

# Impatto delle nuove tecnologie di screening

Barbara Lazzari

U.O. Fisica Sanitaria  
Azienda USL 3  
Pistoia

# Impatto delle nuove tecnologie di screening

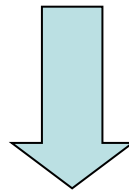
- Nuove tecnologie per l'acquisizione delle informazioni
- Nuove tecnologie per la gestione delle informazioni

# Nuove tecnologie per l'acquisizione delle informazioni

Mammografia convenzionale (DM):

Rappresentazione 2D di un oggetto 3D.

La rappresentazione 3D della mammella viene generata nel cervello del radiologo da due proiezioni bidimensionali tipicamente CC e OBL



Sovrapposizione di strutture anatomiche che generano rumore strutturato sulle immagini

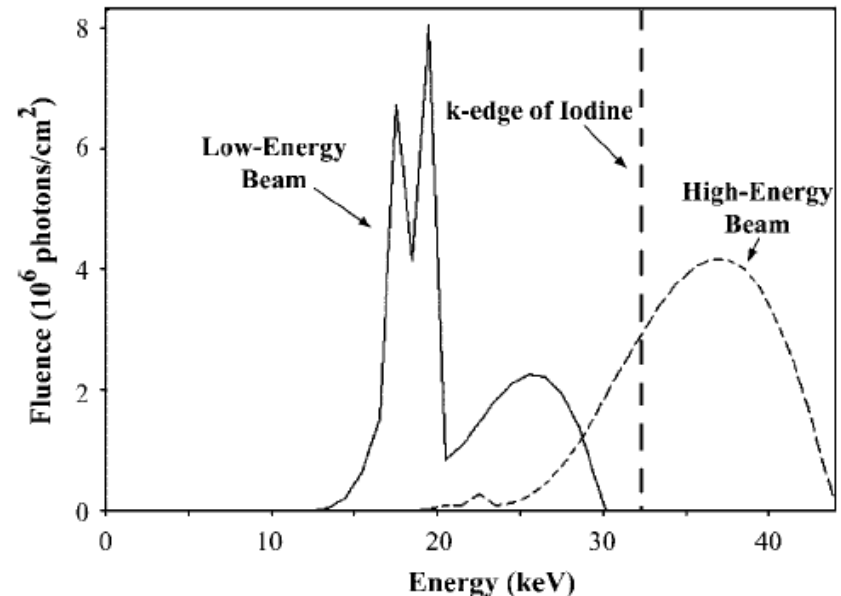
Poche proiezioni bidimensionali per dedurre la corrispondente realtà tridimensionale

# Contrast-enhanced digital mammography

- Dual Energy Subtraction Digital Mammography (DEDM)
  - Doppia esposizione con mezzo di contrasto
  - Singola scansione con ESS (electronic spectrum splitting) con mezzo di contrasto
  - Singola scansione con ESS (electronic spectrum splitting) senza mezzo di contrasto
- Temporal subtraction

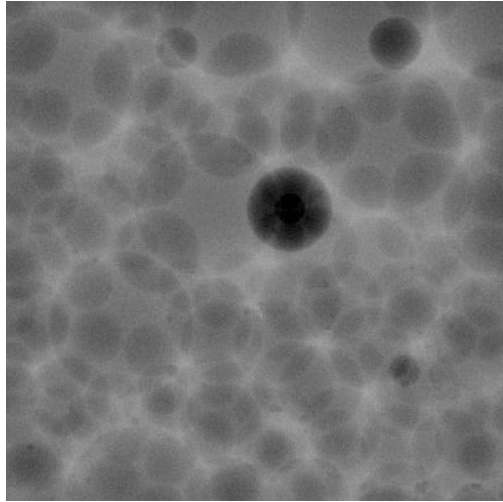
# Dual Energy Digital Mammography

- Si sfrutta il fatto che i diversi tessuti presenti nella mammella presentano una diversa dipendenza dall'energia del fascio
- Scegliendo opportunamente le due energie, è possibile in pratica "cancellare" il fondo ed enfatizzare il contrasto delle strutture patologiche.
- Doppia esposizione con mezzo di contrasto: si inietta un mezzo di contrasto iodato e si acquisiscono due diverse immagini ad "alta" e "bassa" energia dopodichè si effettua la sottrazione delle immagini.

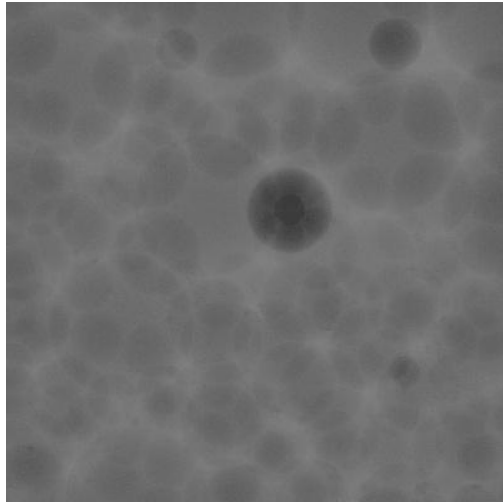


$$I_S = \ln(n_{high}) - w \cdot \ln(n_{low})$$

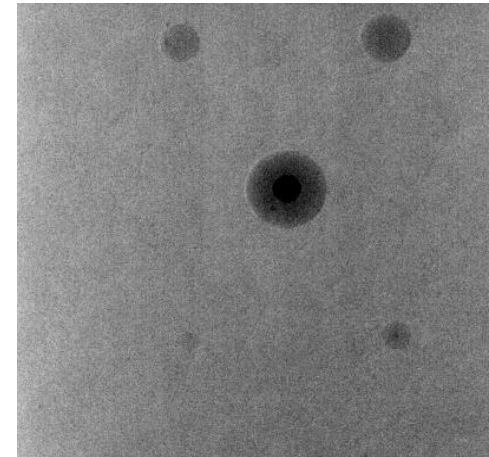
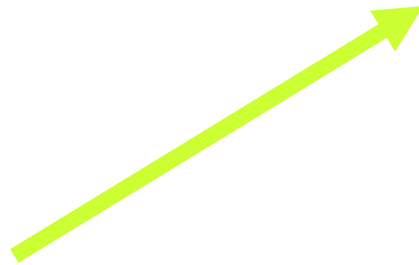
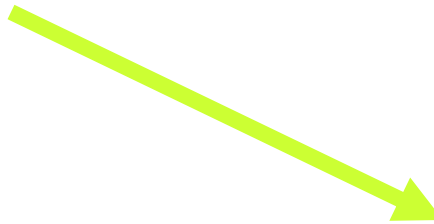
**25 kV**



**49 kV**

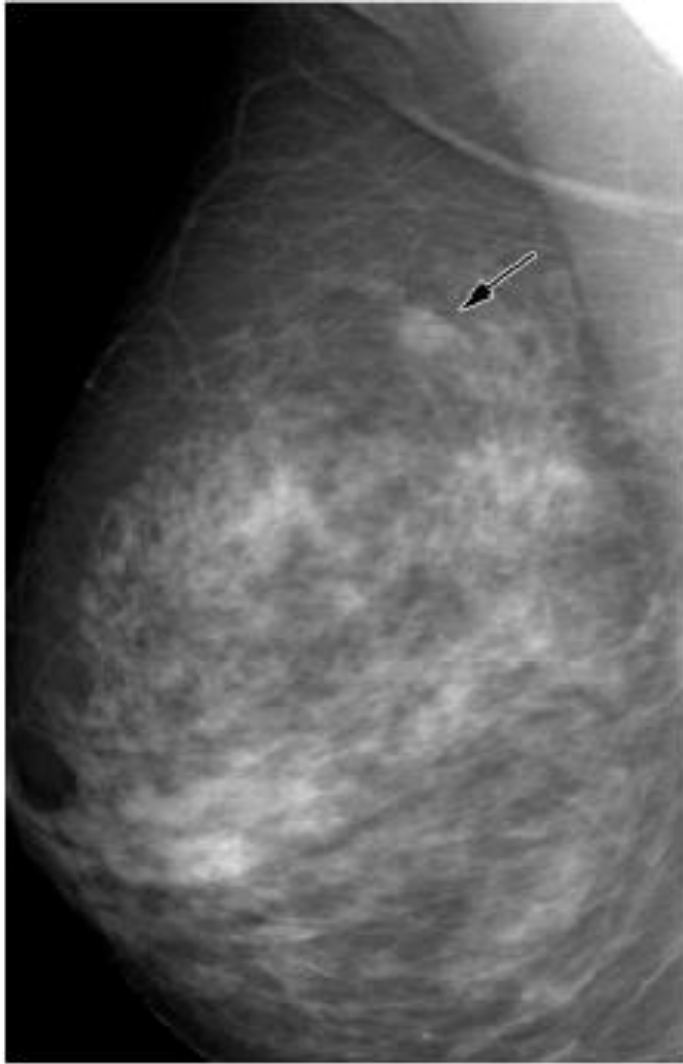


**DUAL ENERGY**

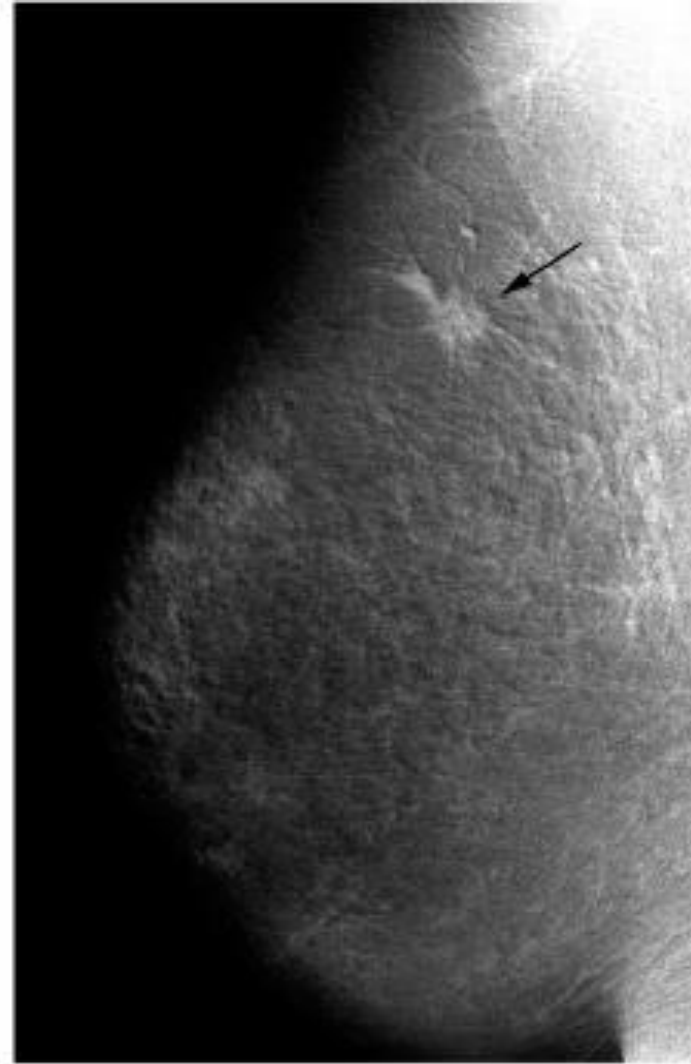


**IMMAGINE  
SOTTRATTA**

# Dual Energy Digital Mammography



Convenzionale



*Dual-energy*

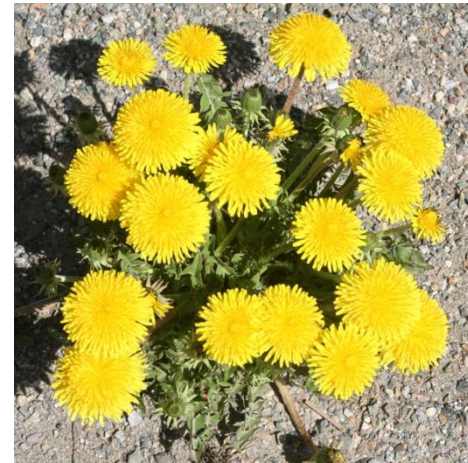
# Dual Energy Digital Mammography

## Single scan ESS

Misurando l'altezza dell'impulso in un single photon counter è possibile stimare l'energia del singolo fotone (colore) e mediante una elettronica opportuna, simulare una doppia energia applicando una soglia.

- ASIC (application specific integrated circuit) with dual threshold
- Anti coincidence logic (energy)

- No low and high energy spectra overlap
- Single scan

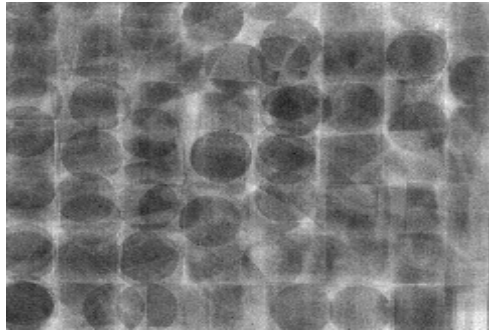




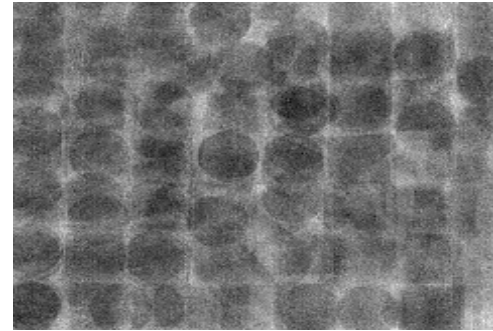
# Dual Energy Digital Mammography

## Single scan ESS – Contrast medium

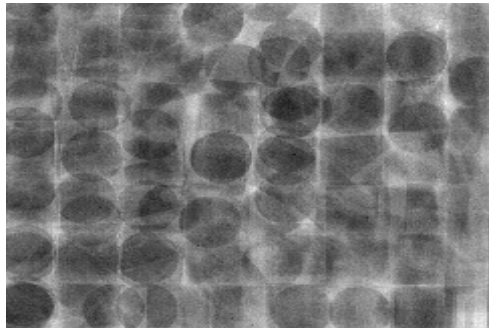
Low energy image



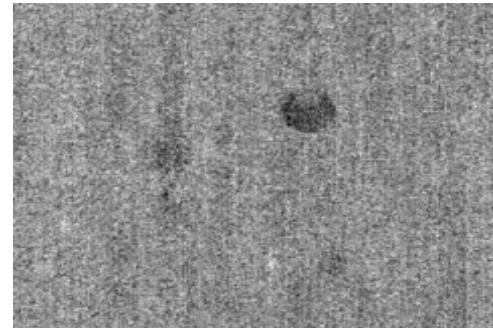
High energy image



All energy image

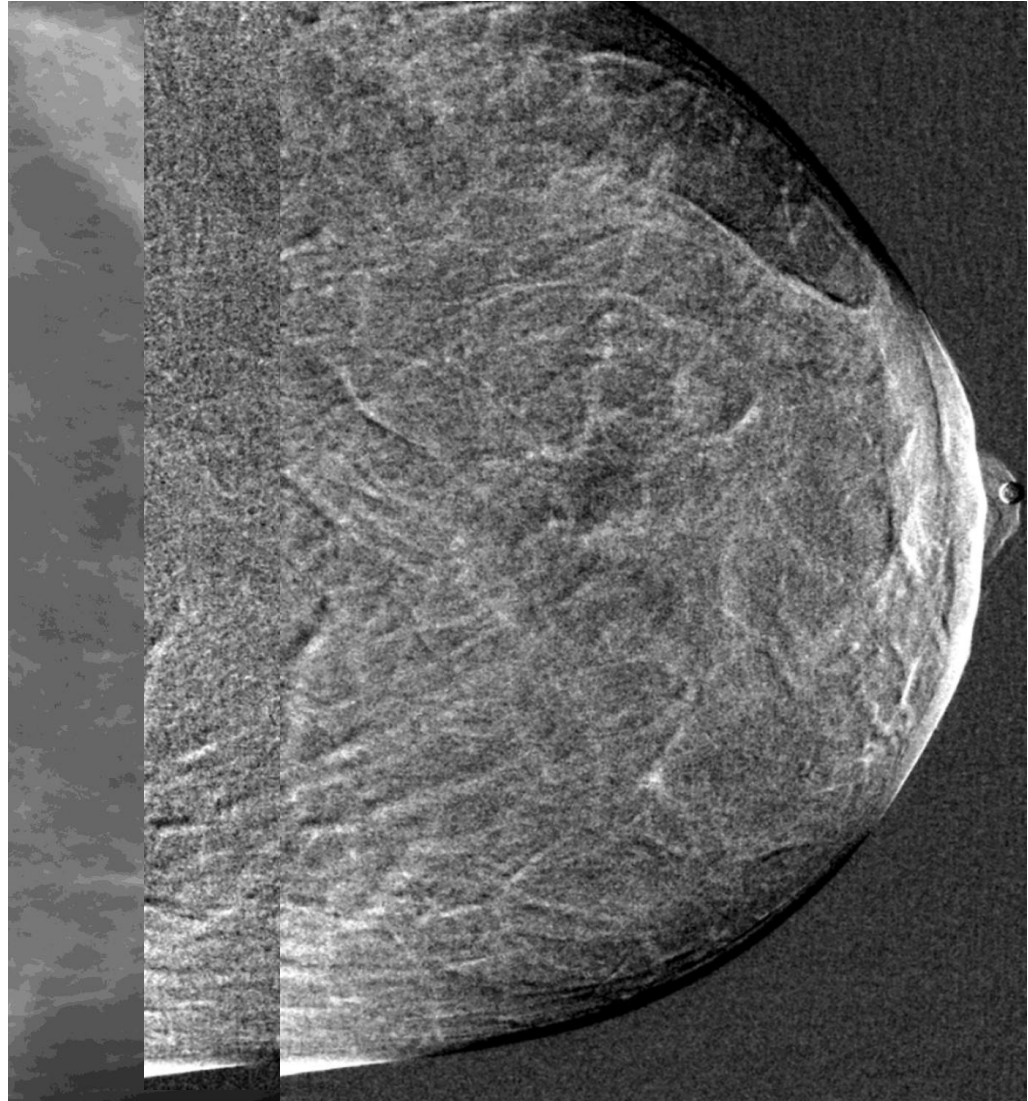
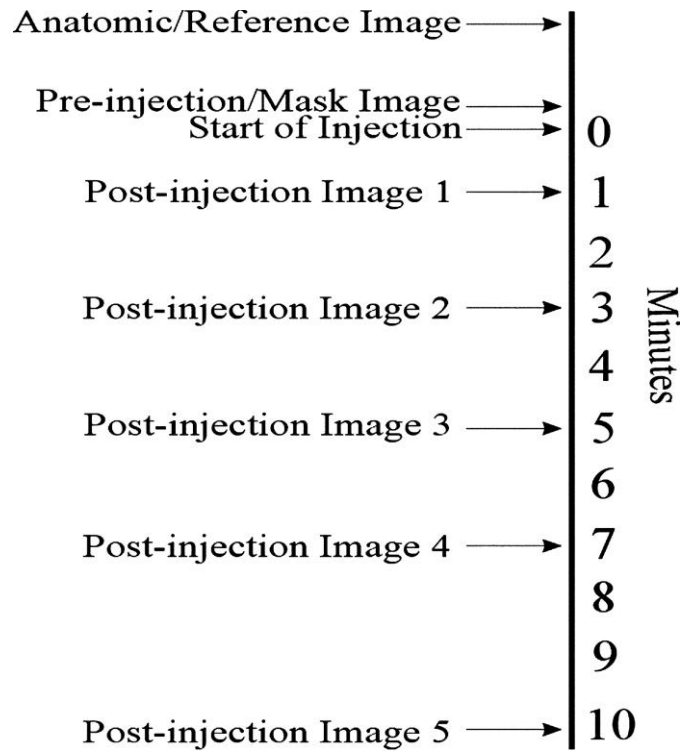


Dual energy image



Bornefalk H, Lewin JM, Danielsson M, Lundqvist M. Single-shot dual-energy subtraction mammography with electronic spectrum splitting: Feasibility. Eur J Radiol 2006;60:275-278

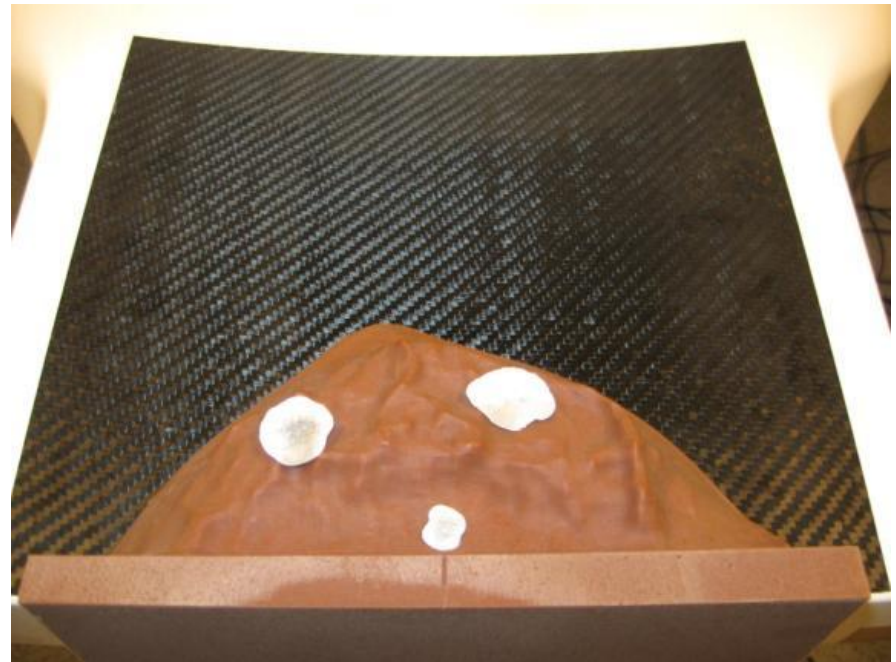
# Temporal Subtraction



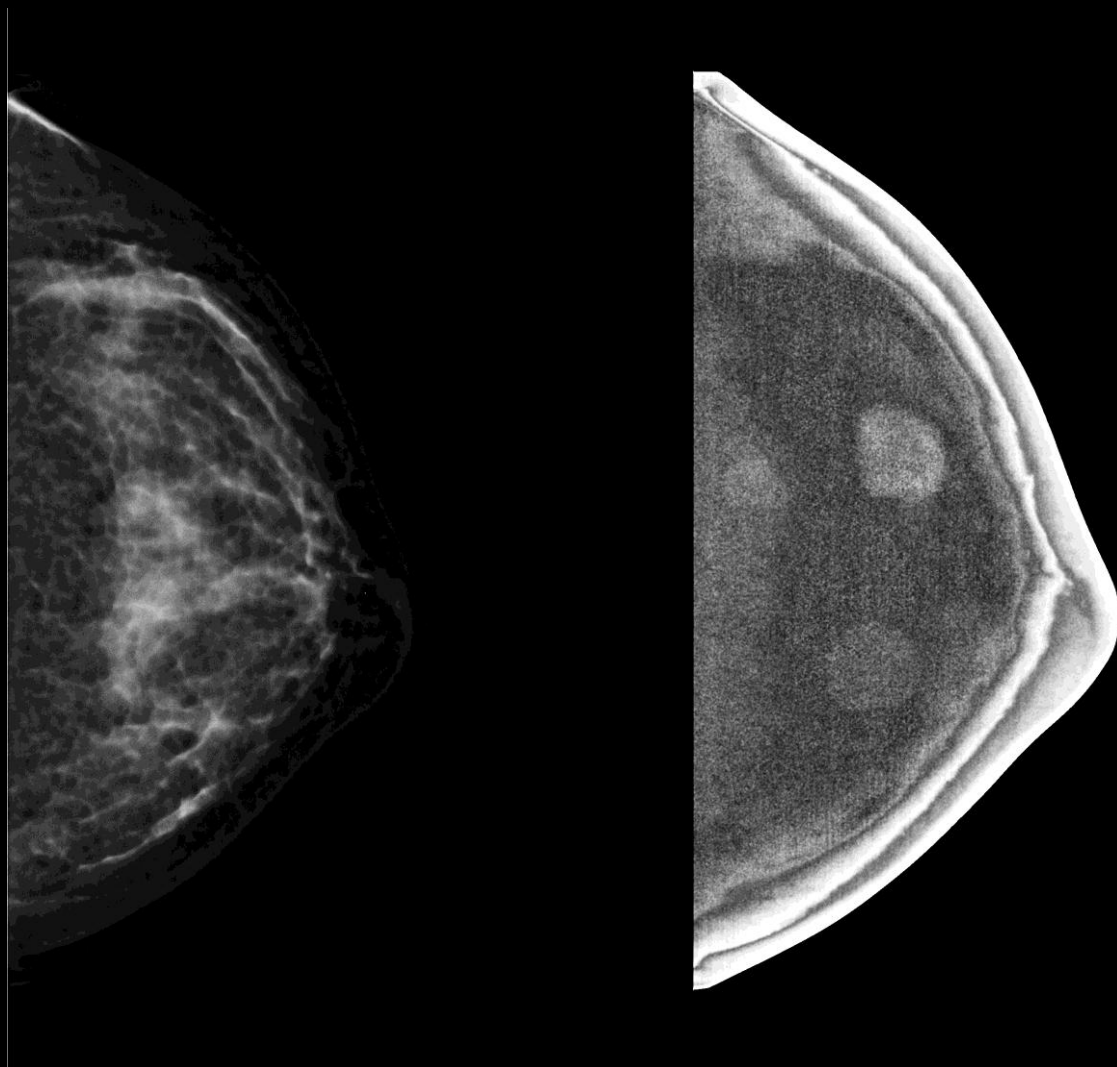
# Dual Energy Digital Mammography

Single scan ESS – No contrast medium

## Subtraction using anthropomorphic phantom



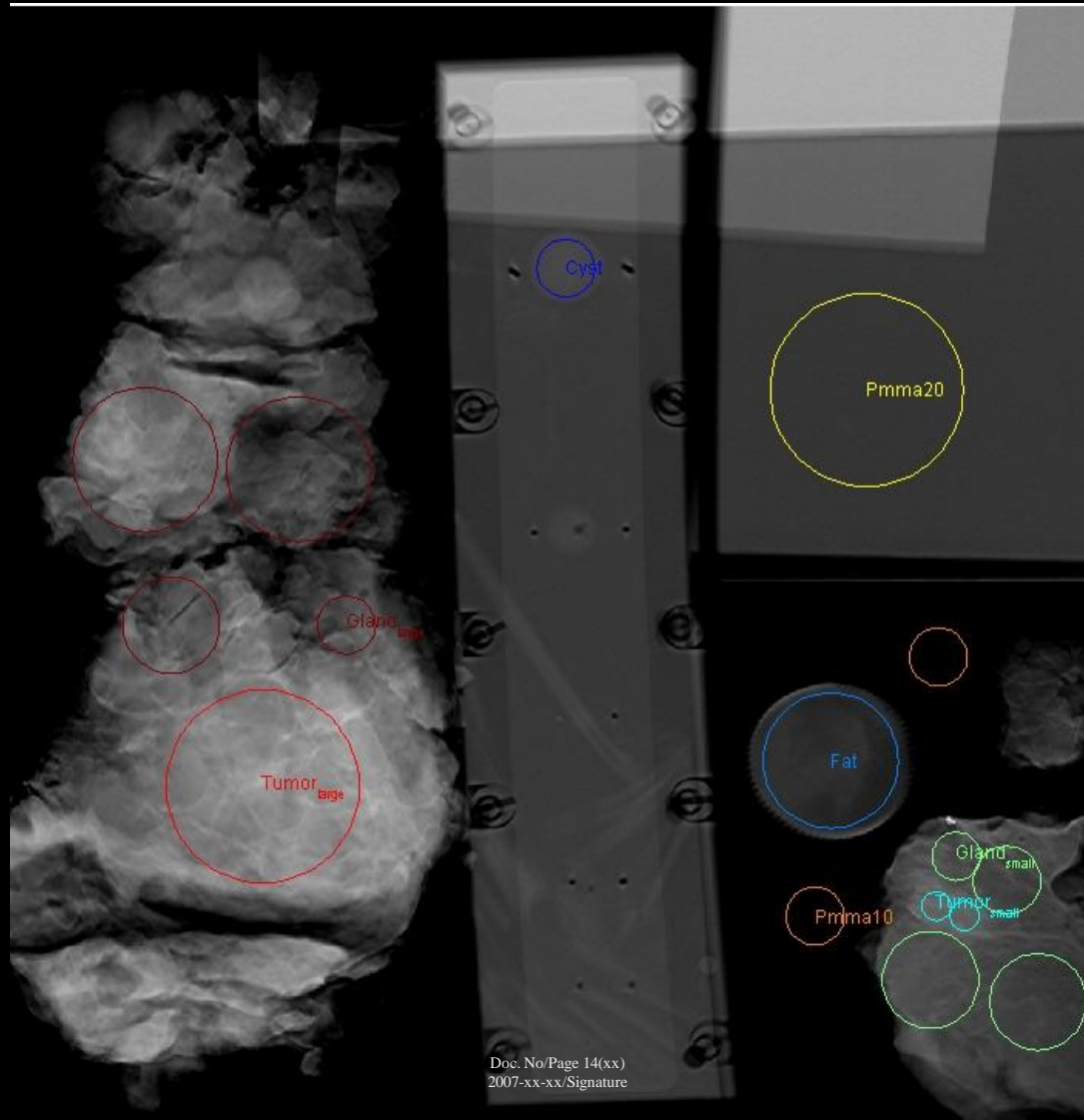
# Subtraction using anthropomorphic phantom



# Experiment with Specimen



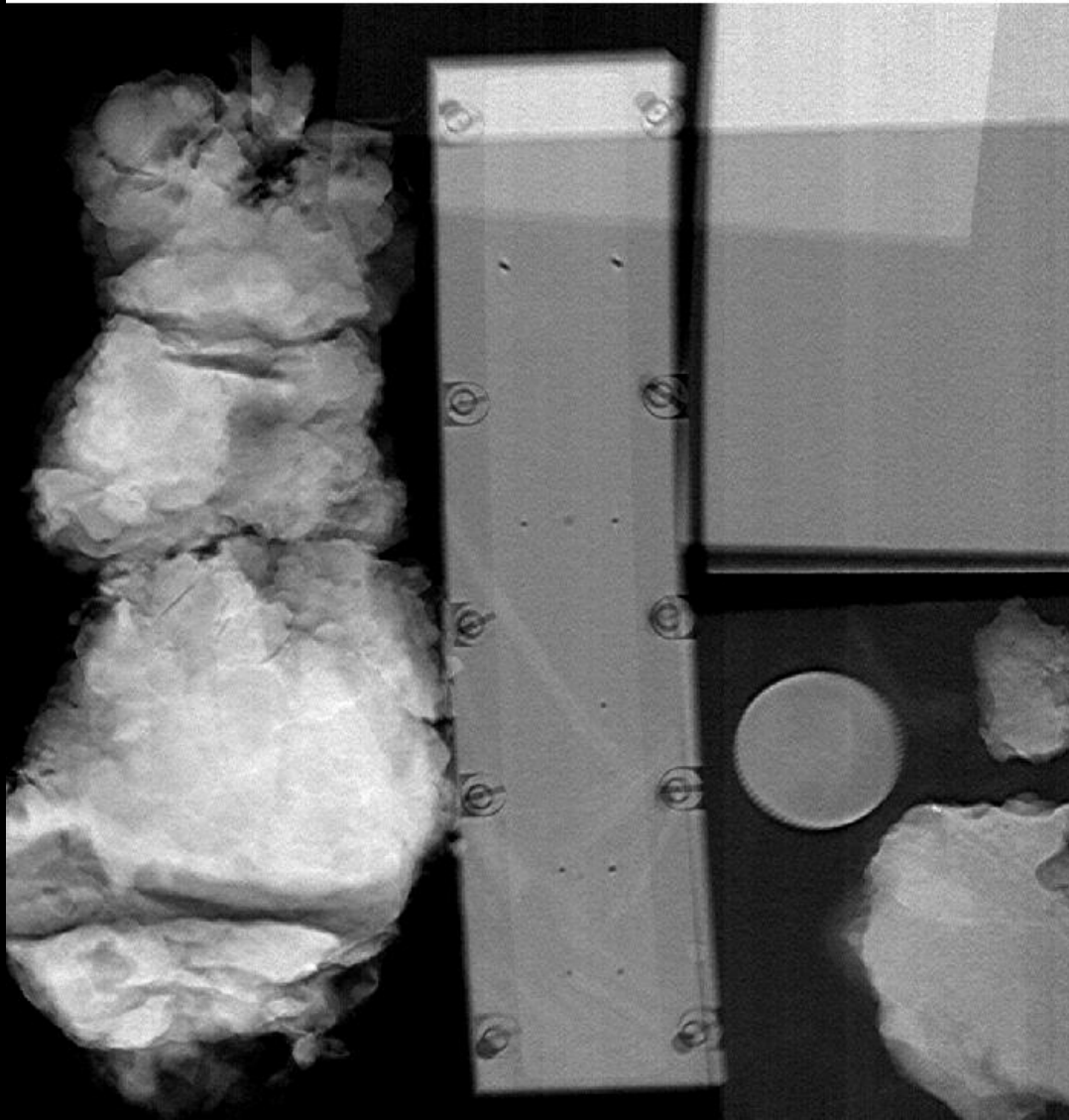
# ROI setup





# Cancellation of cyst

---



# Tecniche 3D

- Breast Tomosynthesis (BT)
- Dual Energy Breast Tomosynthesis (DEBT)
- CT Breast Imaging (CTBI)
- Positron Emission Mammography



# Breast Tomosynthesis (BT)

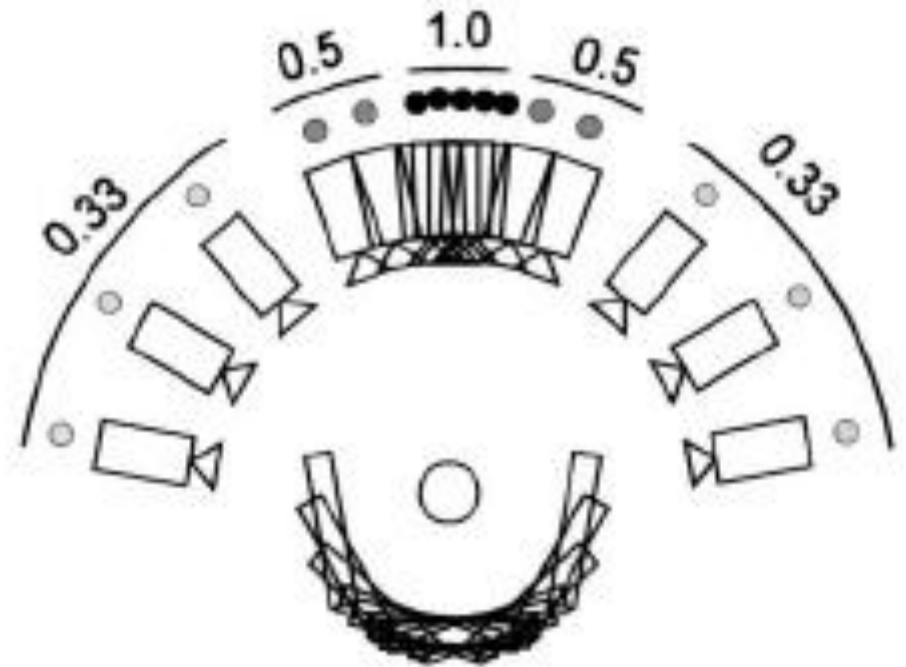
- Vengono acquisite una serie di proiezioni bidimensionali a bassa dose per diverse angolazioni del tubo rx intorno alla mammella con detettore fermo rispetto all'organo in esame.
- I dati acquisiti vengono ricostruiti in una serie di strati sottili ad alta risoluzione.

## Vincoli

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

# Breast Tomosynthesis (BT)

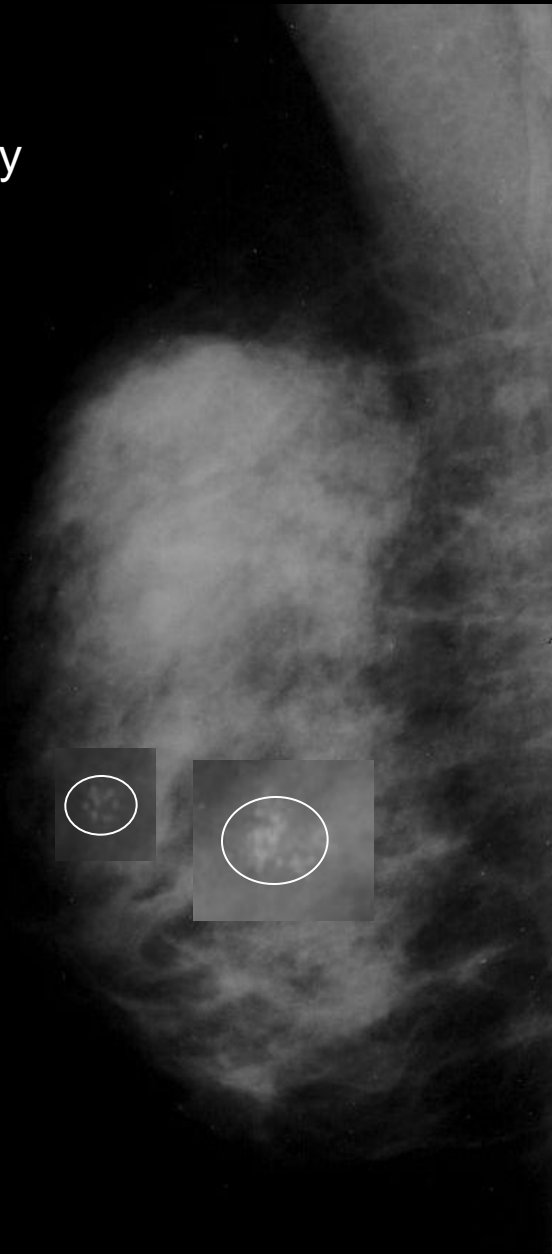
- **Sistema anisotropo**
  - Angolo totale di scansione ridotto
  - Scansione angolare non uniforme
  - Diminuzione della risoluzione spaziale del rivelatore all'aumentare dell'angolo di scansione mediante "pixels binning"
  - Riduzione della dose/proiezione per angoli elevati



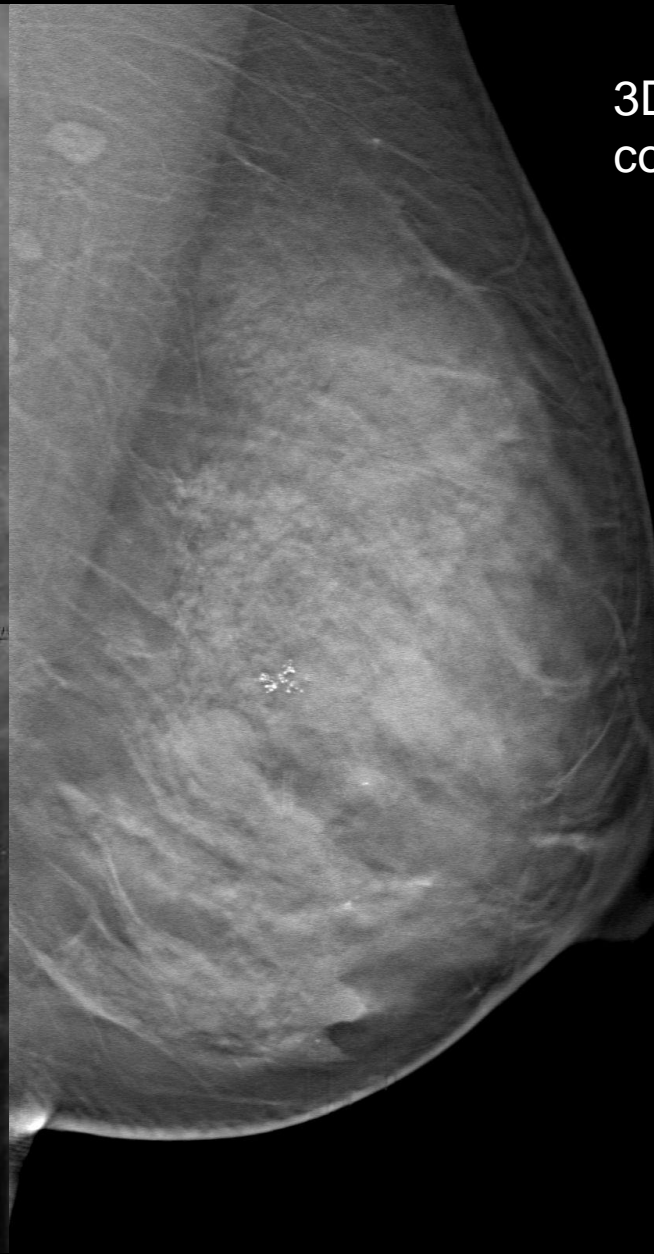
# Images from Sectra prototype

*Work in  
progress*

Film-screen  
mammography

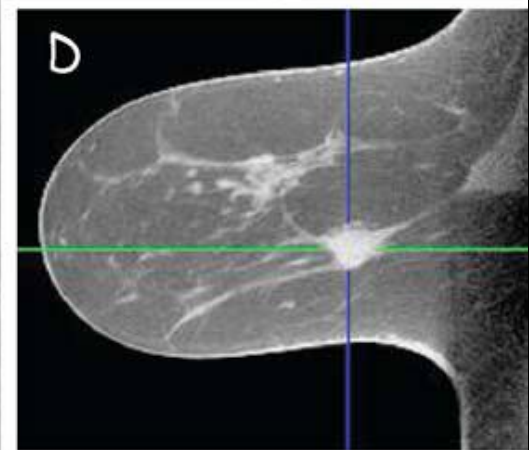
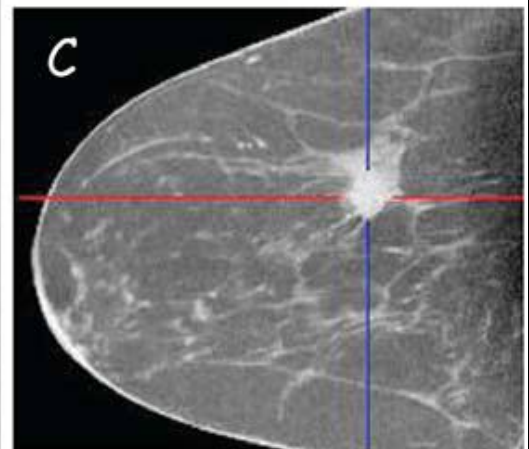
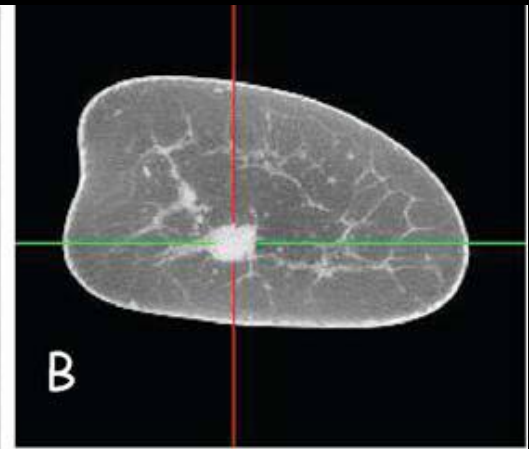


3D photon  
counting



# Breast CT





# Breast CT

## **A computer simulation study comparing lesion detection accuracy with digital mammography, breast tomosynthesis, and cone-beam CT breast imaging.**

**Gong X, Glick SJ, Liu B, Vedula AA, Tracker S  
Med Phys. 2006 Apr;33(4):1041-52**

Although conventional mammography is currently the best modality to detect early breast cancer, it is limited in that the recorded image represents the superposition of a three-dimensional (3D) object onto a 2D plane. Recently, two promising approaches for 3D volumetric breast imaging have been proposed, **breast tomosynthesis (BT) and CT breast imaging (CTBI)**. To investigate possible improvements in lesion detection accuracy with either breast tomosynthesis or CT breast imaging as compared to digital mammography (DM), a **computer simulation study** was conducted using simulated lesions embedded into a structured 3D breast model. The computer simulation realistically modeled x-ray transport through a breast model, as well as the signal and noise propagation through a CsI based flat-panel imager. Polyenergetic x-ray spectra of Mo/Mo 28 kVp for digital mammography, Mo/Rh 28 kVp for BT, and W/Ce 50 kVp for CTBI were modeled. For the CTBI simulation, the intensity of the x-ray spectra for each projection view was determined so as to provide a total average glandular dose of 4 mGy, which is approximately equivalent to that given in conventional two-view screening mammography. The same total dose was modeled for both the DM and BT simulations. Irregular lesions were simulated by using a stochastic growth algorithm providing lesions with an effective diameter of 5 mm. Breast tissue was simulated by generating an ensemble of backgrounds with a power law spectrum, with the composition of 50% fibroglandular and 50% adipose tissue. To evaluate lesion detection accuracy, a receiver operating characteristic (ROC) study was performed with five observers reading an ensemble of images for each case. The average area under the ROC curves ( $A_z$ ) was 0.76 for DM, 0.93 for BT, and 0.94 for CTBI. **Results indicated that for the same dose, a 5 mm lesion embedded in a structured breast phantom was detected by the two volumetric breast imaging systems, BT and CTBI, with statistically significant higher confidence than with planar digital mammography, while the difference in lesion detection between BT and CTBI was not statistically significant.**

# Microcalcification detection using cone-beam CT mammography with a flat-panel imager

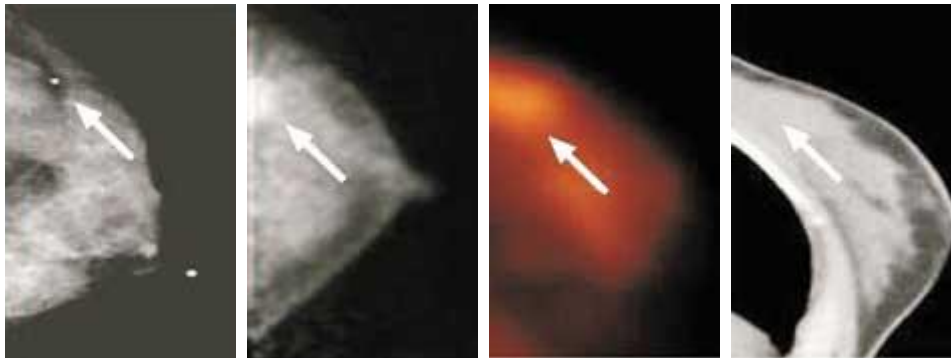
**Xing Gong *et al* 2004 *Phys. Med. Biol.* 49 2183-2195**

Xing Gong, Aruna A Vedula and Stephen J Glick

Department of Radiology, University of Massachusetts, Medical School, Worcester, MA 01655, US

**Abstract.** The purpose of this study was to investigate microcalcification detectability using **CT mammography with a flat-panel imager**. To achieve this, a **computer simulation** was developed to model an amorphous-silicon, CsI based flat-panel imager system using a linear cascaded model. The breast was modelled as a hemi-ellipsoid shape with composition of 50% adipose and 50% glandular tissue. Microcalcifications were modelled as small spheres having a composition of calcium carbonate. The results show that with a mean glandular dose equivalent to that typically used in two-view screening mammography, CT mammography with a flat-panel detector is capable of providing images where most microcalcifications are detectable. A receiver operating characteristic (ROC) study was conducted by five physicist observers viewing simulated CT mammography reconstructions. **The results suggest that the microcalcification with its diameter equal to or greater than 0.175 mm can be detected with an average area under the ROC curve (AUC) greater than 0.95 using 0.1 or 0.2 mm pixelized detectors.** The results also indicate that the optimal pixel size of the detector is around 0.2 mm for microcalcification detection, based on the trade-off between detectability of microcalcifications and the time required for data acquisition and reconstruction.

# Positron Emission Mammography (PEM)

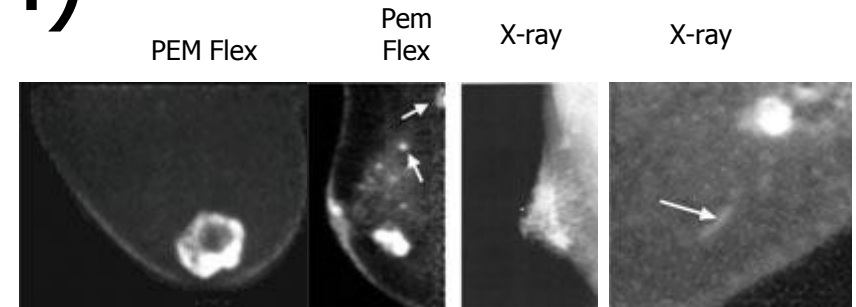


X-Ray

PEM Flex™

Whole Body PET

X-Ray CT



PEM Flex

Pem Flex

X-ray

X-ray

Invasive ductal carcinoma with central necrosis

Multifocal cancer

Occult DCIS in a single duct

- 10mCi FDG
- Acquisizione un'ora dopo somministrazione per una durata di circa 10 minuti
- 1000 cristalli di lutezio per ciascun detettore
- 2 detettori su due compressori (MLO e CC)
- 1,5 mm di risoluzione spaziale



# Positron Emission Mammography (PEM)

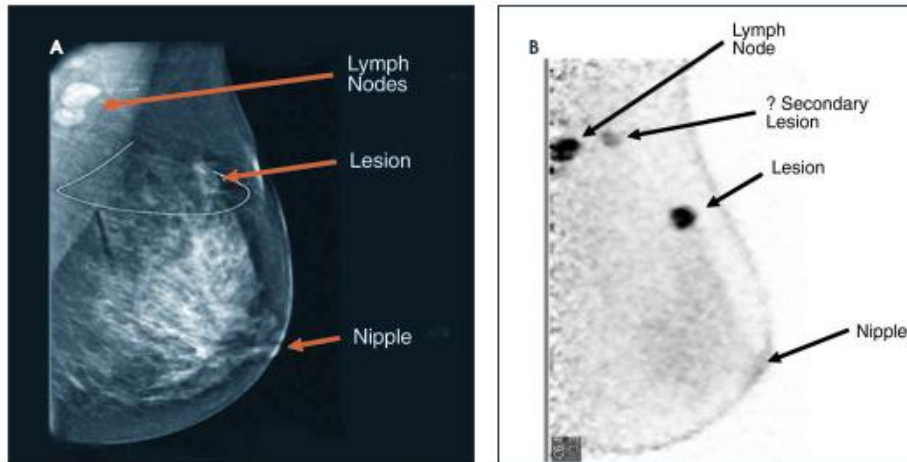


FIGURE 6. A comparison of a (A) mammogram and (B) a positron emission mammographic (PEM) image. The PEM scan shows a secondary lesion that was not appreciated on the mammogram.



Kathy Schilling, MD, Peter Conti, MD, PhD, Lee Adler, MD, and Lorraine Tafra, MD



PEM FLEX™ IS AVAILABLE IN  
HOSPITALS AND IMAGING CENTERS IN THE U.S.  
FOR MORE INFORMATION CALL 1-888-NAVISCAN  
OR VISIT [WWW.NAVISCANPET.COM](http://WWW.NAVISCANPET.COM)

## **The positron emission mammography/tomography breast imaging and biopsy system (PEM/PET): design, construction and phantom-based measurements.**

[Raylman RR](#), [Majewski S](#), [Smith MF](#), [Proffitt J](#), [Hammond W](#), [Srinivasan A](#), [McKisson J](#), [Popov V](#), [Weisenberger A](#), [Judy CO](#), [Kross B](#), [Ramasubramanian S](#), [Banta LE](#), [Kinahan PE](#), [Champley K](#).

Center for Advanced Imaging, Department of Radiology, West Virginia University, Morgantown, WV, USA.  
rraylman@wvu.edu

[..]. We have developed a high-resolution positron emission mammography/tomography imaging and biopsy device (called PEM/PET) to detect and guide the biopsy of suspicious breast lesions. [..] The PEM/PET scanner consists of two sets of rotating planar detector heads. Each detector consists of a 4 x 3 array of Hamamatsu H8500 flat panel position sensitive photomultipliers (PSPMTs) coupled to a 96 x 72 array of 2 x 2 x 15 mm(3) LYSO detector elements (pitch = 2.1 mm). Image reconstruction is performed with a three-dimensional, ordered set expectation maximization (OSEM) algorithm parallelized to run on a multi-processor computer system. The reconstructed field of view (FOV) is 15 x 15 x 15 cm(3). Initial phantom-based testing of the device is focusing upon its PET imaging capabilities. [..] These promising findings indicate that PEM/PET may be an effective system for the detection and diagnosis of breast cancer.

# Nuove tecnologie per la gestione delle informazioni

- HIS: Hospital Information System (SIO: Sistema Informativo Ospedaliero)
- RIS: Radiological Information System
- PACS: Picture Archive and Communication System

**RIS/PACS**

# Nuove tecnologie per la gestione delle informazioni

- Informazioni digitali (dati & immagini)
  - Generate: modalità digitali
  - Trasferite: connettività
  - Analizzate: refertazione soft-copy, statistiche, ecc..
  - Conservate: archiviazione e conservazione legale
- Flusso di lavoro “digitale”
  - Analisi dei processi: cosa deve andare dove e per chi
  - Reingegnerizzazione dei processi: cosa sarebbe meglio che andasse dove e per chi
  - Politiche di sicurezza: conservazione legale, firma digitale, privacy, ecc..
- Reti di trasmissione
  - Cosa voglio dove e in quanto tempo
  - Politiche di sicurezza
- Formazione
  - Specifica con contenuti mirati alle nuove tecnologie

“Chi” ci aiuta..

# ***Standard***

**DICOM:** Digital Imaging Communication in Medicine

- È un tool di interfaccia/integrazione
- non riguarda né le caratteristiche del rivelatore né la qualità delle immagini acquisite
- Tutte le apparecchiature che producono o gestiscono immagini devono rispettare lo standard DICOM per la modalità richiesta, in particolare DICOM MG per la mammografia, anche per sistemi CR.
- Al fine della corretta gestione delle immagini e dell'integrazione con il RIS devono anche supportare altre classi di servizi Dicom (ad es. DICOM modality worklist, DICOM modality performed procedure step, DICOM storage, DICOM query/retrieve, DICOM print, ecc..)

**Dicom Conformance Statement**

# “Chi” ci aiuta.. *Iniziativa*

## **IHE: Integrating Healthcare Enterprises**

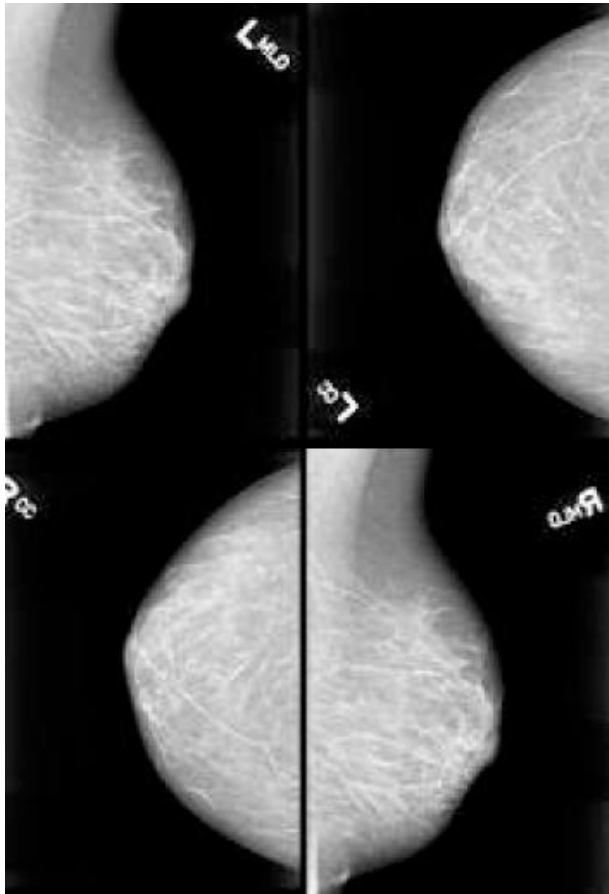
- È un processo per raggiungere l'interoperabilità tra sistemi basata sull'adozione di standard
- non è uno standard
- Vengono identificati dei profili di integrazione con funzionalità specifiche (ad. es Mammo, Nuclear Medicine, CT, ecc..)

# “Chi” ci aiuta..

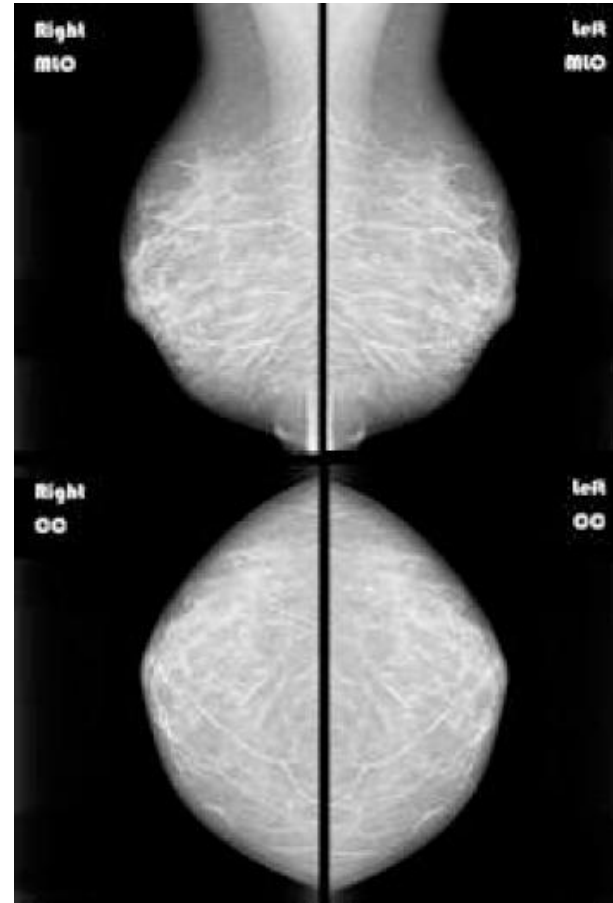
## IHE: Radiology profile

- **Scheduled workflow (SWF):** definisce l'integrazione tra scheduling, image acquisition, storage e viewing per immagini radiologiche
- **Patient Information Reconciliation (PIR):** coordina il riallineamento dei dati relativi ad un paziente quando le immagini sono state acquisite “anonime”
- **Mammography Image (Mammo):** specifica come devono essere generate, scambiate, usate e visualizzate le immagini mammografiche
- **Consistent Presentation of Images (CPI):** permette una visualizzazione consistente su diversi sistemi di visualizzazione sia soft- che hard-copy

# Perché IHE se c'è DICOM?



**Dicom**



**Dicom+IHE**

Hanging protocols

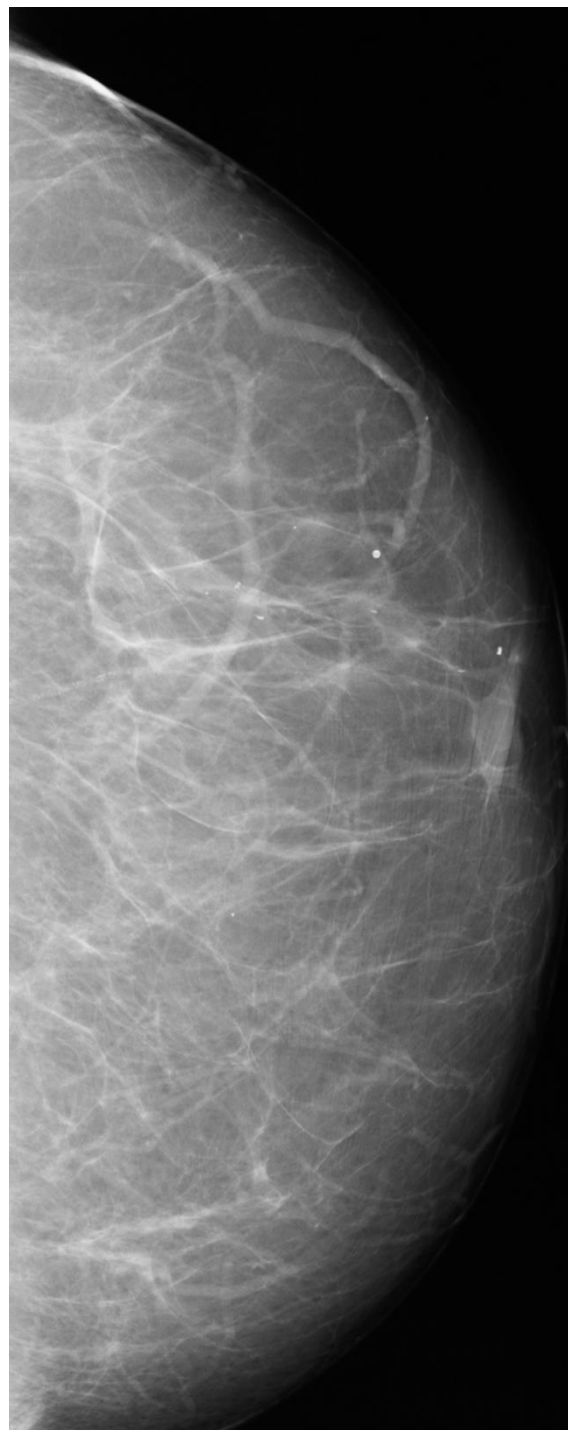


P  
p RCC

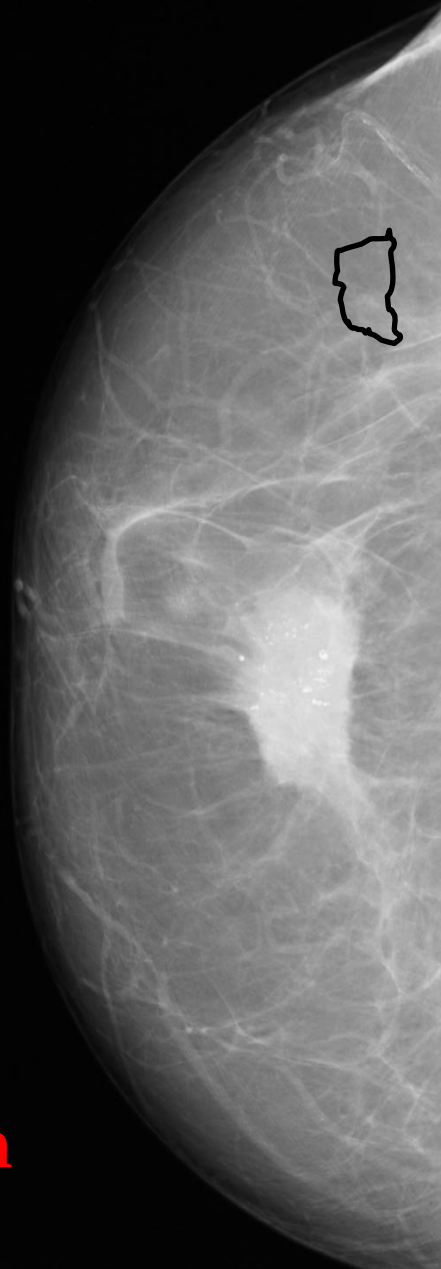


Dicom+IHE

P  
p LCC

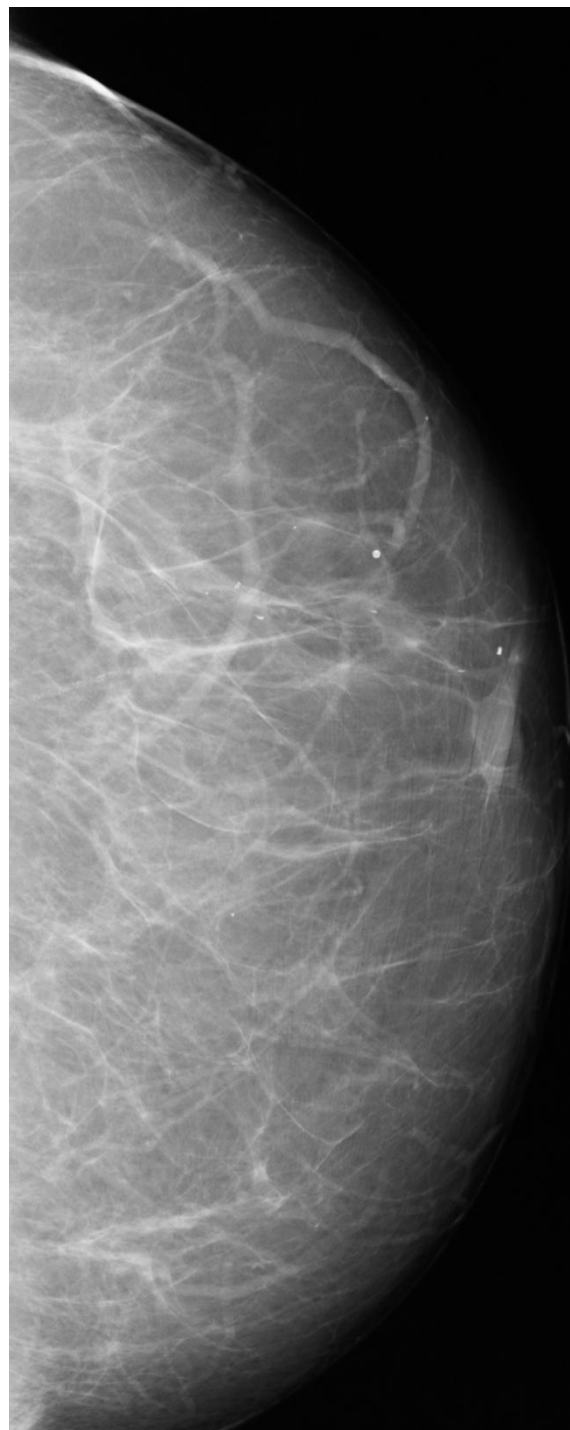


P  
p RCC



**Dicom**

P  
p LCC



# (RIS/PACS) Workstation per refertazione

- Sono ormai disponibili molte WS integrate (RIS/PACS) dedicate alla refertazione soft-copy delle immagini mammografiche, con monitor ad alta risoluzione (5MP) e sistemi integrati per il controllo di qualità.
- Non sempre gli applicativi delle WS sono in grado di gestire completamente il flusso di lavoro per lo screening, mentre normalmente supportano l'attività clinica.
- Spesso sulle WS di corredo al mammografo digitale vengono applicati degli algoritmi di visualizzazione che non è possibile riprodurre sulle WS RIS-PACS

# (RIS/PACS) Archivi

- Niente di diverso rispetto all'archiviazione di immagini provenienti da diverse modalità.
- Attenzione a valutare correttamente lo spazio necessario (solo immagini "for presentation" o anche "for processing"? Quanto on-line e quanto near-line, back-up e disaster recovery...)
- Devono essere ridondanti

## (RIS/PACS)

- Attenzione all'integrazione del RIS con il PACS!!
  - I due sistemi possono anche essere di due fornitori diversi, ma deve essere garantita la funzionalità complessiva.
  - Una non corretta integrazione tra i due potrebbe comportare scambio di dati ed immagini tra pazienti diversi.
  - **Gestione del rischio clinico.**

# Nuove tecnologie per la gestione delle informazioni

- Gli attuali sistemi RIS/PACS gestiscono, nella quasi totalità, il flusso informativo (dati ed immagini) relativi al flusso di lavoro per l'attività clinica ambulatoriale.
- I programmi di screening mammografico vengono attualmente gestiti da applicativi dedicati, ad elevata specializzazione e scarsa integrazione con sistemi RIS/PACS
- E' necessaria una attività importante di integrazione con i sw utilizzati localmente per la gestione dello screening.

# **profilo IHE - REM**

***Radiation Exposure Monitoring (REM) Integration Profile  
Trial Implementation Draft  
Publication date: July 3, 2008***

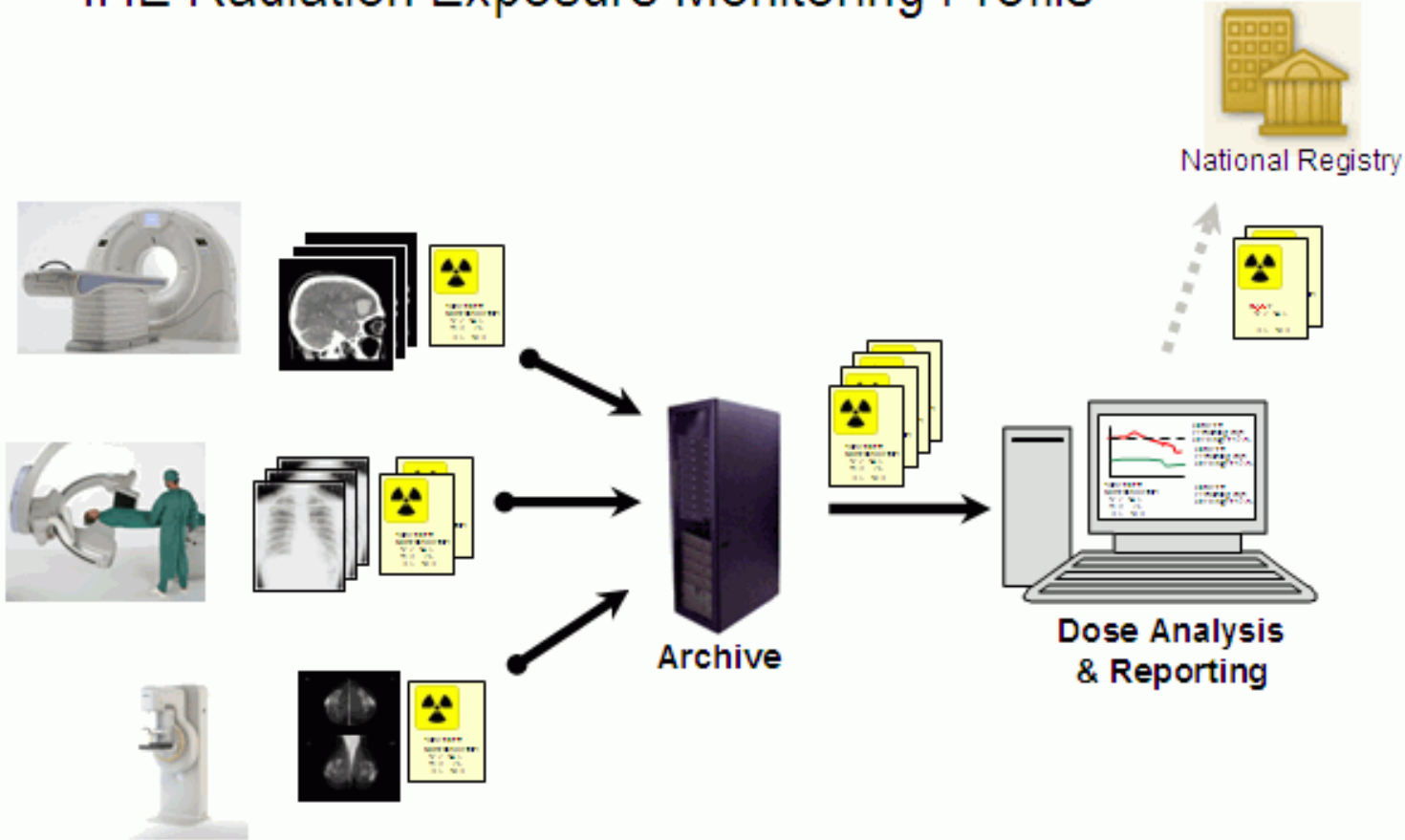
RX (DR), mammo (MG), fluoro e CT: invio indici dosimetrici tramite oggetto Report Strutturato Dosimetrico (SR): *gli oggetti Dicom SR sono trasmessi in rete e memorizzabili in sistemi PACS.*

*Il documento strutturato può essere costruito a partire dai template previsti per le tecniche proiettive e tomografiche:*

***TID 10001 Projection X-ray Radiation Dose (TID 10005 Accumulated Mammography X-ray Dose);***

***TID 10011 CT Radiation Dose.***

# IHE Radiation Exposure Monitoring Profile



**Grazie dell'attenzione**

**Barbara Lazzari**

**b.lazzari@usl3.toscana.it**