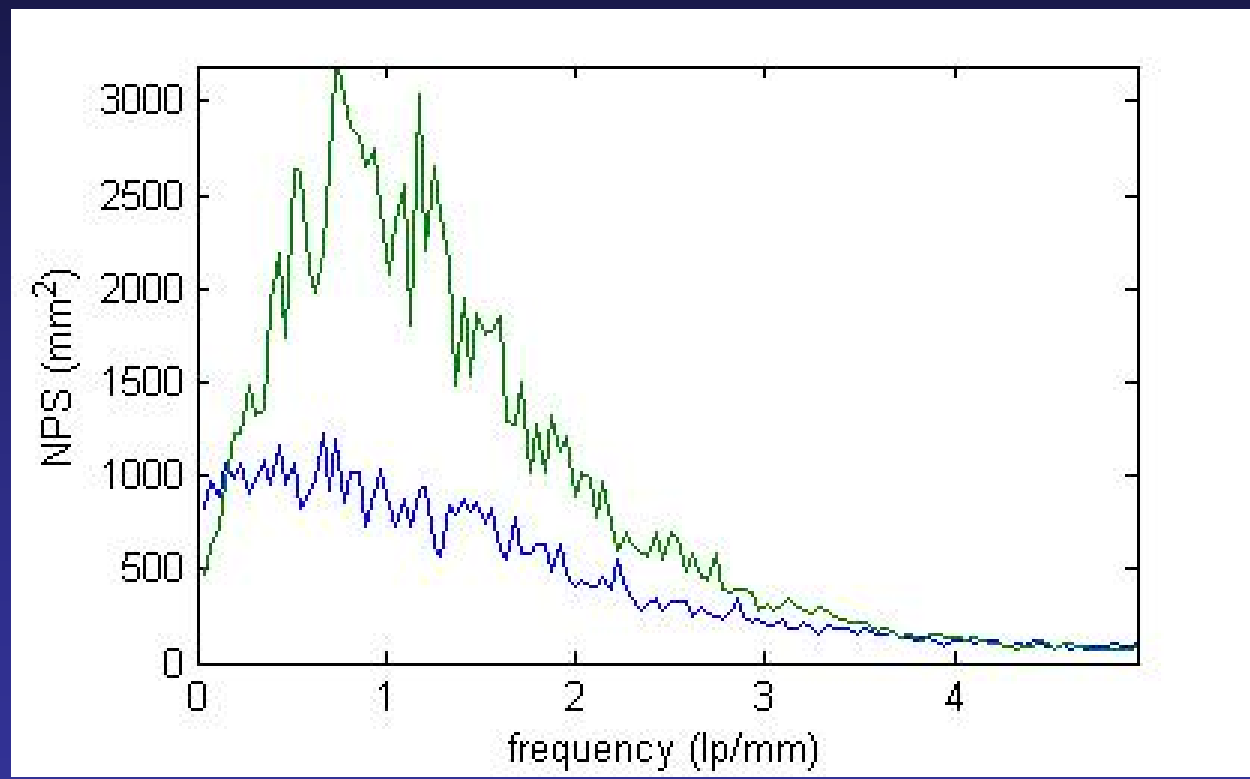
- Pixel value kept constant
- SNR^2 against dose approximately linear

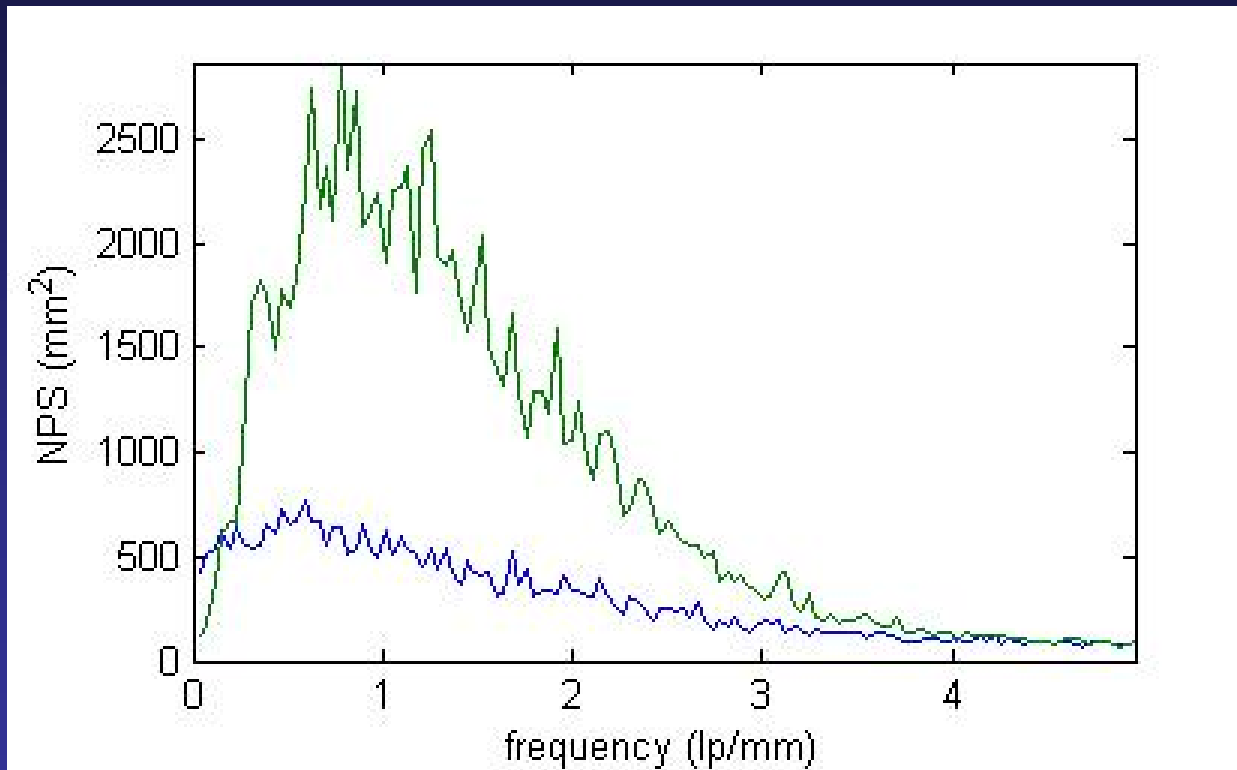


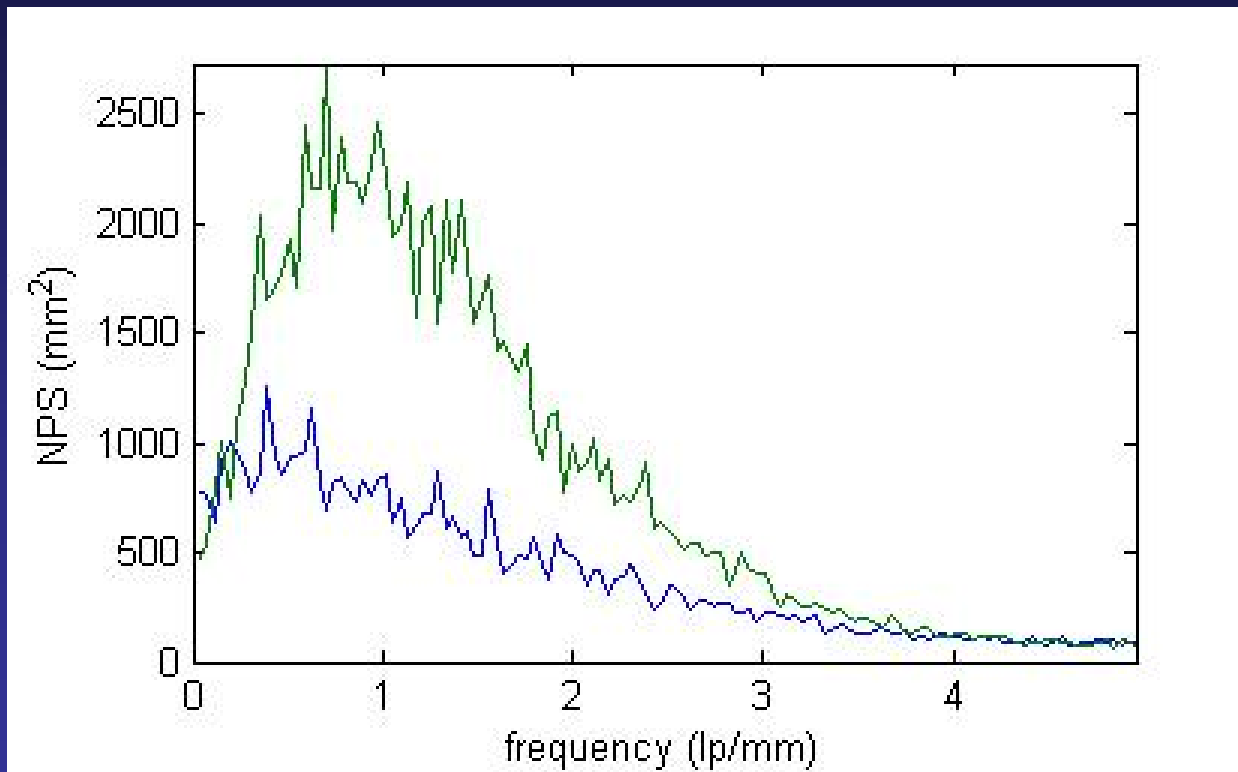
Quantum noise dominant

- Uniform PMMA block 7 cm thick
- W/AI target/filter 35 kV
- Images at 540 mAs
(MGD for a breast with equivalent attenuation is approximately 0.8 mGy)
- Voxel-of-interest 5 x 5 x 4.5 mm
(averaged over three slices)

NPS slice 2

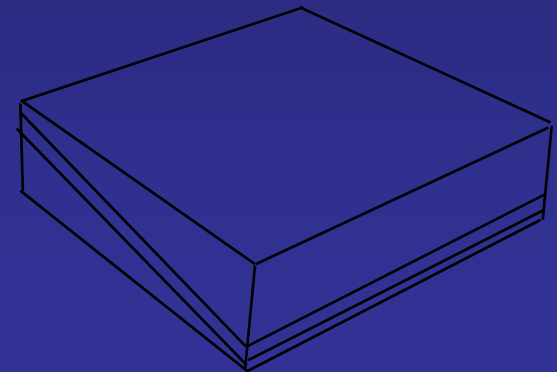




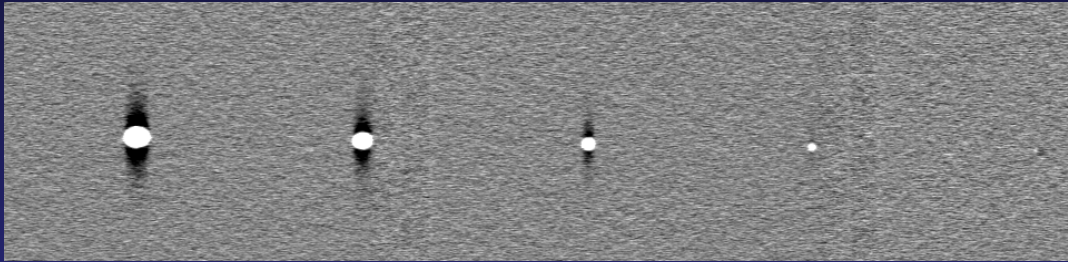


Evaluation of artifacts

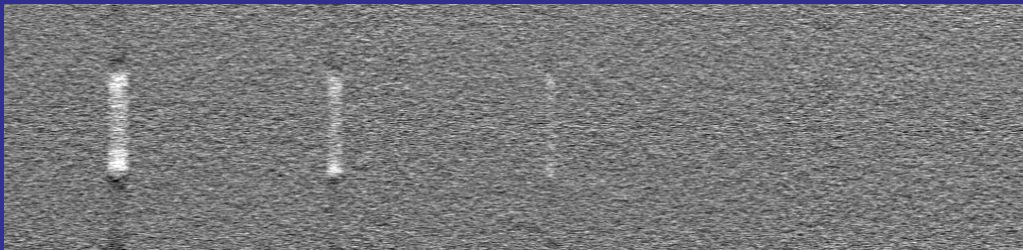
- PMMA block 7 cm thick
 - Aluminium spheres 0.2 - 2 mm diameter in diagonal plane
 - W/AI target/filter 35 kV 540 mAs
- MGD for a breast with equivalent attenuation was 0.8 mGy



- Slice with objects:

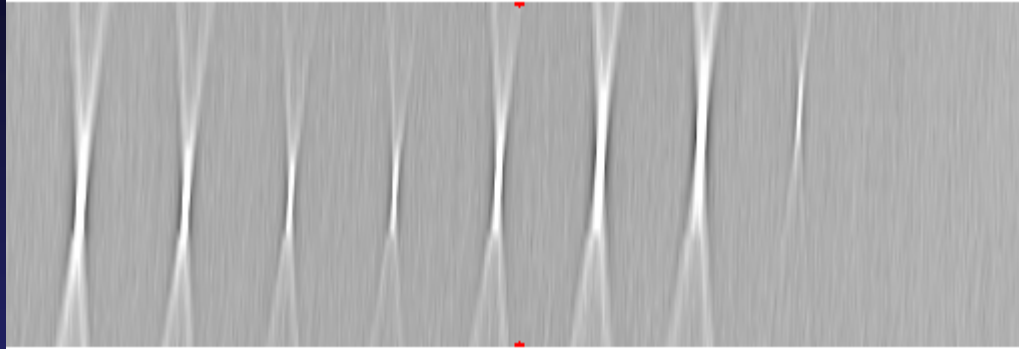


- Ten and twenty slices from slice with objects:

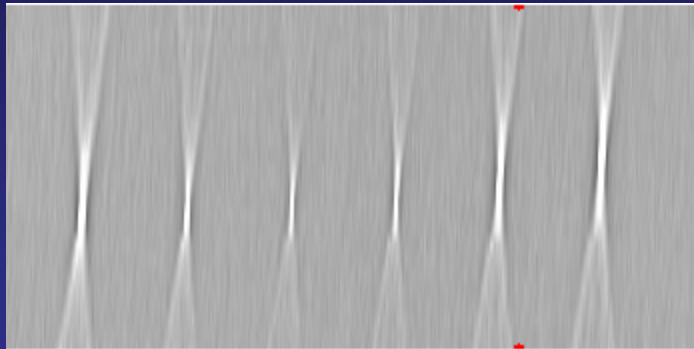


Evaluation of artifacts

Prototype



2 mm balls

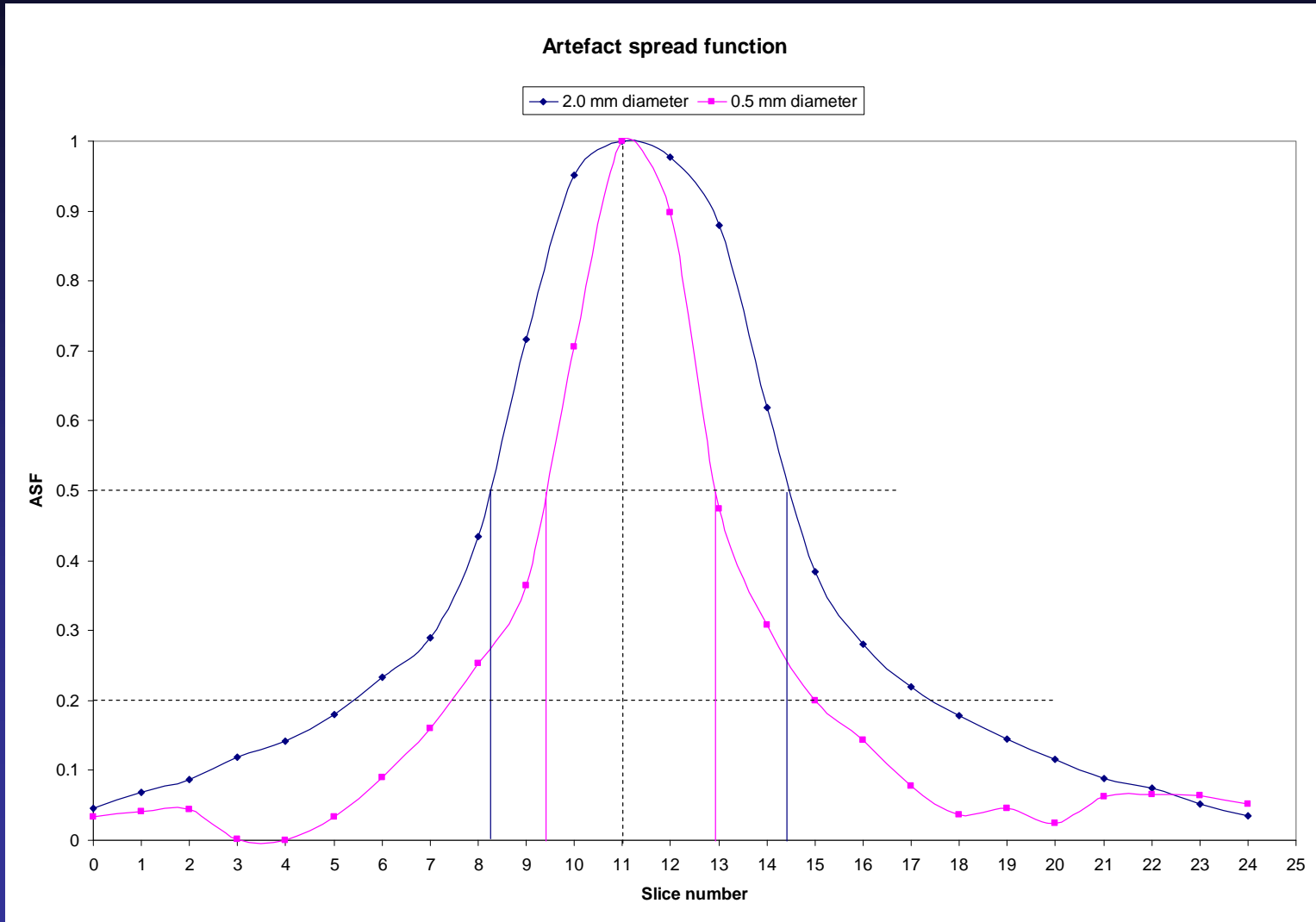


1 mm balls



0.5 mm balls

Evaluation of artifacts Prototype

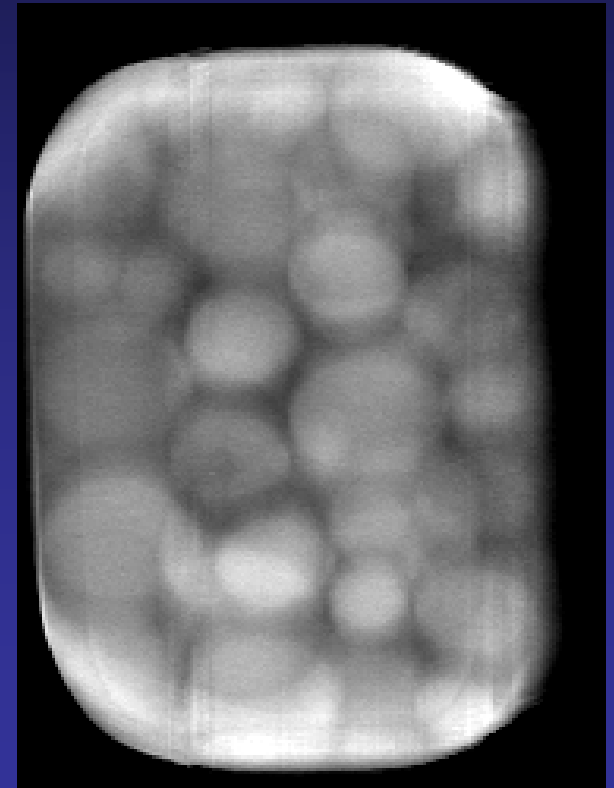


- CDMAM on 0.1 mm thick aluminium base
- 50 mm thick stack of PMMA slabs. (20 mm below CDMAM, 30 mm above)
- W/AI target/filter combination 35 kVp (MGD for a breast with equivalent attenuation was approximately 1.1 mGy).

Detection of spherical objects

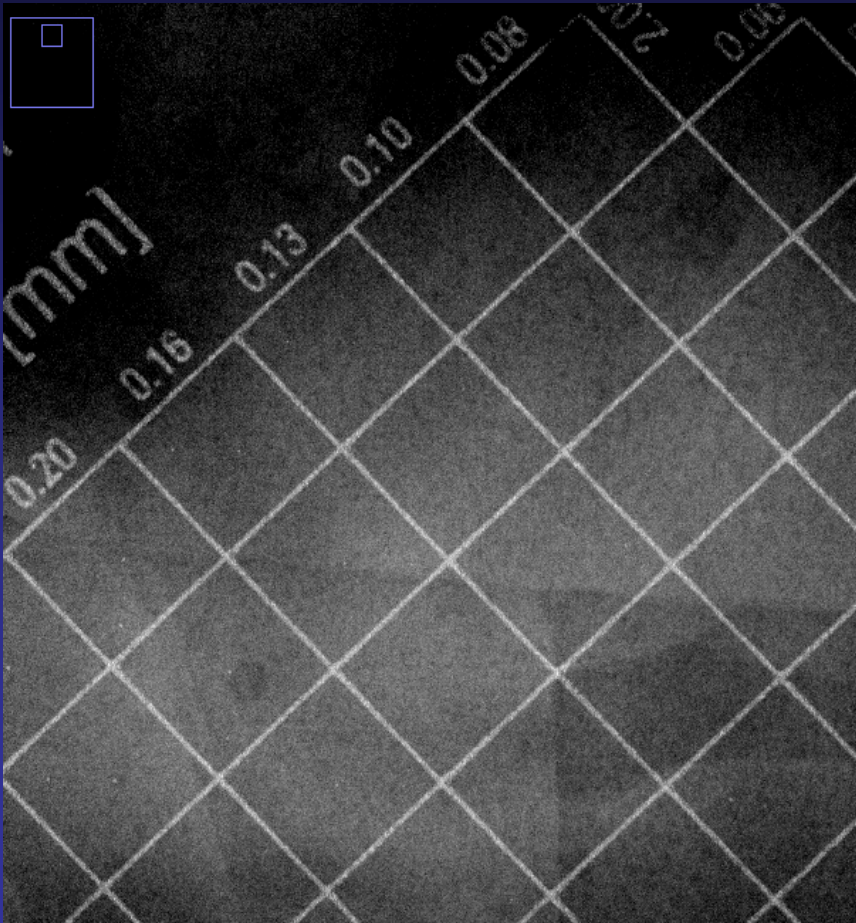
Pre-prototype

- Background: spherical objects of 100% fatty tissue equivalent material and 30%/70% glandular/fatty tissue in oil
- Diameter spherical objects: 5, 10 and 20 mm
- Two spherical objects with 100% glandular tissue equivalent material (10 and 20 mm diameter)

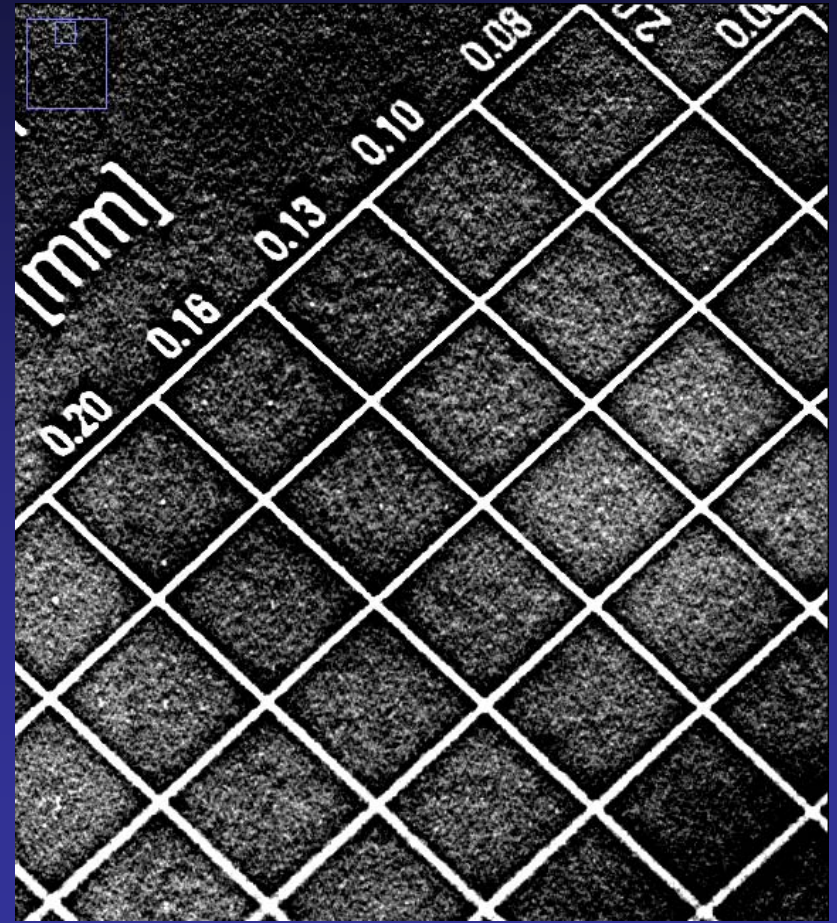


Detail detection on structured background

L 30



Prototype tomo

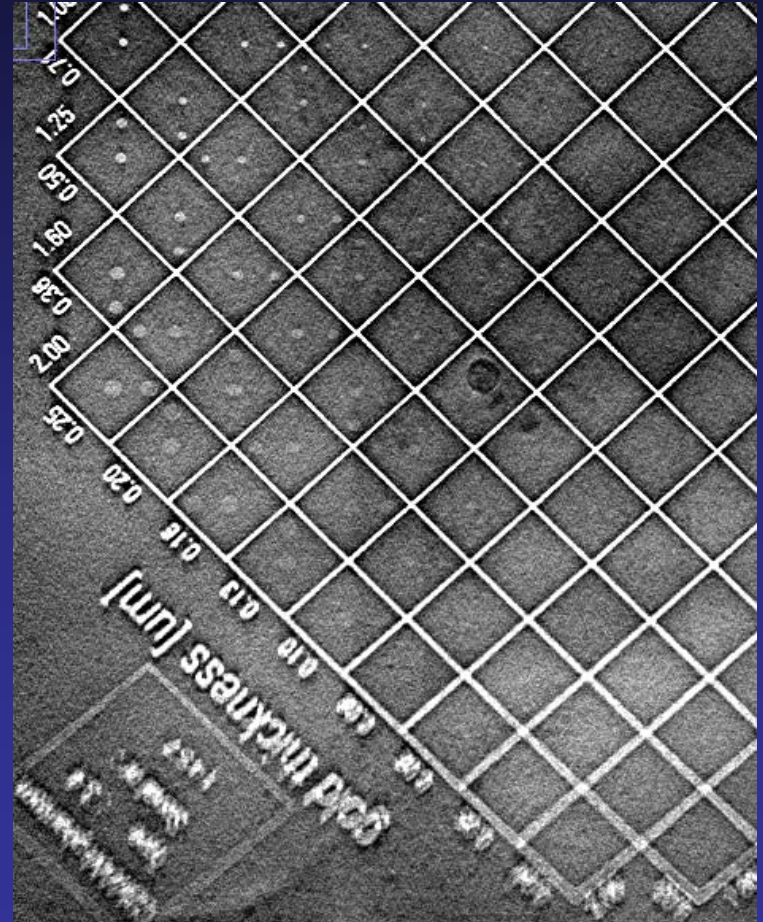


Detail detection on structured background

L 30



Prototype tomo



GRAZIE PER LA PAZIENZA!

Barbara Lazzari

b.lazzari@usl3.toscana.it