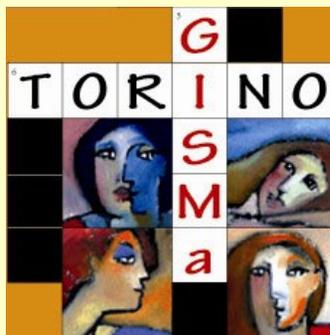


Congresso GISMa 2013

Torino 25 settembre 2013

CORSO TECNICI DI RADIOLOGIA MEDICA

SCREENING MAMMOGRAFICO:
NUOVE TECNOLOGIE, NOVITA', STUDI DI VALIDAZIONE



Titolo Presentazione

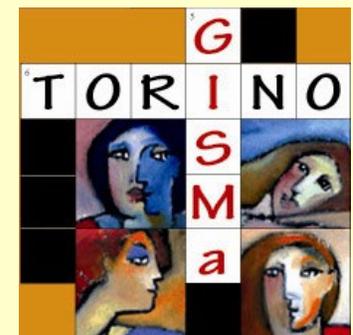
**TOMOSINTESI:
approcci diversi per sistemi diversi**

*Dr.ssa Paola Golinelli
S.C. Fisica Sanitaria Ausl Modena
p.golinelli@ausl.mo.it*

Sommario

Design generale dei sistemi Digital Breast Tomosynthesis (DBT)

- DBT: Principi di Funzionamento
- DBT: Geometria con detettore Flat-Panel e geometria a scansione
- DBT: Caratteristiche dei sistemi
- DBT: Parametri di qualità delle immagini 3D ricostruite
- DBT: Integrazione al PACS
- DBT: Sviluppi in corso
- Conclusioni
- Bibliografia

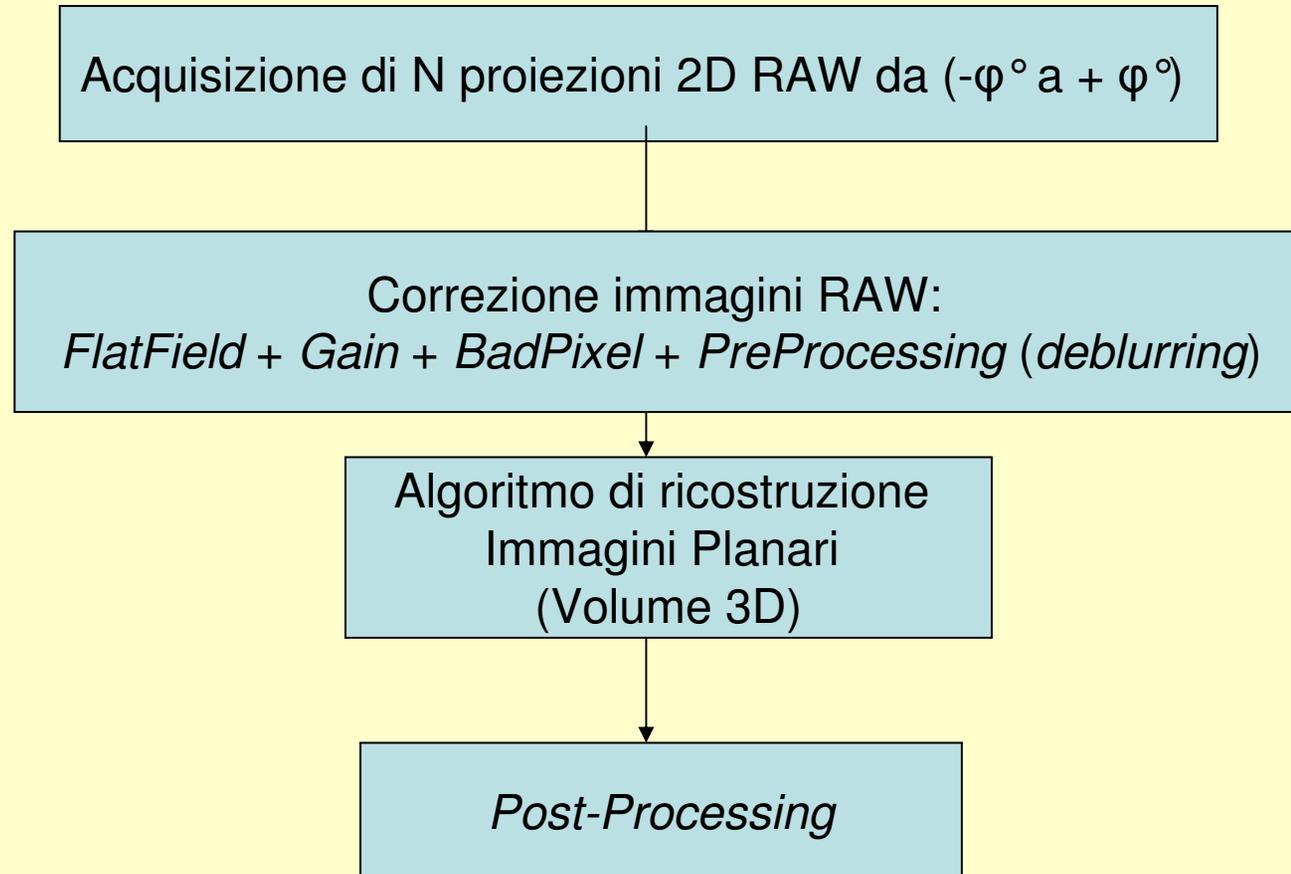




DBT: Principi di funzionamento

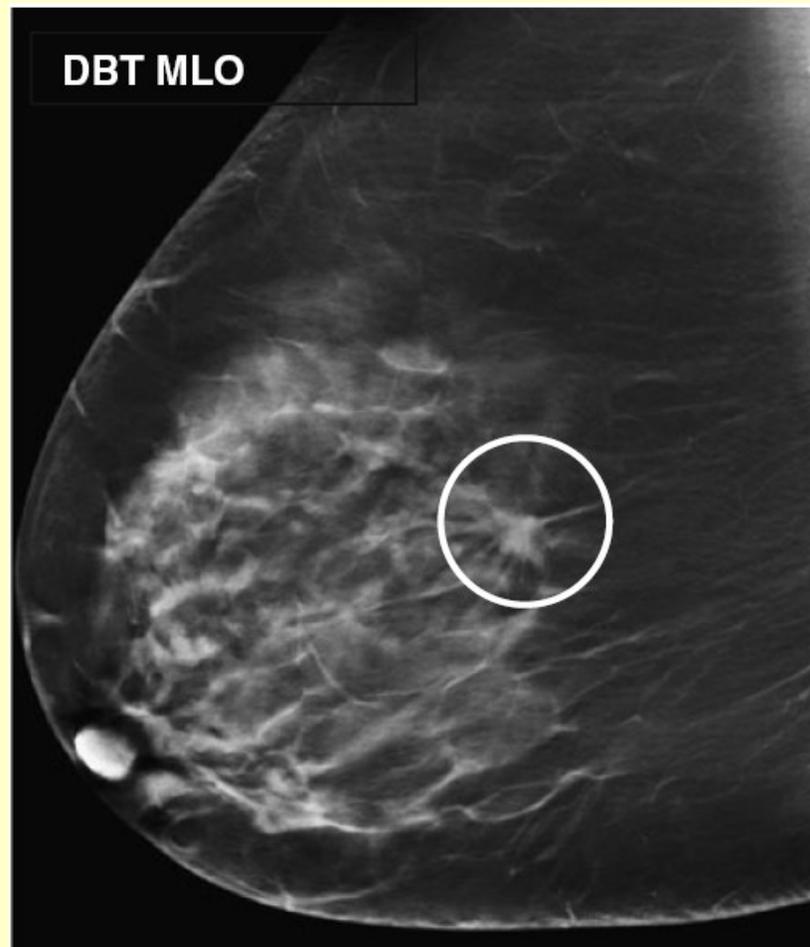
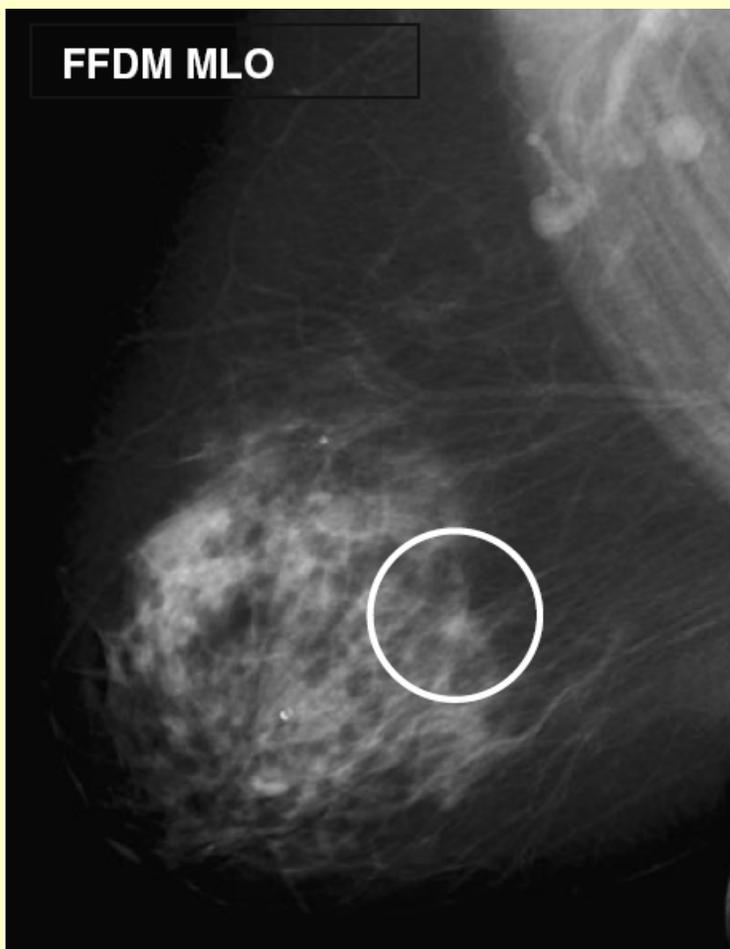
- DBT vs FFDM (*Full Field Digital Mammography*) (*voxel vs pixel*) per ottenere una **RIDUZIONE del RUMORE ANATOMICO**.
- La sorgente radiogena ruota attorno ad un punto in prossimità/posizionato sul detettore (l'angolo di rotazione è limitato): acquisizione di più proiezioni a diverse angolazioni a bassissima dose (**la dose complessiva deve essere comparabile a quella di 2 proiezioni CC+MLO della tecnica FFDM**).
- Il detettore deve avere un'elettronica di lettura molto veloce e caratteristiche migliorative rispetto ad un detettore per FFDM.
- Le singole proiezioni acquisite devono avere una qualità dell'immagine accettabile: utilizzo di spettri a raggi X ottimizzati e implementazione di *pre-processing* sulle immagini proiettate (sorgente RX in movimento).
- Sono necessari algoritmi per ricostruire le immagini lungo l'asse Z (volume 3D), con tempi di esecuzione compatibili con la pratica clinica/screening, che non creino artefatti significativi.

DBT: Principi di funzionamento



DBT: Principi di funzionamento

Obiettivo: RIDUZIONE RUMORE ANATOMICO



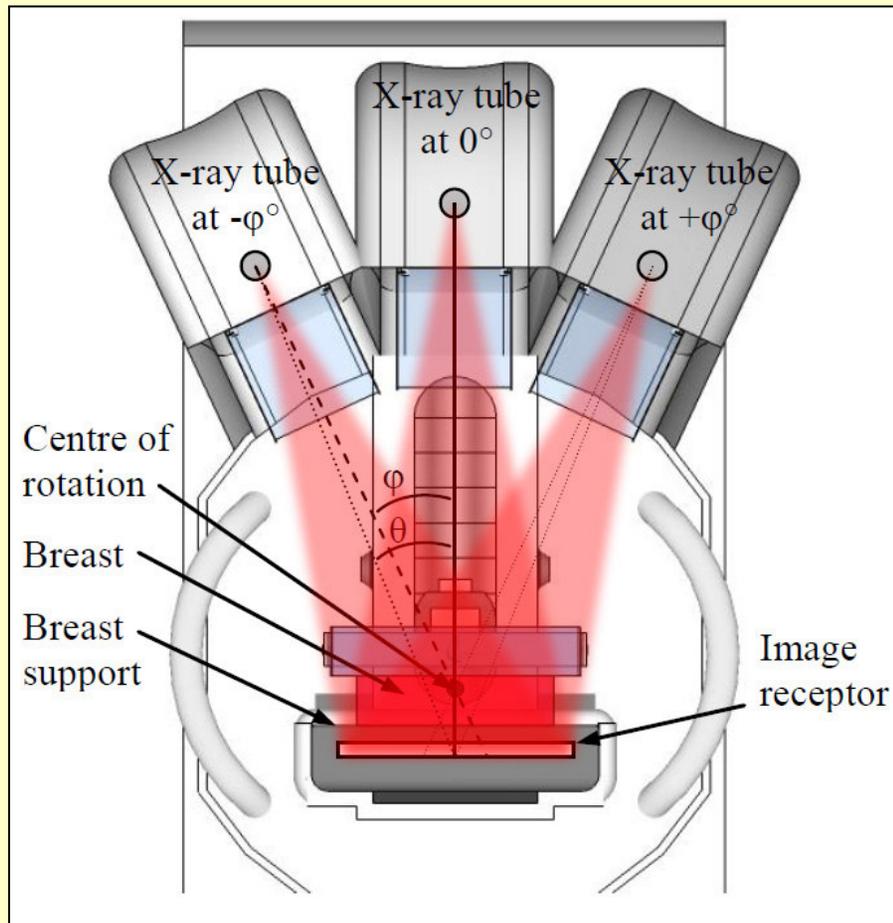
From Eur Radiol (2010) 20: 1545-1553

GISMa Settembre 2013 - Torino

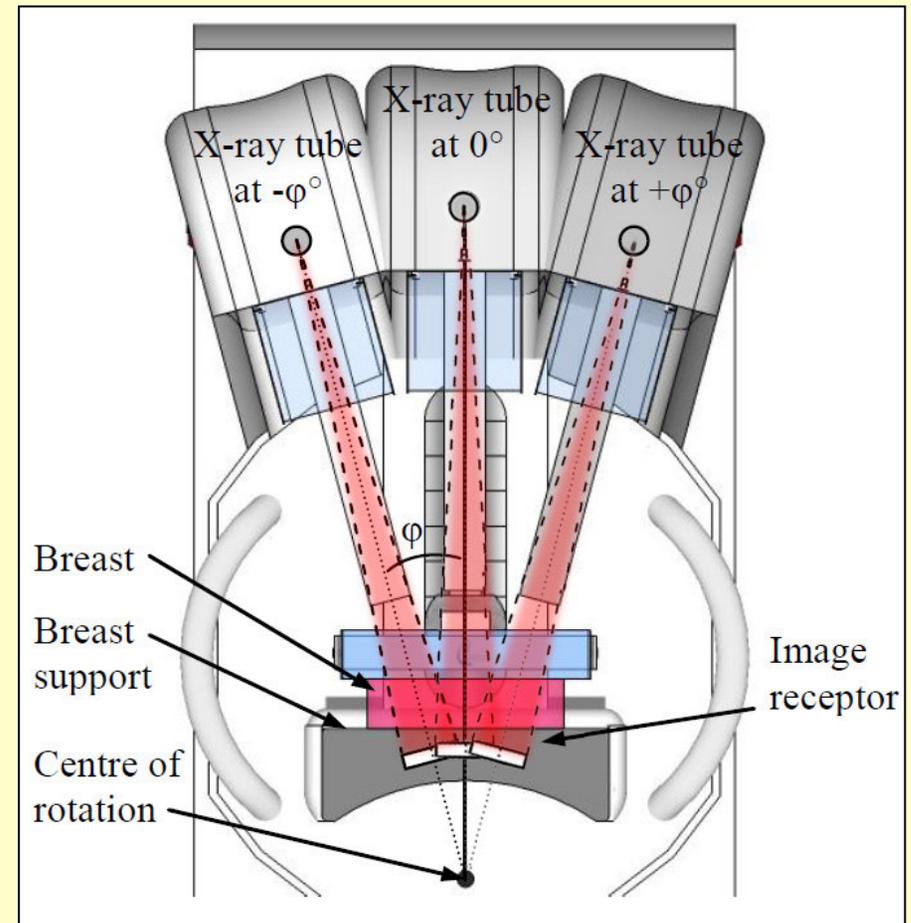
DBT: *Geometria con Flat-Panel* e a Scansione

Geometria con Flat-Panel

Geometria a Scansione



Il seno è irraggiato quasi completamente durante tutte le proiezioni.



Il seno è irraggiato parzialmente e viene scansionato per poterlo visualizzare completamente.

DBT: *Geometria con detettore Flat-Panel* e Scansione

Geometria *con detettore Flat-Panel*:

La sorgente radiogena ruota e il detettore Flat-Panel (conversione diretta/indiretta) è fermo o parzialmente rotante.

Questa geometria comporta un ingrandimento variabile a seconda dell'angolazione del tubo radiogeno e quindi una **possibile distorsione** e **sfocatura** delle strutture di piccole dimensioni.

Geometria **a Scansione**: (attualmente in fase prototipale)

Il detettore è costituito da 21 linee di rivelatori a conteggio di fotoni, di lunghezza 24cm. (In modalità 2D necessita di circa la metà di dose rispetto a un detettore Flat-Panel).

La sorgente e il detettore ruotano assieme e l'asse del fascio rimane perpendicolare ad esso.

Non c'è variabilità nell'ingrandimento e quindi è possibile un'ottimale ricostruzione delle strutture, ma richiede algoritmi di ricostruzione più complicati.

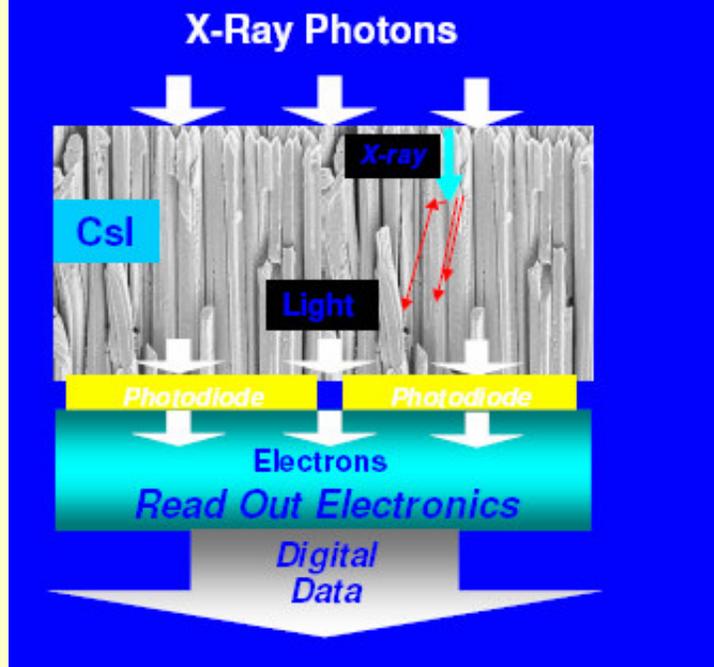
DBT: Caratteristiche sistemi

- Detettori
- Sorgente Radiogena:
 - Movimentazione, Angolo e Centro di Rotazione
 - Range kV, Anodi e Filtri utilizzati, Spettri RX
- Griglia
- Acquisizione Proiezioni
- Ricostruzione Immagini 3D

DBT: Detettori

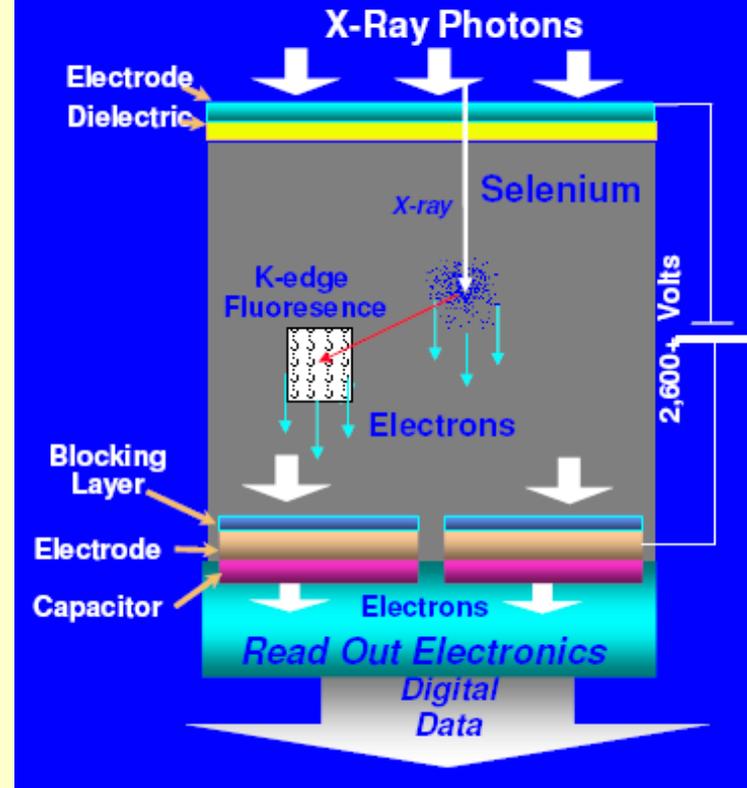
Flat Panel a conversione indiretta

Independent ("Indirect") Conversion:
CsI Converter + aSi Substrate Sensor Matrix



Flat Panel a conversione diretta

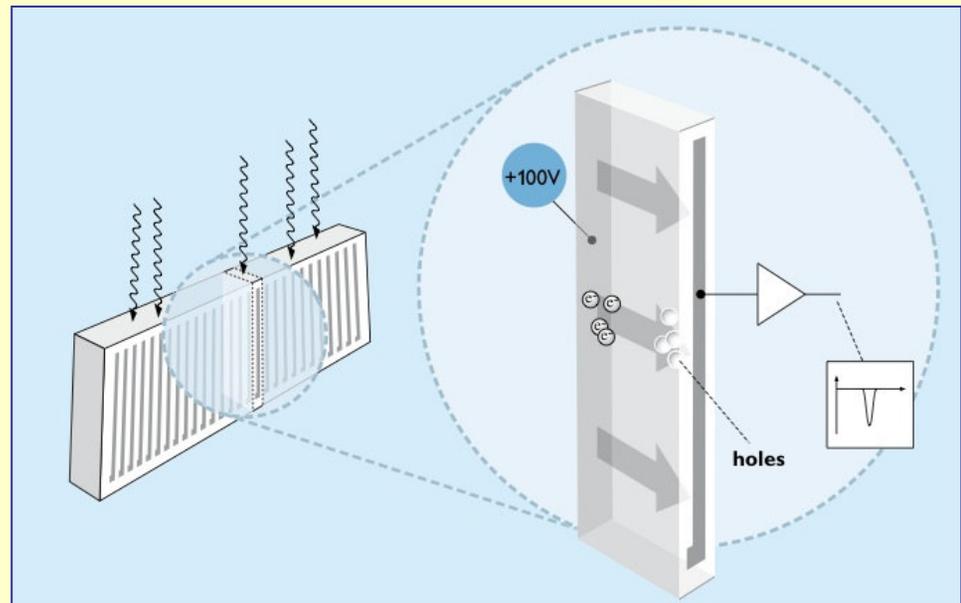
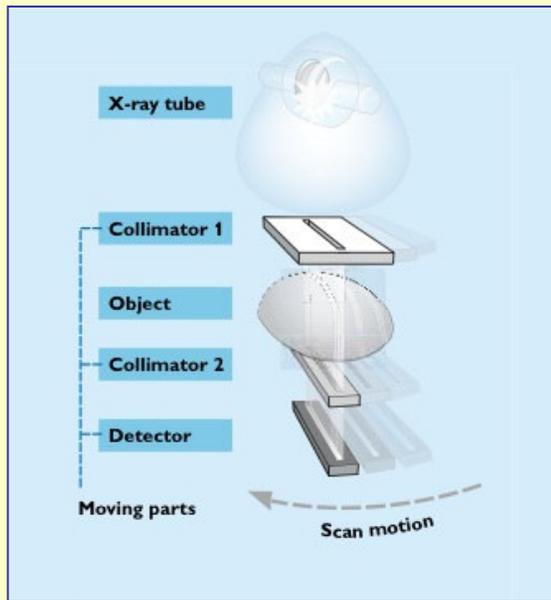
Dependent ("Direct") Conversion:
aSe Converter + aSi Substrate Sensor Matrix



Courtesy: Jill Spear, GE Women's Healthcare

DBT: Detettori

Conteggio Fotoni



From SECTRA-MicroDose



DBT: Detettori

Dimensioni del campo immagine

24X30

Dim.pixel (Binning? Composizione di pixel)

100 um, 85um, 70um, 50um (conteggio fotoni)

Un pixel ridotto migliora la risoluzione nel piano (XY) ma riduce il segnale e di conseguenza il rapporto segnale-rumore → necessità di *Binning*, ma occorre valutare bene la diminuzione della risoluzione nella direzione di movimento della sorgente dovuta a questioni geometriche

Movimentazione (detettore statico o rotante?)

Generalmente il detettore Flat-Panel è fisso, mentre la sorgente RX si muove. Esiste un unico modello Flat-Panel in cui il detettore ruota leggermente.

DBT: Sorgente Radiogena

- **Movimentazione: *Step and Shoot vs Continua***

La sorgente stazionaria (step and shoot) rispetto a quella in movimento permette di ottenere una migliore risoluzione complessiva, ma può presentare problemi legati alle eventuali vibrazioni dovute ai continui arresti e ripartenze del tubo radiogeno, inoltre possono aumentare i tempi di acquisizione. 4 sistemi su 6 implementano una movimentazione continua.

- **Angolo di Rotazione: Intervallo 11° - 50°**

L'aumento del range angolare produce una acquisizione più completa ma:

1. Studi hanno dimostrato che un elevato angolo di incidenza obliquo comporta una riduzione significativa della MTF (Modulation Transfer Function) alle alte frequenze sia per i detettori Flat-Panel a conversione diretta che indiretta
2. Altri studi hanno evidenziato che c'è una diminuzione dell'efficienza del detettore (DQE) ad ampi angoli di incidenza.

- **Centro di Rotazione:**

Per i sistemi con detettore Flat-Panel il centro di rotazione è collocato tra 2-5 cm dalla superficie del detettore, per un sistema è a contatto. Il sistema a scansione ha il centro di rotazione al di sotto del detettore.

DBT: Sorgente Radiogena

Spettri ottimizzati per DBT

Anodi implementati

Mo (Molibdeno) } Flat-Panel a
Rh (Rodio) } conversione
indiretta

W (Tungsteno) } Flat-Panel a
conversione
diretta e a
conteggio di
fotoni

kV

utilizzati dipendono dallo spessore
compresso, alcuni costruttori
selezionano valori di kV più elevato
fino a valori di 39-40kV per gli
spessori più elevati.

Filtri implementati

Mo (Molibdeno) } Flat-Panel a
0.03 mm } conversione
indiretta

Rh (Rodio)
0.025-0.05-0.06mm } Flat-Panel a
conversione
diretta e
indiretta

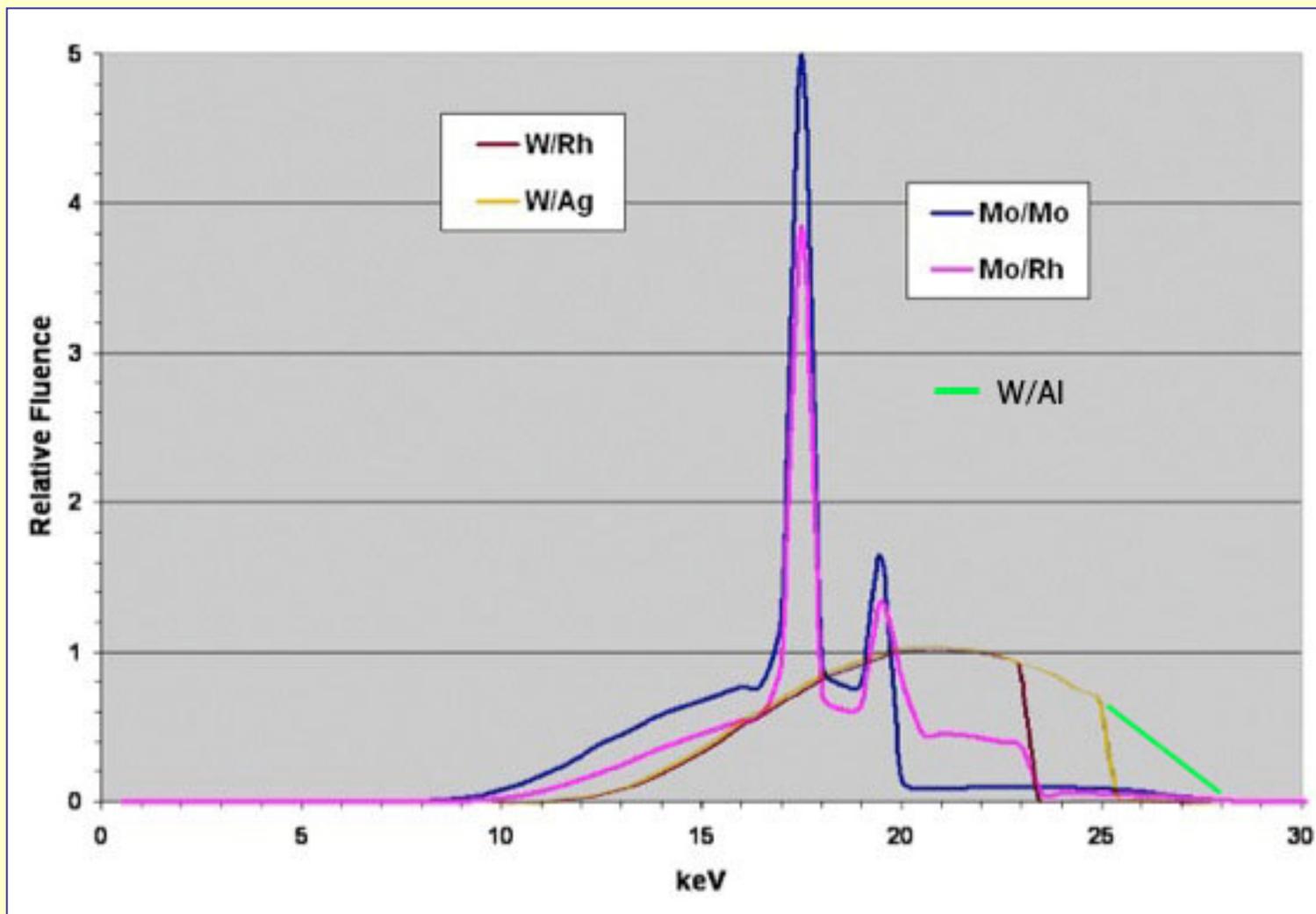
Ag (Argento)
0.05-0.075mm

Al (Alluminio)
0.7mm

Al (Alluminio) } Detettore a
0.5mm } conteggio di
fotoni

DBT: Sorgente Radiogena

Spettri ottimizzati per DBT

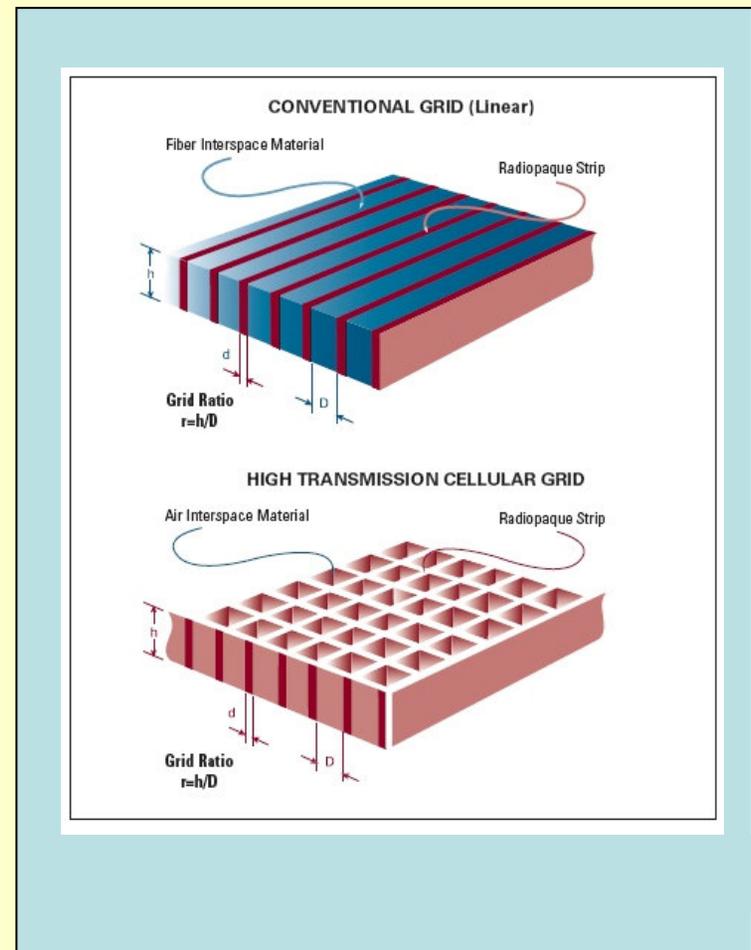


DBT: Utilizzo Griglia

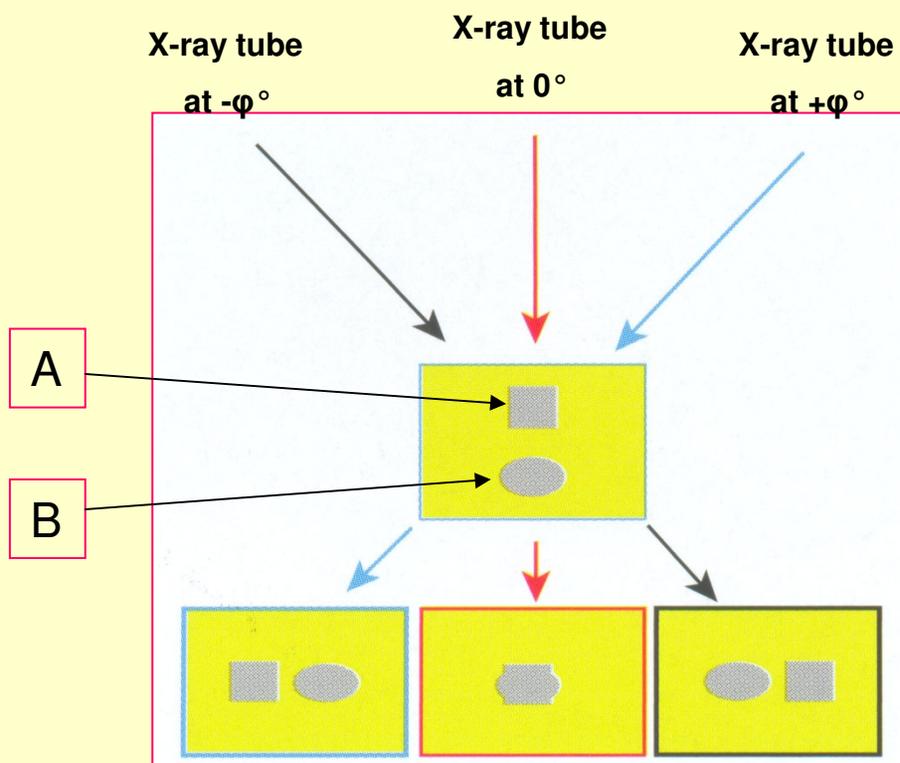
Le attuali griglie utilizzate per le proiezioni 2D CC e MLO in FFDM non possono essere utilizzate per le N proiezioni 2D in DBT a causa:

- Rotazione sorgente RX
- Assorbimento radiazione primaria

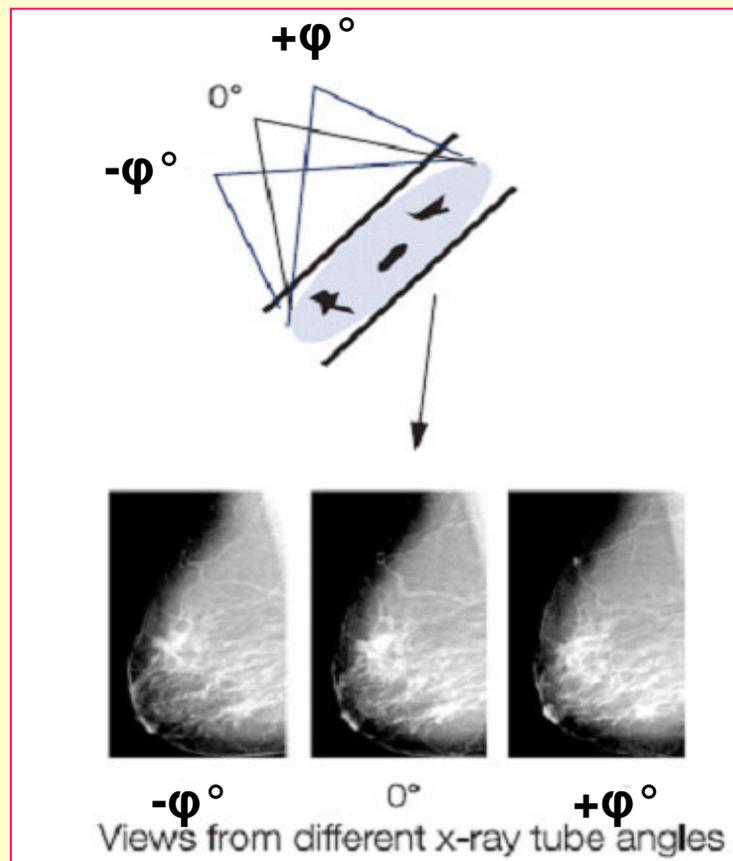
Sarebbe comunque utile una griglia progettata per i sistemi DBT che riduca la radiazione diffusa.



DBT: Acquisizione Proiezioni



From Digital Mammography-Springer 2010



Si ottengono proiezioni che contengono viste diverse degli stessi oggetti.



DBT: Acquisizione Proiezioni

- Numero proiezioni acquisite per singola vista
- Compressione
- AEC e Durata scansione per singola vista
- Correzione e Pre-processing delle Immagini 2D

DBT: Numero proiezioni acquisite per singola vista

Grande variabilità di scelta tra i costruttori

Qual è il **numero di proiezioni ottimale** dato un certo angolo di rotazione della sorgente?

- Il numero di proiezioni è legato all'angolo di rotazione
- Intervallo Angolare: $11^\circ - 50^\circ$
- **Range Numero Proiezioni: 9 – 25**

Le proiezioni sono acquisite ad intervalli angolari equidistanziati, circa ogni 1° o 2° .

A priori:

Sembrerebbe che disporre di un numero elevato di proiezioni (nel caso di un ampio angolo di rotazione) migliori la qualità dell'immagine finale, ma studi/simulazioni hanno evidenziato che il miglioramento può esserci lungo l'asse Z, ma nel piano ci può essere addirittura un degrado della qualità dell'immagine. **Dato un certo angolo di rotazione esisterebbe quindi un numero massimo di proiezioni oltre il quale la qualità dell'immagine degrada.**

DBT: Compressione

Obiettivo DBT → Riduzione Rumore Anatomico →
E' ANCORA COSI' FONDAMENTALE UNA "BUONA" COMPRESSIONE?

Sono stati eseguiti alcuni studi clinici, utilizzando compressioni "ridotte", che hanno evidenziato che per quanto riguarda la visibilità di alcuni tipi di strutture non è così fondamentale l'impiego di una "buona" compressione,

ma una "Buona" Compressione ha anche la funzione di:

- Separare le strutture sovrapposte all'interno del seno (Riduzione del rumore anatomico) e...
- Ridurre la componente di radiazione diffusa
- Ridurre la dose assorbita
- Ridurre la possibilità di artefatti da movimento
- Aumentare la componente del seno all'interno del campo di vista

DBT: AEC e Durata Acquisizione Singola Vista

- In FFDM generalmente si utilizza una pre-esposizione sia per la CC che per la MLO in combinazione con il valore dello spessore compresso per determinare Anodo/Filtro, kV e mAs (valutazione del Rapporto Segnale-Rumore minimo)
- In alcuni sistemi DBT i parametri Anodo/Filtro, kV e mAs vengono selezionati durante la pre-esposizione eseguita nella prima proiezione in combinazione con il valore dello spessore compresso e vengono mantenuti identici per tutte le proiezioni; in altri sistemi l'erogazione dei mAs non è costante per tutte le proiezioni

Durata Acquisizione Singola Vista:
Grande variabilità di scelta tra i costruttori

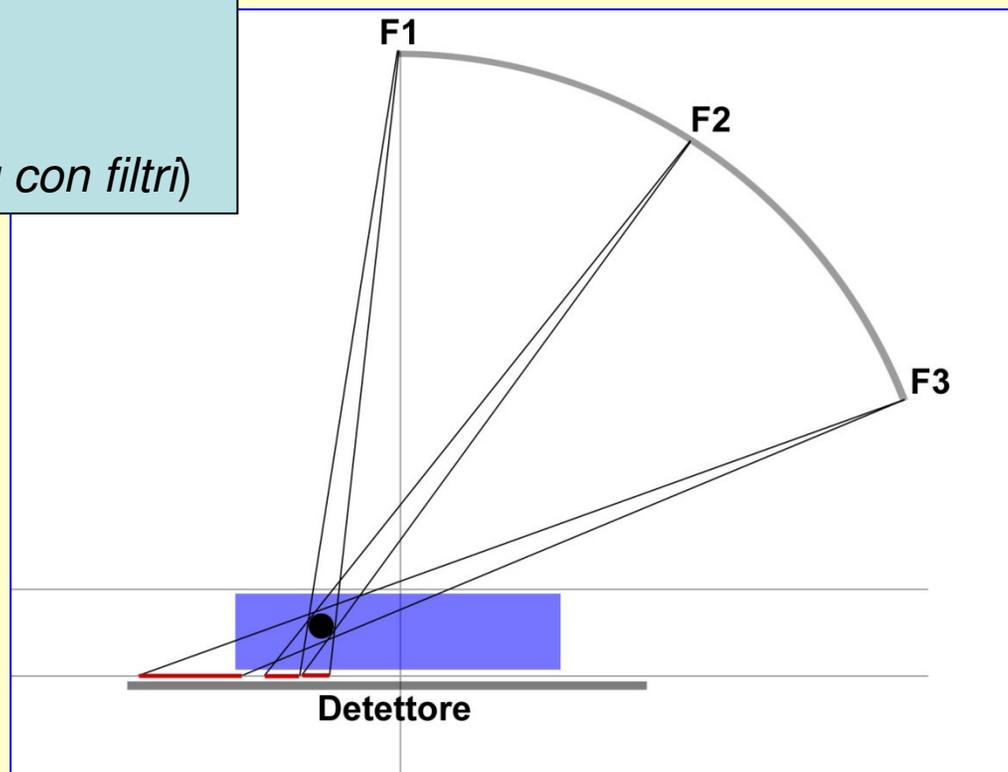
• da 3s a 25s

DBT: Correzione e *Pre-processing* delle Immagini 2D

Acquisizione di N proiezioni 2D RAW da $(-\varphi^\circ$ a $+\varphi^\circ)$

Correzione immagini RAW

- *Flat-Field*
- *Gain*
- *Bad-Pixel*
- *Pre-Processing (deblurring con filtri)*



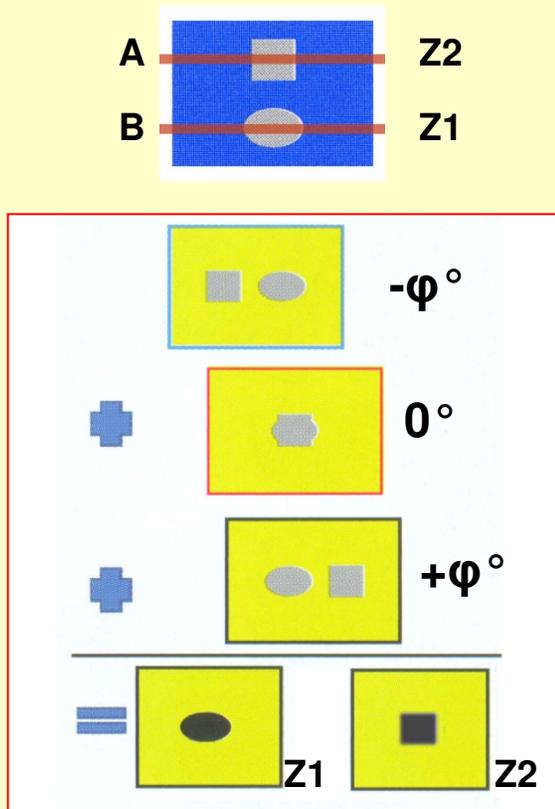
DBT: Ricostruzione immagini 3D

Problematiche di Ricostruzione delle immagini 3D
Algoritmo di Ricostruzione Immagini Planari (Volume 3D)
Spessore *Slice* ricostruita*
Voxel Anisotropo

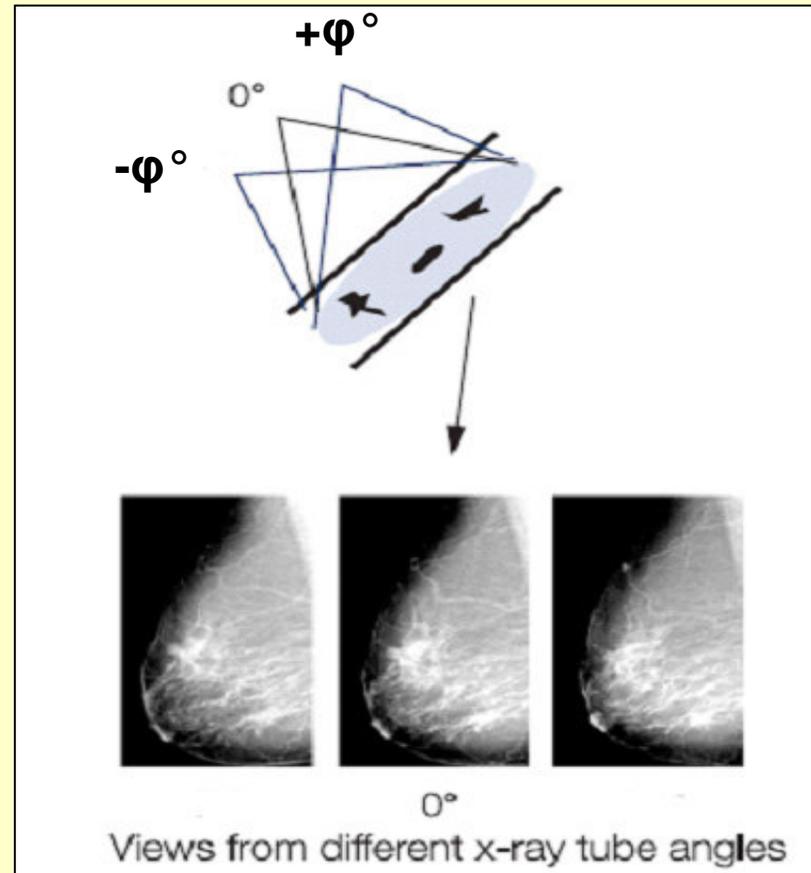
Post-Processing:
Algoritmi riduzione effetto radiazione diffusa
Algoritmi per correzione artefatti

*generalmente 1mm equispaziate a 1mm, ma alcuni costruttori scelgono spessori inferiori e distanze inferiori a 1mm

DBT: Ricostruzione Immagini 3D



Algoritmo *Shift And Add (SAA)*



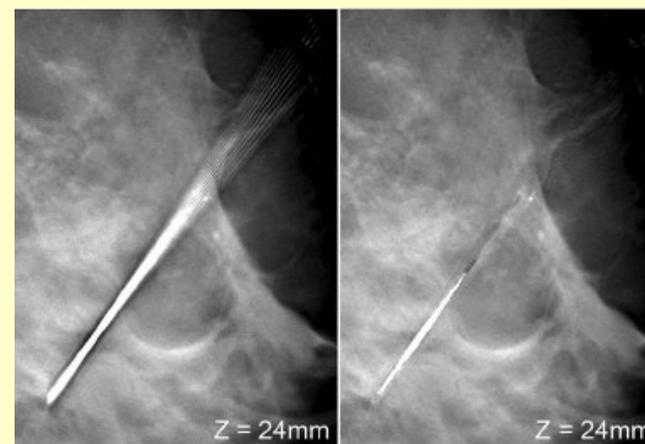
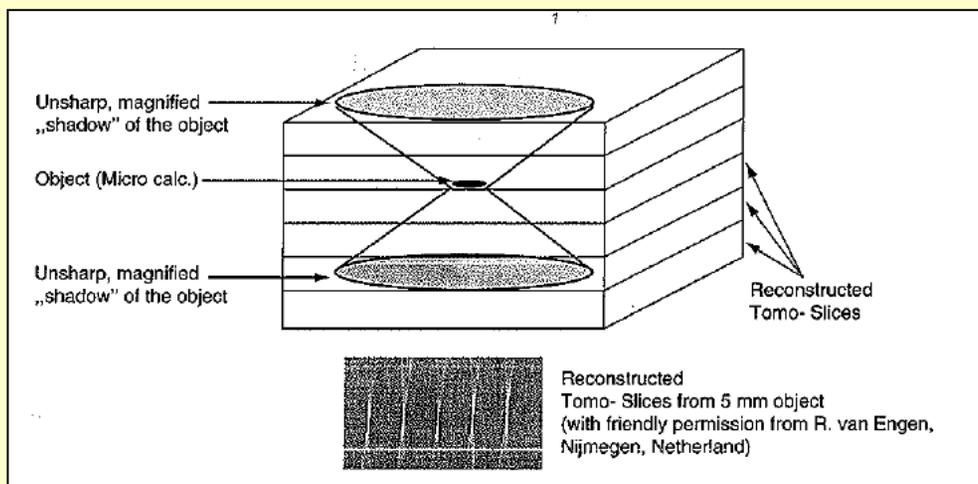
DBT: Ricostruzione immagini 3D

Problematiche di Ricostruzione delle immagini 3D

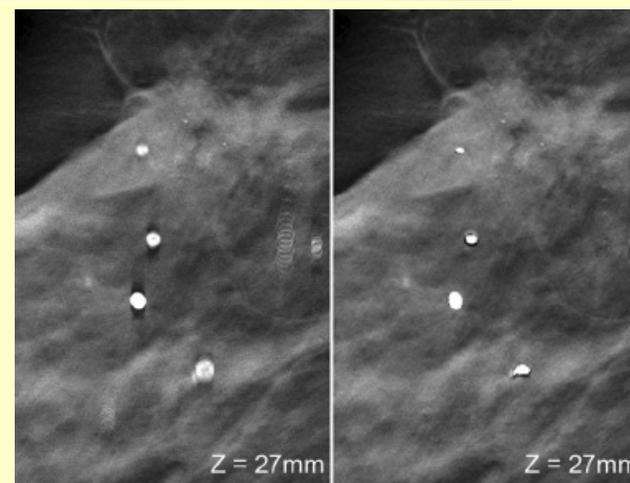
- Detettore con dimensione finita
- Detettore fisso/parzialmente ruotato rispetto alla sorgente RX
- Angolo di rotazione limitato (mancanza di porzioni di seno nelle proiezioni)
- ❖ Artefatti lungo l'asse Z
- ❖ Artefatti da troncamento (nel piano in corrispondenza dei bordi del detettore)

DBT: Ricostruzione immagini 3D

Artefatto lungo l'asse Z



From
Med-
Phys.40-
Jan. 2013



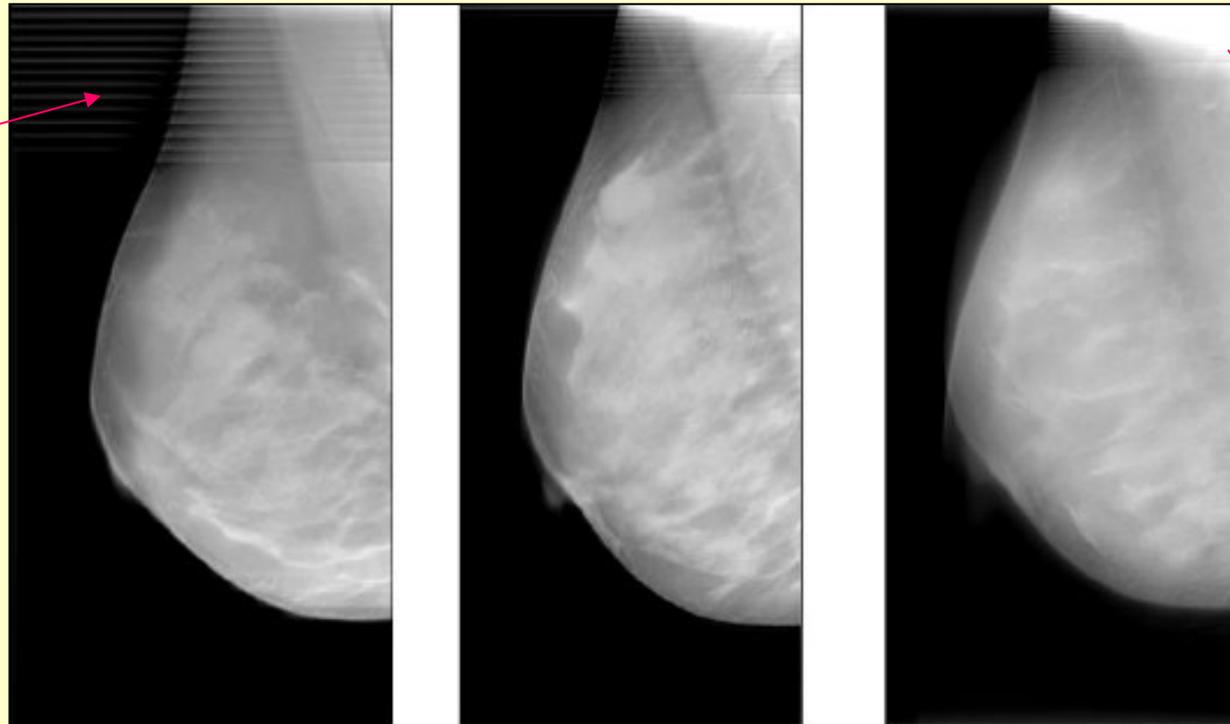
Le strutture ad elevata densità (tipo microcalcificazioni, inserti metallici) appaiono “ripetute” sui piani adiacenti a quello in cui sono realmente.

DBT: Ricostruzione immagini 3D

Artefatti da troncamento

I° TIPO:

Righe chiare
nella direzione
perpendicolare
al movimento
della sorgente
RX



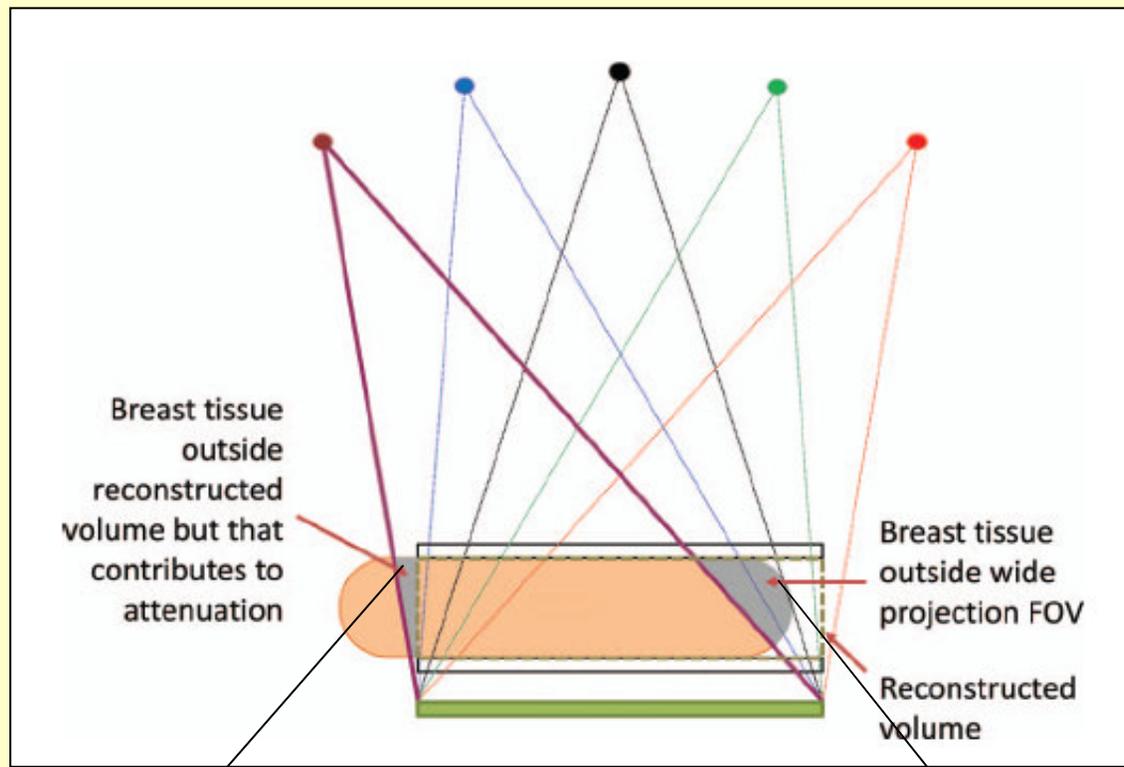
II° TIPO:

Aree
chiare

From J Comput Assist Tomogr. 2009; 33(3):426-435

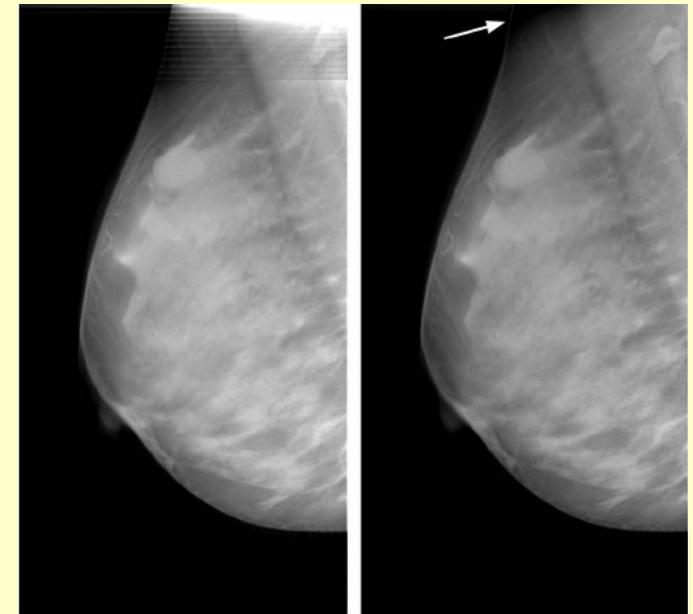
DBT: Ricostruzione immagini 3D

Artefatti da troncamento



II° TIPO
Aree chiare

I° TIPO
Righe chiare



From Med-Phys.40-Jan. 2013



DBT: Ricostruzione immagini 3D

Algoritmo FBP (Filtered Back Projection)

- Algoritmo storico di ricostruzione per CT (geometria completamente isocentrica), estremamente veloce
- *Shift And Add (SAA)*
- Risente molto della limitazione dell'angolo di acquisizione → **difficoltà nelle ricostruzioni lungo l'asse Z (artefatti da trascinamento)**, ma l'immagine planare ha buona qualità
- Risente molto della limitazione delle dimensioni del detettore: necessità di strategie per compensare gli artefatti dovuti al troncamento dei bordi
- Necessità di applicazione di filtri per mantenere le informazioni ad alta-frequenza

DBT: Ricostruzione immagini 3D

Algoritmi Iterativi (analitici e statistici)

- Scelta prevalente dei costruttori, possono essere ben adattati a geometrie con angoli di acquisizione limitati
- Richiedono un tempo di calcolo e di memoria molto elevato
- Riduzione rispetto a FBP degli artefatti da trascinamento, lungo l'asse Z
- E' possibile creare un modello del detettore e implementare algoritmi di soppressione degli **artefatti di troncamento e da sovrastima dei valori dei voxel ai bordi del detettore (soprattutto per la vista MLO)**

DBT: Parametri di qualità immagini 3D

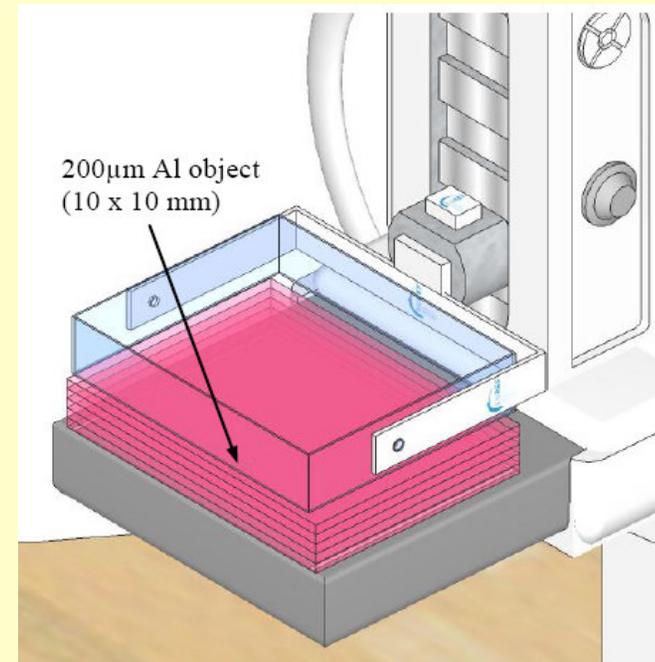
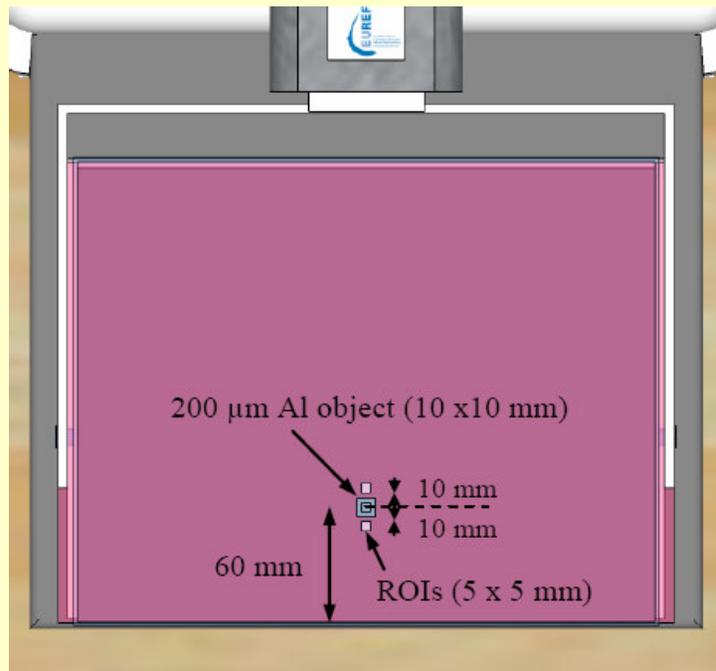
Attualmente in evoluzione
(EUREF Draft Version Feb 2013):

- Rapporto Contrasto Rumore nel piano XY
- *Artifact Spread Function (ASF)*

DBT: Parametri di qualità immagini 3D

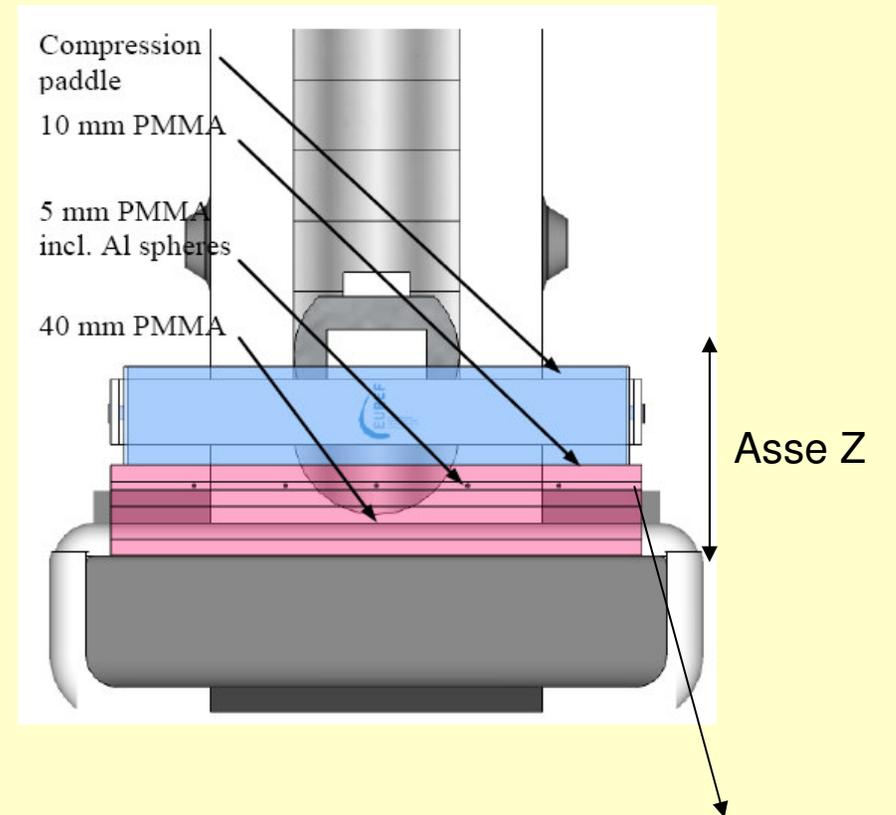
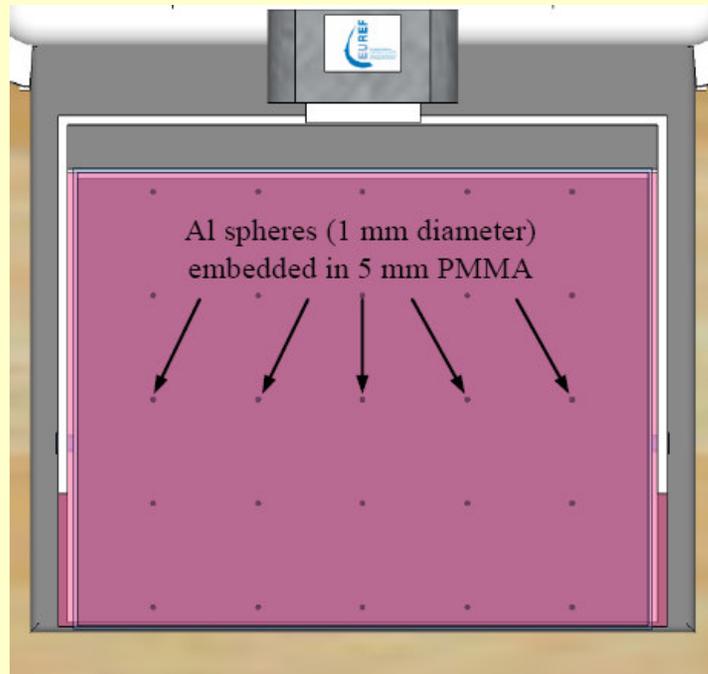
Rapporto Contrasto Rumore (CNR)
nella slice che contiene l'oggetto

$$\text{CNR} = \frac{\text{PV (signal)} - \text{PV (background)}}{\text{SD(background)}}$$



DBT: Parametri di qualità immagini 3D

Artifact Spread Function (ASF)



From EUREF Draft version 0.10 Feb.2013

Piano a fuoco z_0
GISMa Settembre 2013 - Torino

DBT: Parametri di qualità immagini 3D

Artifact

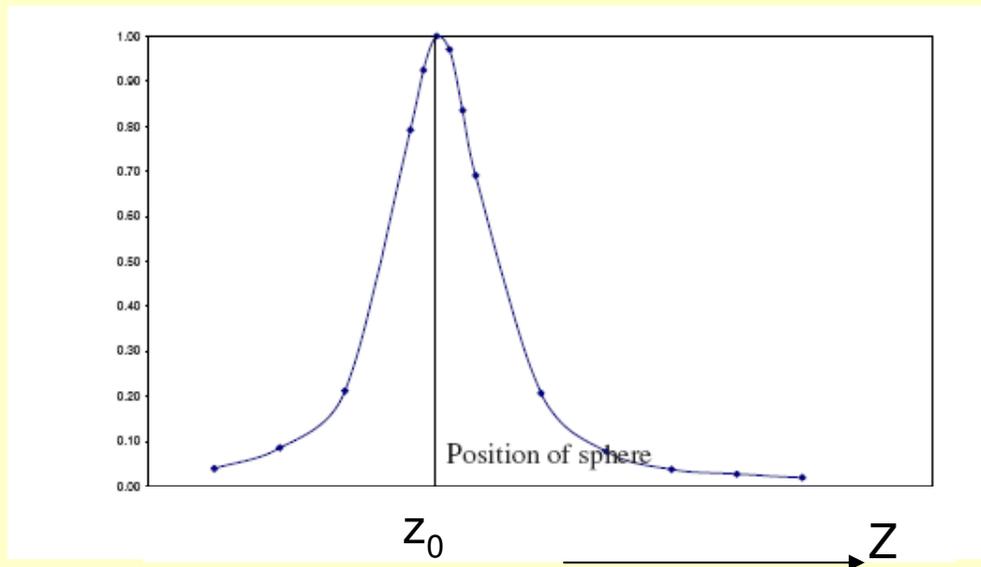
Spread

Function
(ASF)

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



Slice a z_0



DBT: Integrazione con il PACS

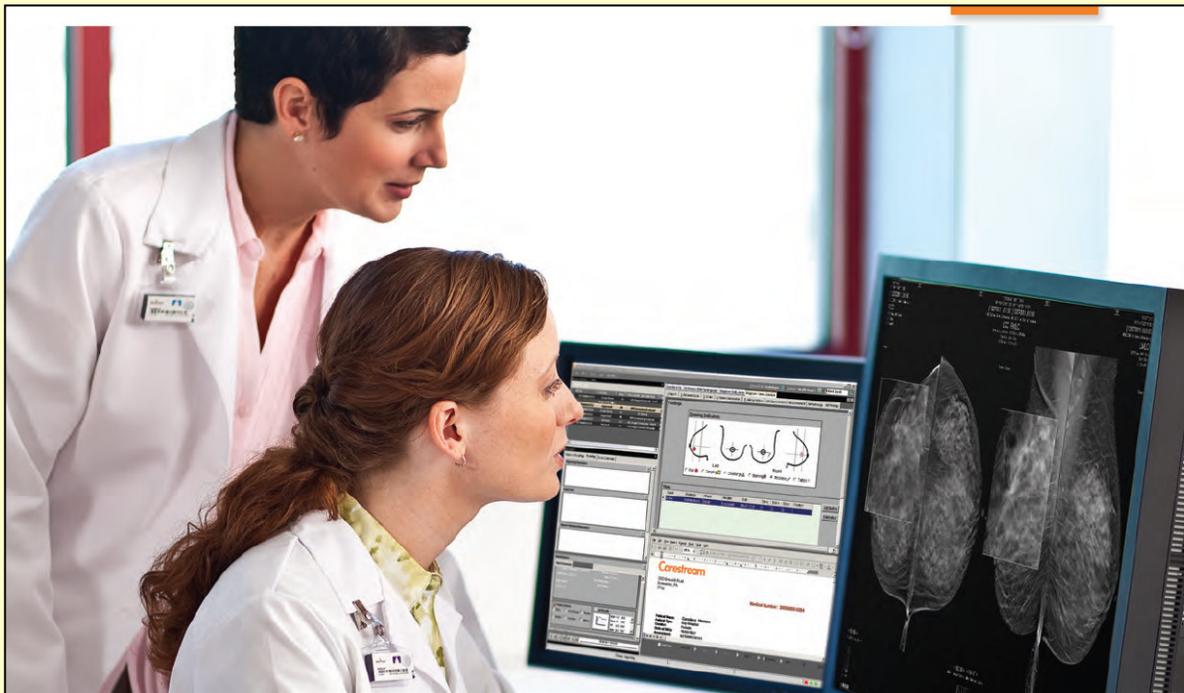


Breast tomosynthesis challenges digital imaging infrastructure

By [Dr. David Clunie](#), AuntMinnie.com contributing writer

Uncompressed, a single tomosynthesis image averages about 450 MB in size.

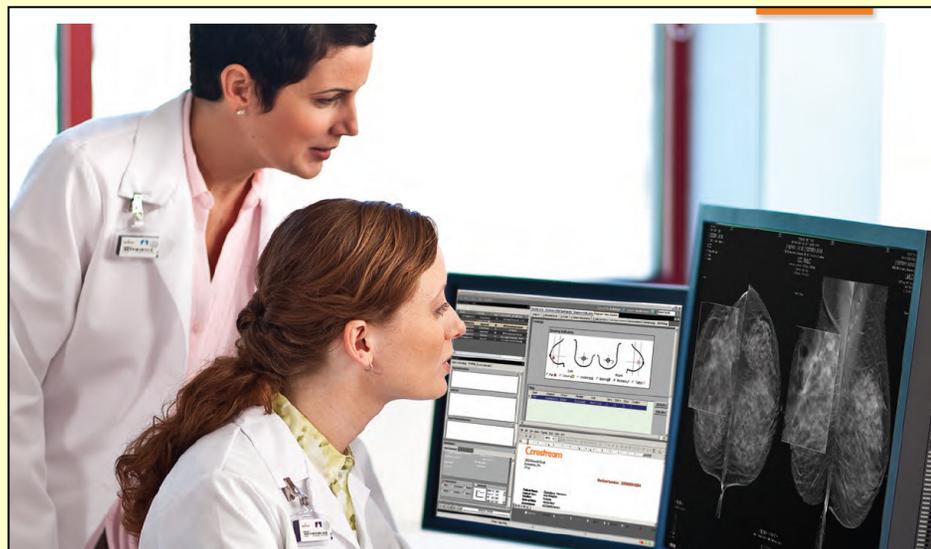
Una singola vista può comprendere dalle 50 alle 100 slice, dipende dalle dimensioni del seno.



DBT: Integrazione con il PACS

Up-grade del PACS?

- Necessità di una Nuova Dicom Service-Object-Pair (SOP) Class
- Necessità di Nuovo software di visualizzazione





DBT: Sviluppi in corso

- Sviluppo di griglie innovative
- Nuovi tubi radiogeni *Multi Beam Field Emission XRay* che utilizzano *Carbon Nano Tubes field emitters (CNT)*
- *Dual-energy imaging*
- Utilizzo di mezzi di contrasto
- Generazione Immagine *sintetica 2D*
- Sviluppo di CAD



Conclusioni

- Sistemi diversi con potenzialità diverse
- La diffusione dipenderà dalla possibilità di ottenere proiezioni 2D sintetiche di qualità comparabile a quelle reali
- Ma in futuro DBT o CT?

Grazie per l'attenzione!

p.golinelli@ausl.mo.it



Bibliografia

- *Med.Phys.* 40(1), January 2013 14301-1
- *Med.Phys.* 40(1), January 2013 14302-1
- *Digital Mammography-Springer Bick.Diekmann (Eds.)2010*
- *Med. Phys.* 36(4), April 2009 1199
- *Euref Draft Version 0.10 Feb 2013*
- *Med-Phys* 36 (6), June 2009 1956
- *JComput Assist Tomogr.*2009;33(3):426-435
- *Med.Phys.* 31(9), Sept 2004-2636
- *Radiology Vol.263: number 1-April 2012*
- *NHSBSP Pub. N.69 Sept 2010*
- *IWDM2008, LNCS 5116, pp.696-702*
- *Eur Radiol (2010) 20: 1545-1553*
- *Med.Phys.* 36(10), Oct 2009-4389