

# Controlli di Qualità in Mammografia Digitale

Corso AIFM - Torino, 10 Dic 2004

Gisella Gennaro, PhD

Azienda Ospedaliera di Padova  
Dipartimento di Scienze Oncologiche e Chirurgiche, Università di Padova  
INFN, Sezione di Padova



## Controlli di qualità: come siamo messi ?!



Gisella Gennaro, Torino 2004

## Perché "controllare la qualità" ???

Perché dalla valutazione di parametri

- ❖ SEMPLICI
- ❖ RIPRODUCIBILI
- ❖ PERIODICI

possiamo individuare

**CAUSE DI MALFUNZIONAMENTO**  
(AZIONI CORRETTIVE)

Gisella Gennaro, Torino 2004

## Come si fa ad avere il controllo ?!

**BISOGNA RIUSCIRE AD ASSOCIARE AD UN EFFETTO (MALFUNZIONAMENTO) UNA O PIU CAUSE (...non troppe!!!)**



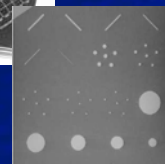
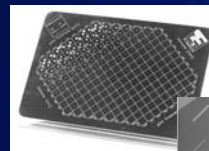
Gisella Gennaro, Torino 2004

## Cosa misuriamo ?

RISPOSTA DEL RIVELATORE (linearità)  
CNR  
NOISE  
SOGLIA DI CONTRASTO  
CONTROLLO DEI PARAMETRI DI ESPOSIZIONE  
UNIFORMITA'  
SNR

Gisella Gennaro, Torino 2004

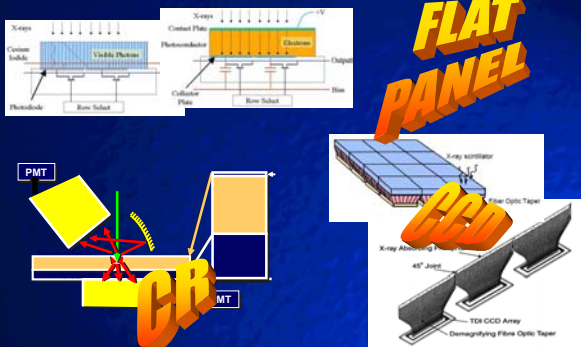
## Che strumenti abbiamo a disposizione ?



I FANTOCCI ATTUALMENTE DISPONIBILI SONO "SCADUTI" ?

Gisella Gennaro, Torino 2004

## Le apparecchiature digitali sono tutte uguali ?



Gisella Gennaro, Torino 2004

## Obblighi di legge vs nuove tecnologie (1/2)

Decreto Legislativo



BACKGROUND:

26 maggio 2000, n.187

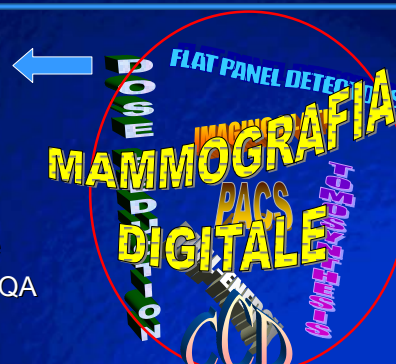
Attuazione della direttiva 97/43/ EURATOM in materia di protezione sanitaria delle persone contro i pericoli delle radiazioni ionizzanti connesse ad esposizioni mediche

- controlli di qualità
- controllo della dose
- livelli diagnostici di riferimento (LDR)



Gisella Gennaro, Torino 2004

## Obblighi di legge vs nuove tecnologie (2/2)



- Legislazione
- Protocolli di QA

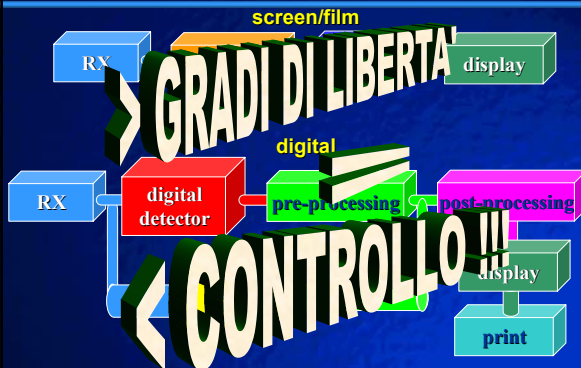
Gisella Gennaro, Torino 2004

## Il rischio...



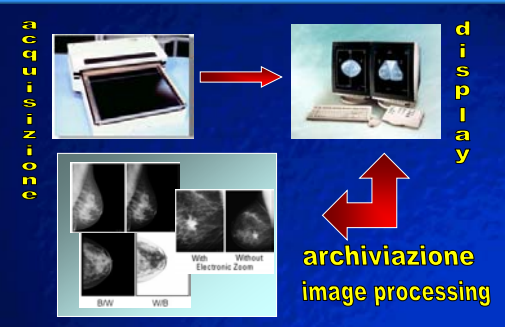
Gisella Gennaro, Torino 2004

## Mammografia digitale: è tutto più complicato



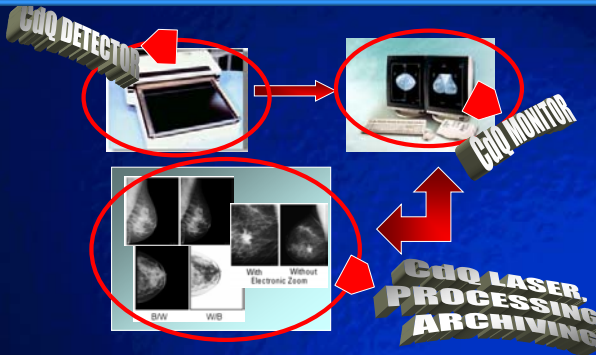
Gisella Gennaro, Torino 2004

## Mammografia digitale: il vantaggio principale



Gisella Gennaro, Torino 2004

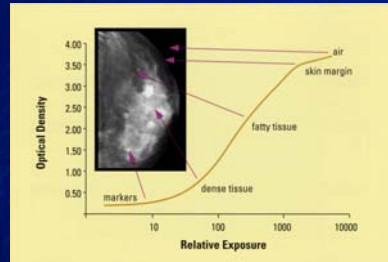
## Mammografia digitale: il rovescio della medaglia



Gisella Gennaro, Torino 2004

## LE CERTEZZE ...

### MAMMOGRAFIA SCHERMO/PELLICOLA



Courtesy of Martin Yaffe,  
Sunnybrook and Women's College Health Sciences Center  
Toronto - Ontario, Canada

Gisella Gennaro, Torino 2004

## Cosa sapevamo che ora non sappiamo più ...?



Gisella Gennaro, Torino 2004

## Cosa sapevamo che ora non sappiamo più ...?



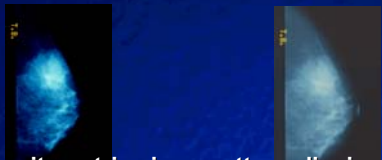
... che se la sviluppatrice non funzionava come avrebbe dovuto



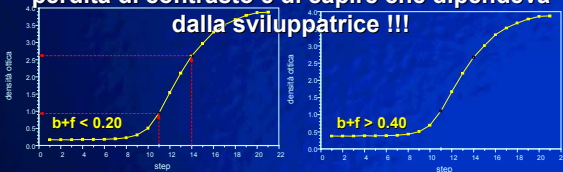
... perdavamo contrasto e/o aumentava il velo su TUTTE le immagini !!!

Gisella Gennaro, Torino 2004

## Cosa sapevamo che ora non sappiamo più ...?

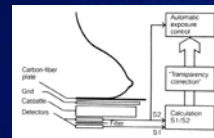


... la sensitometria ci permetteva di misurare la perdita di contrasto e di capire che dipendeva dalla sviluppatrice !!!



Gisella Gennaro, Torino 2004

## Cosa sapevamo che ora non sappiamo più ...?



... che se l'esposimetro automatico non funzionava ...

... CE NE ACCORGEVAMO DALLE IMMAGINI !



Gisella Gennaro, Torino 2004

## MAMMOGRAFIA DIGITALE



Gisella Gennaro, Torino 2004

## I processi di feedback



Gisella Gennaro, Torino 2004

## I processi di feedback

Vantaggio Mammografia Digitale:  
> RANGE DINAMICO



L'immagine viene acquisita a 12-14 bit  
(4096-16384 livelli di grigio),

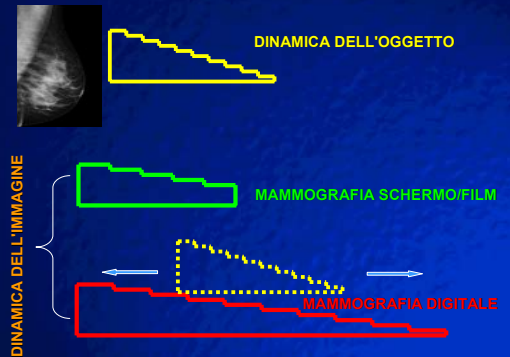
processata,

e visualizzata a 10-12 bit,  
usando in genere meno di  
1000 livelli di grigio



Gisella Gennaro, Torino 2004

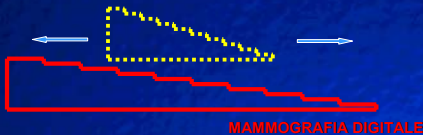
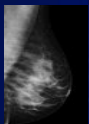
## Il range dinamico



Gisella Gennaro, Torino 2004

## Il range dinamico

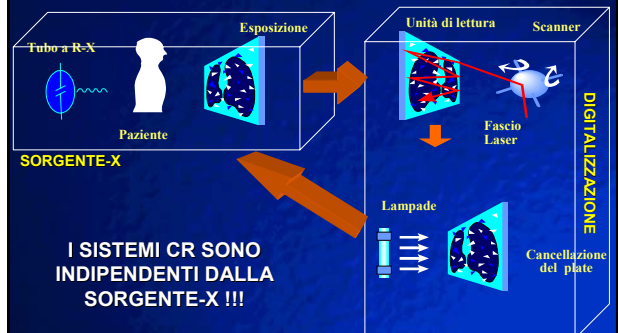
Vantaggio Mammografia Digitale:  
> RANGE DINAMICO



QUESTO E' UNO DEI MOTIVI PER CUI EVENTUALI  
SOVRAESPOSIZIONI O, ENTRO CERTI LIMITI,  
SOTTOESPOSIZIONI, NON SONO PIU' VISIBILI !!!

Gisella Gennaro, Torino 2004

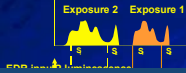
## I processi di feedback: un vantaggio ?...



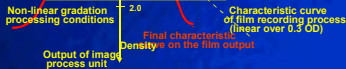
Gisella Gennaro, Torino 2004

## I processi di feedback: un vantaggio ?...

EDR = Exposure Data Recognizer

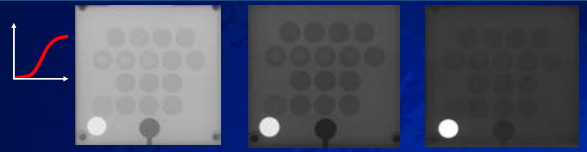


**QUALUNQUE SIA LA DOSE RICEVUTA DAL PLATE, IL LETTORE CR PRODUCE UN OUTPUT COSTANTE !!!**  
(livello di grigio o densità ottica del film)



Gisella Gennaro, Torino 2004

## Si compensano gli errori di esposizione ma...



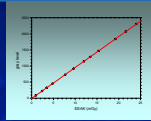
Mo/Mo - 28 kV 28 mAs 60 mAs 125 mAs

**SI PERDE IL CONTROLLO SULLA DOSE !!!**

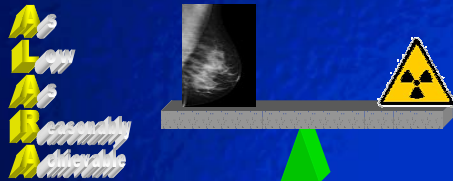
Gisella Gennaro, Torino 2004

## Anche per i sistemi DR...

... per i quali la relazione tra input e output è nota e misurabile,



**L'OTTIMIZZAZIONE E' UN PROBLEMA DI BILANCIO QUALITA'/DOSE**



Gisella Gennaro, Torino 2004

## Qualità immagine / Dose: un problema di thresholding



Gisella Gennaro, Torino 2004

## Controlli di Qualità e Ottimizzazione

Prove di accettazione / collaudo

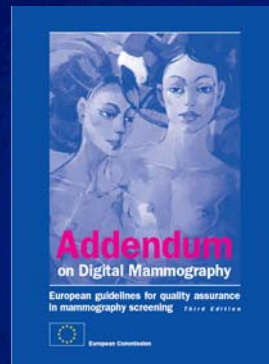
**OTTIMIZZAZIONE**

Prove di verifica / stato

Prova di mantenimento / costanza

Gisella Gennaro, Torino 2004

## Il primo documento ufficiale



Gisella Gennaro, Torino 2004

## Il primo documento ufficiale



<b>Authors</b> R. van Engen, Nijmegen, the Netherlands K. Young, Guildford, United Kingdom M. Brumm, Leuven, Belgium M. Thijssen, Nijmegen, the Netherlands (project leader)	<b>Co-authors</b> B. Vinn, Nijmegen, the Netherlands L. Croonson, Nijmegen, the Netherlands T. Gertze, Nijmegen, the Netherlands K. Nijkerk, Nijmegen, the Netherlands P. Hird, Marseille, France
<b>Contributors</b> P. Ballester, Ferrara, Italy B. Beckers, Nijmegen, the Netherlands A. Blomqvist, Ferrara, Canada M. Brunnell, Bremen, Germany AK. Carlini, Leuven, Belgium M. Chevalier, Madrid, Spain M. Cosulich, Ferrara, Italy S. van Gils, Oldenburg, Germany G. Gennaro, Pavia, Italy A. de Haene, Ghent, Belgium B. Johnson, Guildford, United Kingdom L. Lantieri, Ferrara, Italy A. Lohman, Nantes, France G. Maniatis, Toronto, Canada P. Meun, Madrid, Spain A. Neri, Nancy, France	<b>Contributors</b> K. Fjerdem, Oslo, Norway N. Fitch, Dublin, Ireland F. Rigge, Leuven, Belgium M. Gabel, Hagen, Germany M. Schmitt, Nijmegen, the Netherlands F. Stoussens, Luxembourg, Luxembourg A. Sturgeon, Aarhus, Germany M. Tardieu, Nijmegen, the Netherlands A. Talsi, Ferrara, Italy J. Tardieu, Hildesheim, Germany H. Thomsen, Ghent, Belgium F. Tardieu, Hildesheim, Germany F. van der Meer, Rotterdam, the Netherlands F.R. Verbeek, Leuven, the Netherlands A. Workman, Belfast, United Kingdom
<b>Advisory Board</b> Comments have been received from the following manufacturers: Agfa, Barco, Fischer, Fuji, GE, Hologic, IMS, Imatron/astromed, Kodak, Merit, Siemens, X-celer Comments have been received from the following groups: EBN working group mammography, IBC, MET 10, mammography	

Gisella Gennaro, Torino 2004

## Foreword

... This document is an addendum to the European protocol (3rd edition, ISBN 92-894-1145-7) and will be integrated in the 4th edition of the European guidelines which are currently under preparation by the European Breast Cancer Network (EBCN). The approach to quality assessment and control in this addendum is comparable in the sense, that the measurement and evaluation of performance are in principle independent of the type and brand of the system used. The measurements are generally based on parameters that are extracted from the images that are produced when a phantom with known physical properties is exposed under defined conditions. **The limiting values are based upon the quality that is achieved by screen-film systems which fulfil the demands of the European guidelines.**

To fulfil the European guidelines in mammography screening, the digital x-ray system must pass all relevant tests at the acceptable level. The achievable level reflects the state of the art for the individual parameter.

This addendum to the European protocol is work-in-progress and subject to improvements as more experience in digital mammography is obtained and new types of digital mammography equipment are developed. Changes in measuring techniques or limiting values will lead to a new version number, changes in wording or added comments will change the sub-number.

Gisella Gennaro, Torino 2004

## System demands

- **Accessibility:** dev'esserci la possibilità di avere in output le immagini sia processate che non, in formato DICOM (sembra ovvio, ma fino "all'altro ieri" con i CR non era così e in molti posti non lo è ancora ...);
- **AEC:** dev'esserci il dispositivo di controllo della dose e la relativa procedura di calibrazione (attualmente esiste 1 solo tipo di mammografo digitale diretto con controllo automatico "decoroso" dei parametri; con i CR il controllo è a carico del mammografo e viene raggiunto con criteri più o meno "personali", non essendo fornita dalle ditte alcuna indicazione circa la dose in ingresso ai plate);
- **Image receptor size:** chest wall (secondo voi i costruttori "allargheranno" un po' i rivelatori digitali...?);
- **Display system:** immagini visualizzabili full-size per lo screening (questo limiterebbe la risoluzione spaziale dei rivelatori, essendo i migliori monitor da refertazione disponibili da 5 Mpixel ...)

Gisella Gennaro, Torino 2004

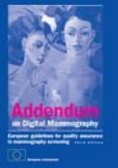
## Cosa aspettarci da questo documento



- Un'indicazione su **come misurare alcuni parametri** che ci permettono di valutare le **condizioni iniziali** e la **stabilità** di un sistema mammografico digitale;
- Poiché **intervalli accettabili e limiti** sono stati **riferiti al sistema schermo/film**, l'eventuale non raggiungimento di tali limiti (dopo aver accertato la correttezza della misura) è da ritenersi un problema serio;
- Poiché quasi sempre **limiti e intervalli** sono stati **definiti in modo relativo**, possiamo solo valutare le variazioni rispetto ad una condizione iniziale, presa come riferimento;
- Una valutazione dell'efficacia dei parametri definiti, se i dati provengono da un numero statisticamente significativo di mammografi digitali.

Gisella Gennaro, Torino 2004

## I limiti di questo documento



- Non è un protocollo, ma solo una **linea-guida temporanea**, che sarà soggetta a frequenti cambiamenti;
- Ciò che è scritto spesso non ha avuto una verifica sperimentale sufficientemente approfondita;
- I **limiti basati** sulla mammografia **schermo/film** probabilmente non hanno più molto senso;
- **Per definire limiti e tolleranze è necessario raccogliere un gran numero di misure su un gran numero di macchine, e quindi ci vogliono tempo e risorse;**
- Il gruppo europeo si muove su base quasi "volontaria";
- Il tentativo di rendere il documento "tecnologia-indipendente" crea non pochi problemi.

Gisella Gennaro, Torino 2004

## Mailing list AIFM

The screenshot shows the AIFM (Associazione Italiana di Fisica in Medicina) mailing list registration page. It includes the AIFM logo, the text "Associazione Italiana di Fisica in Medicina", and "Gruppo di lavoro Mammografia". Below this, there is a section for "Mammografia" with a sub-section for "risposta: Argio Tadi". A date "26/11/04" is visible, along with a note about a document produced by the working group on digital mammography. At the bottom, there is a "Download Email" button and a "Come all'indirizzo dell'elenco" button.

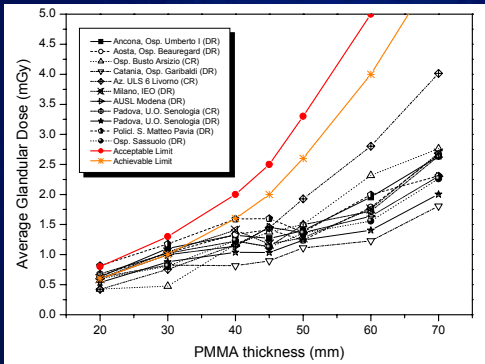
Gisella Gennaro, Torino 2004

## Mailing list AIFM - Centri partecipanti

Centro	Sistema Digitale	Mammografo	Tipo sistema
Ancona - Osp. Umberto I	GE Senographe 2000D	/	DR
Aosta - Osp. Beau Regard	GE Senographe 2000D	/	DR
Osp. Busto Arsizio (Va)	Fuji FCR 5000MA	GE Senographe DMR	CR
Catania - Osp. Garibaldi	GE Senographe 2000D	/	DR
Az USL 6 Livorno	Fuji FCR 5000MA	IMS Giotto HT	CR
Milano - IEO	GE Senographe 2000D	/	DR
AUSL Modena	GE Senographe 2000D	/	DR
Padova - Osp. Busonera	GE Senographe 2000D	/	DR
Padova - Osp. Busonera	Fuji FCR Profect	GE Senographe DMR+	CR
Policl. S. Matteo Pavia	GE Senographe 2000D	/	DR
Osp. Sassuolo (Mo)	GE Senographe 2000D	/	DR

Gisella Gennaro, Torino 2004

## Mailing list AIFM - Dose vs spessore



Gisella Gennaro, Torino 2004

## Mailing list AIFM - Dose vs spessore

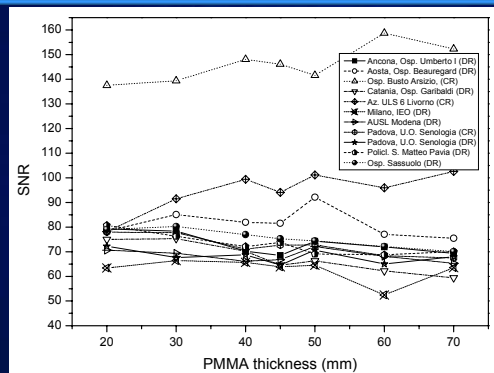
### Attenzione!

LA TABELLA A1.3 A PAG 40 DELL'ADDENDUM EUROPEO CHE RIPORTA I VALORI TIPICI DI HVL PER DIVERSE COMBINAZIONI ANODO/FILTRO E VALORI DI kV E' SBAGLIATA !!!

...nel Report che si può scaricare dal sito AIFM c'è una tabella alternativa.

Gisella Gennaro, Torino 2004

## Mailing list AIFM - SNR



Gisella Gennaro, Torino 2004

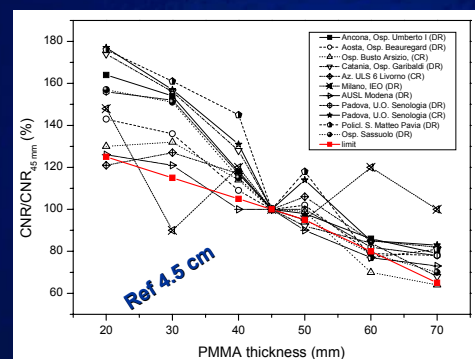
## Mailing list AIFM - SNR

PMMA thickness centro	20 mm	30 mm	40 mm	45 mm	50 mm	60 mm	70 mm
Ancona - DR	7%	8%	5%	8%	0%	3%	7%
Aosta - DR	15%	8%	11%	11%	0%	16%	18%
Busto Arsizio - CR *	3%	2%	5%	3%	0%	12%	8%
Catania - DR	13%	14%	6%	3%	0%	6%	10%
Livorno - CR	23%	10%	2%	7%	0%	5%	1%
Milano - DR	2%	3%	2%	1%	0%	19%	2%
Modena - DR	2%	4%	8%	7%	0%	6%	9%
Padova - DR	7%	7%	2%	0%	0%	6%	7%
Padova - CR	2%	4%	3%	9%	0%	8%	4%
Pavia - DR	17%	10%	4%	7%	0%	0%	1%
Sassuolo - DR	6%	8%	3%	1%	0%	3%	6%

limite 15%

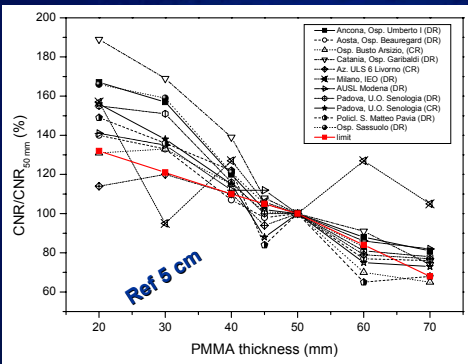
Gisella Gennaro, Torino 2004

## Mailing list AIFM - CNR



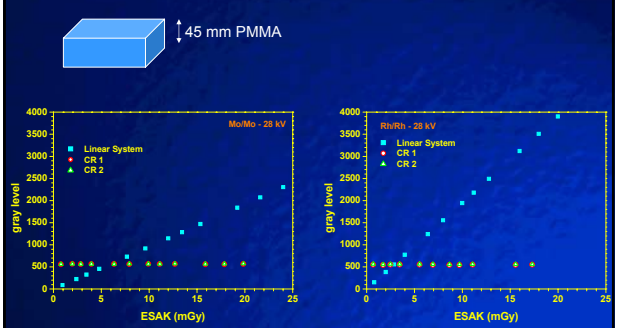
Gisella Gennaro, Torino 2004

## Mailing list AIFM - CNR



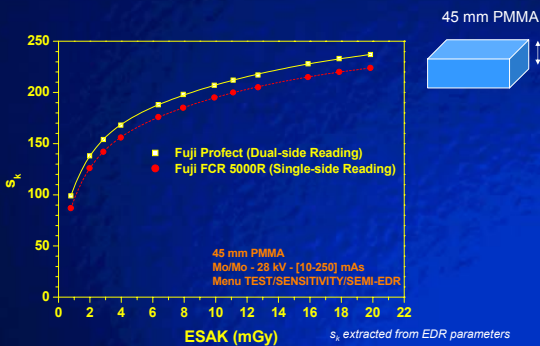
Gisella Gennaro, Torino 2004

## FFDM vs CR - Response function



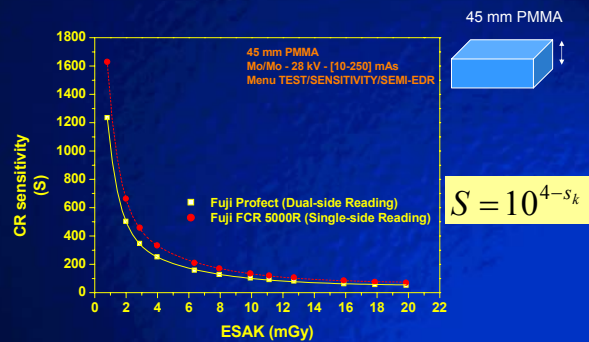
Gisella Gennaro, Torino 2004

## CR - Response function



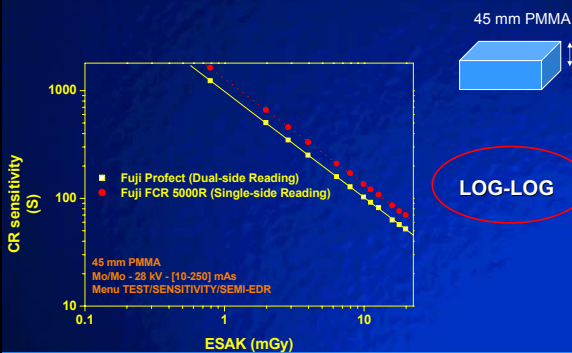
Gisella Gennaro, Torino 2004

## CR - Response function



Gisella Gennaro, Torino 2004

## CR - Response function



Gisella Gennaro, Torino 2004

## CR - Response function

**I SISTEMI CR HANNO UNA DIVERSA FUNZIONE DI RISPOSTA PER OGNI "MENU"...**

Response function dei sistemi CR. Nell'appendice 4 dell'Addendum Europeo è specificato che la modalità di lettura di default dei sistemi CR Fuji è FIXED EDR: si suggerisce inoltre di usare un valore di sensibilità  $S = 120$  e di latitudine  $L = 2$ . Ciò significa forzare il lettore CR a comportarsi come un sistema digitale diretto in cui l'output (livello di grigio) è proporzionale all'input (dose al rivelatore), ma questo è in contraddizione con il funzionamento normale dei CR. In condizioni normali di uso clinico, infatti, il lettore CR, dopo una pre-scansione del plate e in base al menu scelto (che corrisponde ad una certa parte anatomica: torace, cranio, mammella, ecc.), regola il parametro  $S$  in base alla dose ricevuta dal plate e il parametro  $L$  in base alla dinamica, mantenendo il livello di grigio medio intorno a 511 (metà del range dinamico di 10 bit). Dunque riteniamo più corretto determinare la funzione di risposta del sistema in termini di  $S$  vs dose, o meglio  $\log(S)$  vs  $\log(\text{dose})$ , piuttosto che di livelli di grigio vs. dose.

Poiché l'ulteriore complicazione dei sistemi CR è dovuta al fatto che non c'è un'unica response function, ma esiste una funzione di risposta per ciascuno dei menu disponibili, nel caso dell'applicazione dell'Addendum Europeo, suggeriamo di utilizzare per tutte le misure, esclusa quella di "ghost image", il menu

**QC / SENSITIVITY / SEMI-EDR**

che regola  $S$  a seconda della dose al plate e fissa la latitudine a 1, valore più che sufficiente se consideriamo che stiamo lavorando con fantocci di plexiglas con dinamica davvero ristretta.

Gisella Gennaro, Torino 2004



## Mailing list AIFM - Response function DR

$$\text{gray level} = A + B \times mAs$$

Centro	A	B	R	R <sup>2</sup>
Ancona	-7.15	7.80	0.99998	0.99996
Aosta	-0.84	9.18	0.99998	0.99996
Catania	-15.15	9.44	0.99999	0.99998
Milano (IEO)	-5.16	7.51	0.99999	0.99998
Modena	-4.55	9.00	1	1
Padova	-6.00	9.23	1	1
Pavia	-10.92	8.89	0.99999	0.99998
Sassuolo	-1.57	9.38	0.99997	0.99994

> 0.99

Gisella Gennaro, Torino 2004

## Mailing list AIFM - Response function CR

$$\text{gray level} = A + B \times \log(mAs)$$

oppure

$$\log(S) = A' + B' \times \log(mAs)$$

dove S è la sensibilità, parametro stabilito dal lettore CR in base alla dose ricevuta dal plate e al menu di lettura scelto.

Centro	A	B	R	R <sup>2</sup>
Busto Arsizio	-243.31	335.06	0.99981	0.99962
Livorno	-440.44	503.81	0.99958	0.99912
Padova *	4.08	-0.99	-0.99993	0.99986

\* misurata Sensitivity vs Dose

> 0.99

Gisella Gennaro, Torino 2004

## Mailing list AIFM - Noise DR

$$\text{SNR}^2 = A + B \times mAs$$

Centro	mAs	A	B	R	R <sup>2</sup>
Ancona	[4÷125]**	-338.57	55.19	0.99934	0.99868
Aosta	[7.1÷320]	-0.837	9.18	0.99998	0.99996
Catania	[5÷250]	-239.28	59.06	0.99972	0.99944
Milano (IEO)	[5.6÷225]	-127.46	44.58	0.99788	0.99576
Modena	[4.5÷225]	-228.03	56.02	0.99979	0.99958
Padova	[10÷250]	-287.35	61.83	0.99927	0.99854
Pavia	[12.5÷500]	625.26	35.74	0.99447	0.98897
Sassuolo	[5.6÷225]	-63.65	61.02	0.99899	0.99798

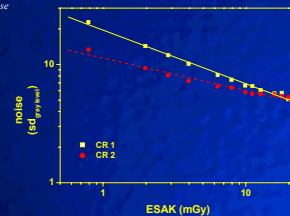
Gisella Gennaro, Torino 2004

## Mailing list AIFM - Noise CR

$$\text{sd}^2 = A + B \times (1/mAs)$$

Centro	mAs	A	B	R	R <sup>2</sup>
Busto Arsizio	[10÷360]	1.07	231.10	0.99945	0.9989
Livorno	[10÷310]	8.19	888.71	0.99857	0.9971
Padova*	[10÷250]	4.26	5148.57	0.99957	0.9991

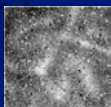
\* misurata Sensitivity vs Dose



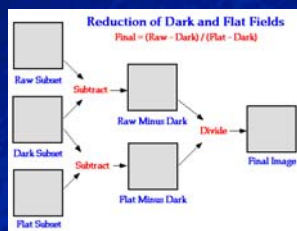
Gisella Gennaro, Torino 2004

## Mailing list AIFM - Omogeneità DR

### I SISTEMI DR EFFETTUANO LA FLAT-FIELD (O GAIN) CORRECTION



Se vogliamo verificare la bontà del flat fielding non possiamo acquisire l'immagine con dosi cliniche...!



Viceversa, ci aspettiamo una marcata disuniformità?

Gisella Gennaro, Torino 2004

## Flat-field correction

- Corregge per i bad pixel
- Corregge per la diversa sensibilità dei pixel
- Corregge per eventuali distorsioni dovute all'ottica (CCD+taper)
- Corregge per la non uniformità del fascio

Gisella Gennaro, Torino 2004

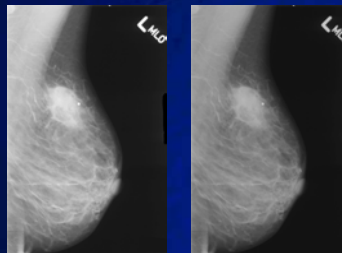


## Cause di Inconsistenza

- Differenze tra dispositivi
  - Minimum/maximum luminance/density
- Curve caratteristiche
  - Mapping digital input to luminance/density
  - Shape
  - Linearity
- Illuminamento

Gisella Gennaro, Torino 2004

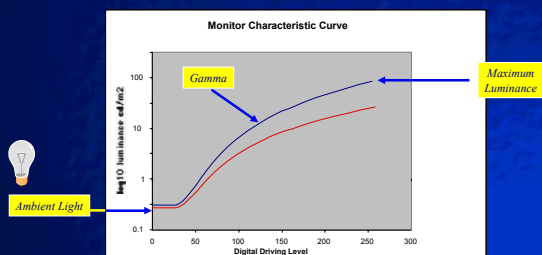
## Cause di Inconsistenza



- Display devices vary in the maximum luminance they can produce
- Display CRT vs. film on a light box is an extreme example

Gisella Gennaro, Torino 2004

## Curve Caratteristiche dei Monitor



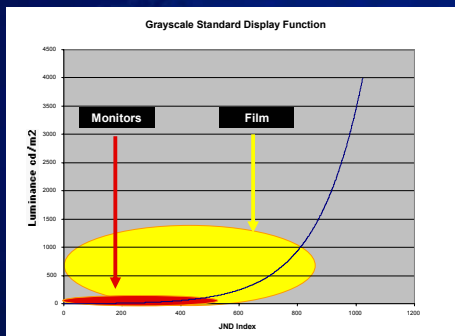
Gisella Gennaro, Torino 2004

## Sistema Visivo Umano

- Modelli della sensibilità di contrasto
  - assume a target similar to image features
  - confirm model with measurements
  - Barten's model
- Grayscale Standard Display Function:
  - Input: Just Noticeable Differences (JNDs)
  - Output: absolute luminance

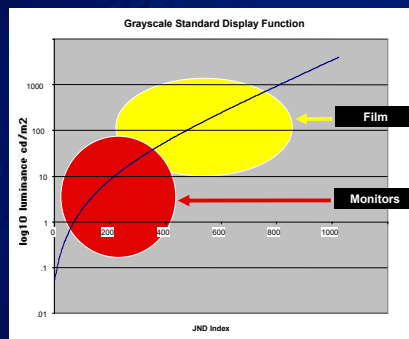
Gisella Gennaro, Torino 2004

## Standard Display Function



Gisella Gennaro, Torino 2004

## Standard Display Function



Gisella Gennaro, Torino 2004

## Fantocci in mammografia digitale

- \* ASSORBIMENTO: MAMMELLA MEDIA
- \* MATERIALE: PMMA, RESINE

- **Quality assurance:** contengono "dettagli" simili a quelli che caratterizzano le lesioni mammografiche (masse, calcificazioni, distorsion)
- **Contrast-detail:** AFC (Alternative Forced Choice)

Gisella Gennaro, Torino 2004

## Fantocci in mammografia digitale



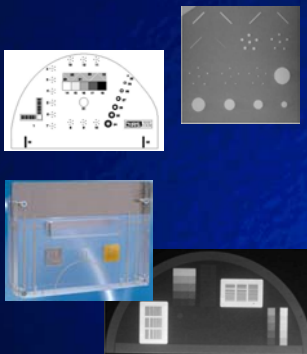
Si usa un "INDICE DI QUALITA'" es. punteggio basato sulla visibilità dei dettagli.

**SIRISCHIA DI MISURAZIONE VARIABILITA' DEGLI OSSERVATORI !!!**

- POCO SENSIBILI
- SCARSA RIPRODUCIBILITA' DELLA LETTURA

Gisella Gennaro, Torino 2004

## Fantocci in mammografia digitale



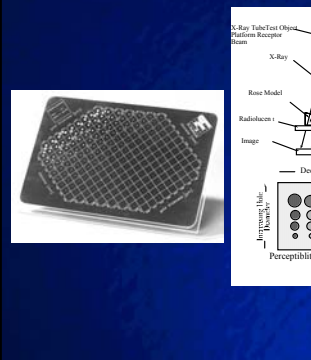
Per aumentare la sensibilità si possono utilizzare criteri di lettura più fini

**PROGRAMMI DI ANALISI AUTOMATICA PER ESCLUDERE LA SOGGETTIVITA' UMANA**

- fantoccio dipendenti
- solo per CdQ di costanza
- non banale

Gisella Gennaro, Torino 2004

## Fantocci in mammografia digitale



**Figure 1-8. Contrast-Detail Curves**

Rose Model Test

Resolution Limited

Curve for Low SNR data

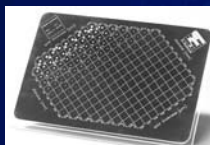
Curve for High SNR data

Noise Limited

Minimum Perceptible Diameters

Gisella Gennaro, Torino 2004

## Fantocci in mammografia digitale



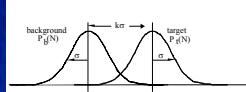
**Rose model**

Probability Distribution of Counts for Threshold Detection in Noise-Limited Images

Background area of same size imaged with  $N_b$  photons

Target imaged with  $N_t$  photons

Both  $N_b$  &  $N_t$  will be randomly (Poisson) distributed with a standard deviation  $\sigma$




background  $P_b(N)$

target  $P_t(N)$

Want  $k = 5$  to distinguish the target from the background

**4-AFC**



Gisella Gennaro, Torino 2004

## Fantocci in mammografia digitale



**Il modello di Rose è davvero valido ?**

**Human observer detection experiments with mammograms and power-law noise**

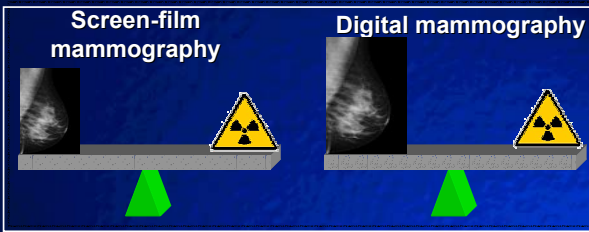
Arthur E. Burgess,<sup>††</sup> Francine L. Jacobson, and Philip F. Judy  
 Radiology Department, Brigham and Women's Hospital, 75 Francis St., Harvard Medical School, Boston, Massachusetts 02115

Med. Phys. 28 (4), April 2001

- time consuming
- complicato
- permette di apprezzare differenze tra sistemi solo se sono molto consistenti...

Gisella Gennaro, Torino 2004

## Le promesse della mammografia digitale

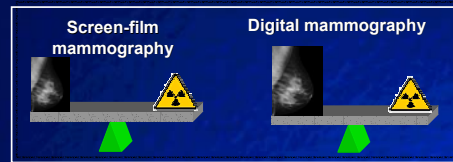


"The higher **DQE** we expect from the digital detector compared to film-screen technology translates to the opportunity to reduce the dose delivered to the patient if a similar SNR (or image quality) is accepted. On the other hand, **an improvement of SNR can be achieved for the same dose** if the detector presents a higher DQE..."

[S. Muller, Eur.J.Radiol. 1999]

Gisella Gennaro, Torino 2004

## Di cosa si sono davvero preoccupati i costruttori



CHE I NUOVI RIVELATORI PERMETTANO DI OTTENERE UNA **QUALITA'** DELL'IMMAGINE **NON-INFERIORE** A QUELLA DI UN SISTEMA SCHERMO/FILM AD UNA **DOSE NON-SUPERIORE**

Gisella Gennaro, Torino 2004

## Qualità dell'immagine: significato clinico

**BETTER IMAGE QUALITY**



**DIGITAL MAMMOGRAPHY**

**DETECTS > CANCERS?**

**SCREENFILM MAMMOGRAPHY**

Gisella Gennaro, Torino 2004

## Studi clinici

Radiology. 2003 Oct 23 [Epub ahead of print].

Population-based Mammography Screening: Comparison of Screen-Film and Full-Field Digital Mammography with Soft-Copy Imaging--Oslo I Study.

Skaane P, Young K, Skjennald A. - Oslo, Norway

AJR Am J Roentgenol. 2002 Sep;179(3):613-618.

Clinical comparison of full-field digital mammography and screen-film mammography for detection of breast cancer.

Lewin JM, D'Orsi CJ, Hendrick RE, J, Isaacs PK, Karellas A, Cutter GR. University of Colorado, USA

Eur J Radiol. 2002 Jul;12(7):1697-702. Epub 2002 Mar 19

Screen-film vs full-field digital mammography: image quality, detectability and characterization of lesions

Obenauer S, Luftner-Nagel S, von Heyden D, Munzel U, Baum F, Grabbe E. - Goettingen, Germany

**NESSUNA DIFFERENZA!!!**

Gisella Gennaro, Torino 2004

## Come si "riconquista" il controllo delle apparecchiature ?



Gisella Gennaro, Torino 2004

## Messaggi "take-away"

**RICHIESTA MINIMA: QUALITA' IMMAGINE NON-INFERIORE E DOSE NON SUPERIORE DI SCHERMO/FILM: STUDI CLINICI !!!**

**ATTUALMENTE: LA DOSE DIPENDE IN MODO SIGNIFICATIVO DALL'APPARECCHIATURA E LA QUALITA' DELL'IMMAGINE PUO' ESSERE (a volte con qualche sforzo...) NON-INFERIORE A SCHERMO/FILM**

**PROTOCOLLI CDQ: APPLICARE L'ADDENDUM EUROPEO PER CONTRIBUIRE A DEFINIRE SIGNIFICATIVITA' DEI PARAMETRI, LIMITI E TOLLERANZE**

**FANTOCCI: non specifici per mammografi digitale - poco sensibili**

Gisella Gennaro, Torino 2004

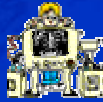
**Per ora gli studi clinici sono necessari...**

Perché i fantocci non simulano correttamente la dinamica della mammella

Perché non ci sono fantocci dedicati alla mammografia digitale

**PERCHE' IL RISULTATO DELLA CLASSIFICAZIONE DELLE IMMAGINI CLINICHE NON E' UN GIUDIZIO DI QUALITA', MA UNA DIAGNOSI !!!**

**...il radiologo non è un fotografo... !!!**



*Gisella Gennaro, Torino 2004*

**Come al solito le domande sono più delle risposte...**



*Gisella Gennaro, Torino 2004*



*Grazie per l'attenzione!*

[gisella.gennaro@pd.infn.it](mailto:gisella.gennaro@pd.infn.it)

*Gisella Gennaro, Torino 2004*