



# ***Tomosíntesis. Fundamentos y Control de Calidad***

Margarita Chevalier

Física Médica

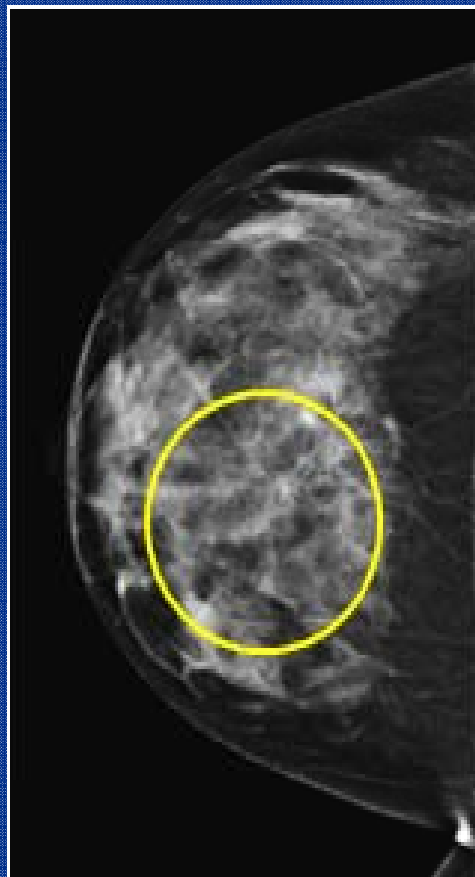
Dpto. de Radiología

Universidad Complutense de Madrid

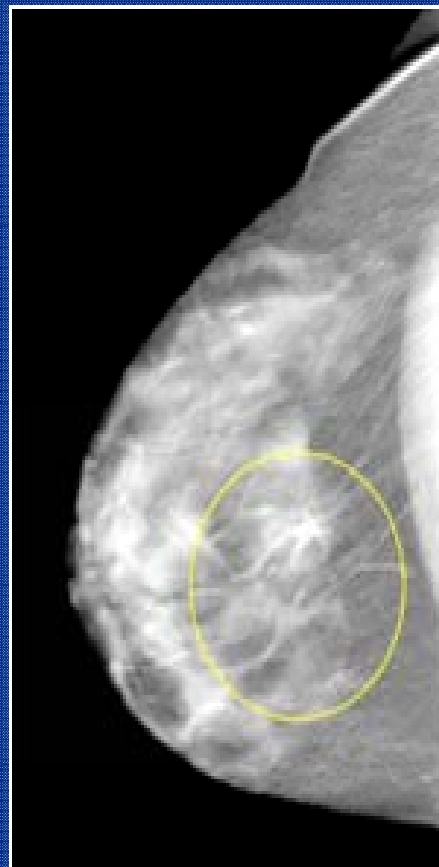
V JORNADAS SARH  
NUEVAS TECNOLOGÍAS EN DIAGNOSTICO POR LA IMAGEN EN MAMA  
Antequera 2013

# ***El ruido estructural***

**2D**

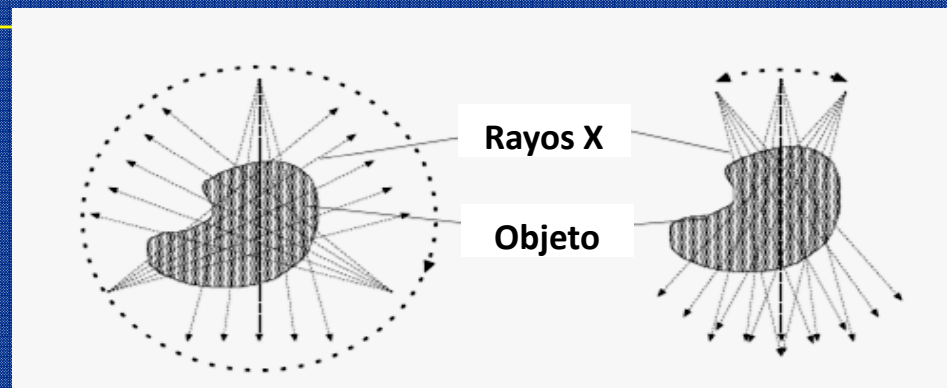


**TOMOSÍNTESIS**



# Tomosíntesis: ¿En que consiste?

- Método simple de obtención de cortes o planos transversales a partir de múltiples proyecciones bidimensionales realizadas dentro de un intervalo angular limitado.
- A partir de las proyecciones bidimensionales se reconstruyen muchos cortes así como el volumen del paciente obteniendo información estructural tridimensional



TC

Tomosíntesis

# Tomosíntesis: ¿En que consiste?

## Digital x-ray tomosynthesis: current state of the art and clinical potential

James T Dobbins III<sup>1,2</sup> and Devon J Godfrey<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Department of Radiology, Duke University Medical Center, Durham, NC 27710, USA

<sup>2</sup> Department of Biomedical Engineering, Duke University Medical Center, Durham, NC 27710, USA

Received 7 April 2003

Published 16 September 2003

Online at [stacks.iop.org/PMB/48/R65](http://stacks.iop.org/PMB/48/R65)

### Abstract

Digital x-ray tomosynthesis is a technique for producing slice images using conventional x-ray systems. It is a refinement of conventional geometric tomography, which has been known since the 1930s. In conventional geometric tomography, the x-ray tube and image receptor move in synchrony on opposite sides of the patient to produce a plane of structures in sharp focus at the plane containing the fulcrum of the motion; all other structures above and below the fulcrum plane are blurred and thus less visible in the resulting image. Tomosynthesis improves upon conventional geometric tomography in that it allows an arbitrary number of in-focus planes to be generated retrospectively from a sequence of projection radiographs that are acquired during a single motion of the x-ray tube. By shifting and adding these projection radiographs, specific planes may be reconstructed. This topical review describes the various reconstruction algorithms used to produce tomosynthesis images, as well as approaches used to minimize the residual blur from out-of-plane structures. Historical background and mathematical details are given for the various approaches described. Approaches for optimizing the tomosynthesis image are given. Applications of tomosynthesis to various clinical tasks, including angiography, chest imaging, mammography, dental imaging and orthopaedic imaging, are also described.

Dobbins et al. Phys Med Biol 48 (2003) R65-R106

## Tomosynthesis imaging: At a translational crossroads

James T. Dobbins III<sup>a)</sup>

*Carl E. Ravin Advanced Imaging Laboratories, Department of Radiology, Department of Biomedical Engineering, and Medical Physics Graduate Program, Duke University Medical Center, Durham, North Carolina 27705*

(Received 23 July 2008; revised 2 February 2009; accepted for publication 27 March 2009; published 5 May 2009)

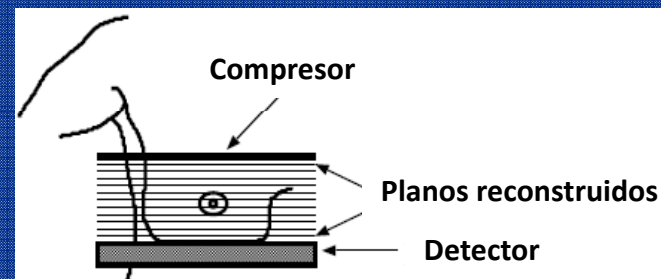
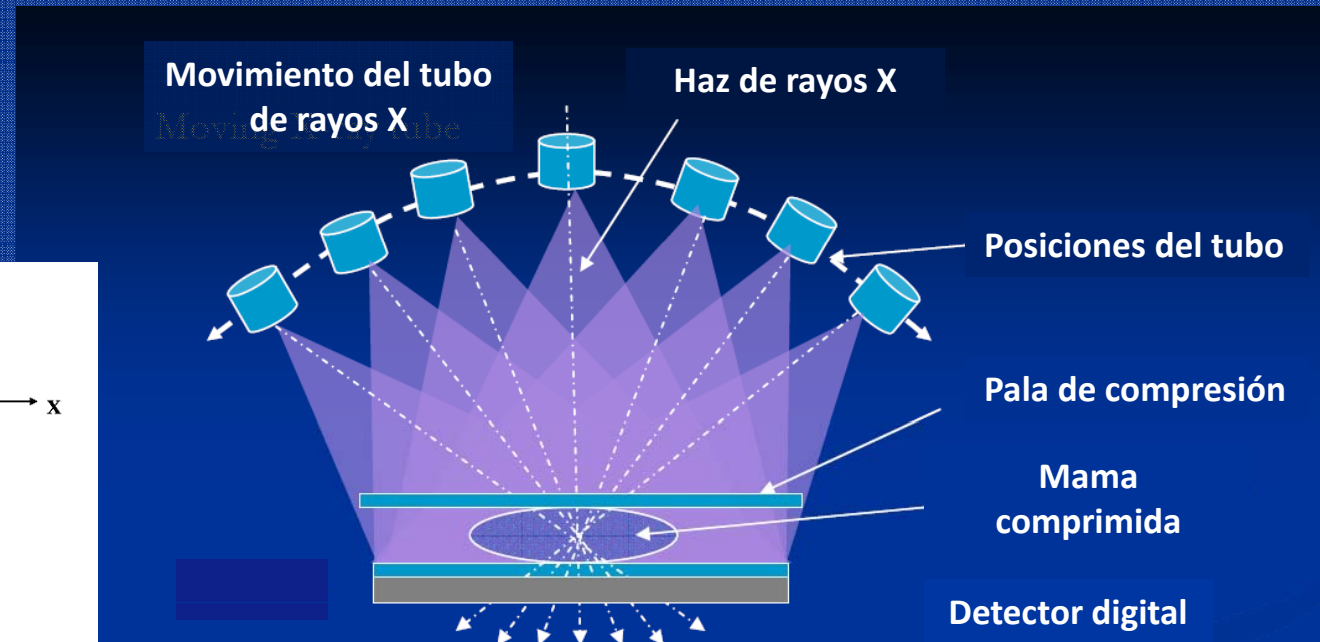
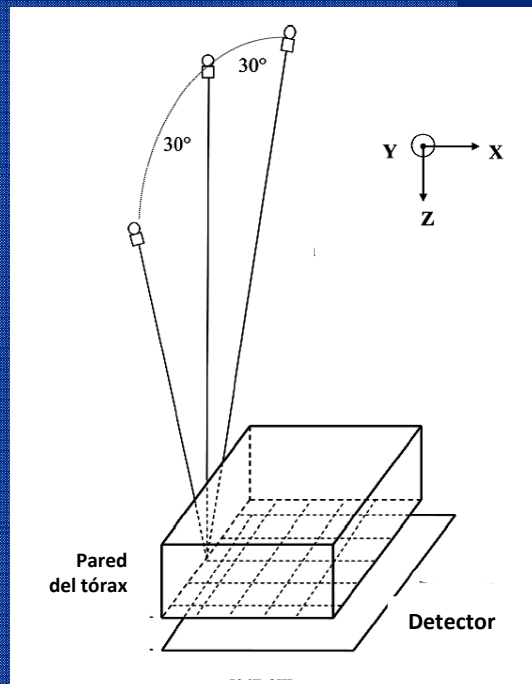
Tomosynthesis is a decades-old technique for section imaging that has seen a recent upsurge in interest due to its promise to provide three-dimensional information at lower dose and potentially lower cost than CT in certain clinical imaging situations. This renewed interest in tomosynthesis began in the late 1990s as a new generation of flat-panel detectors became available; these detectors were the one missing piece of the picture that had kept tomosynthesis from enjoying significant utilization earlier. In the past decade, tomosynthesis imaging has been investigated in a variety of clinical imaging situations, but the two most prominent have been in breast and chest imaging. Tomosynthesis has the potential to substantially change the way in which breast cancer and pulmonary nodules are detected and managed. Commercial tomosynthesis devices are now available or on the horizon. Many of the remaining research activities with tomosynthesis will be translational in nature and will involve physicist and clinician alike. This overview article provides a forward-looking assessment of the translational questions facing tomosynthesis imaging and anticipates some of the likely research and clinical activities in the next five years. © 2009 American Association of Physicists in Medicine. [DOI: 10.1118/1.3120285]

Dobbins. Med. Phys. 36 (2009)

# Tomosíntesis de Mama

## Vista frontal

## Vista lateral



# *Calidad de imagen en Tomosíntesis*

## **FACTORES MÁS RELEVANTES:**

### **1) Movimiento del detector y del tubo de rayos X :**

Detector: estático vs rotando

Tubo: Continuo vs Step and Shoot

### **2) Geometría de adquisición de imágenes:**

Intervalo angular, número de proyecciones, distribución proy.

### **3) Características del detector**

DQE, Latencia y remanencia, Tamaño del pixel , Factor de llenado, Binneado

### **3) Algoritmos de reconstrucción**

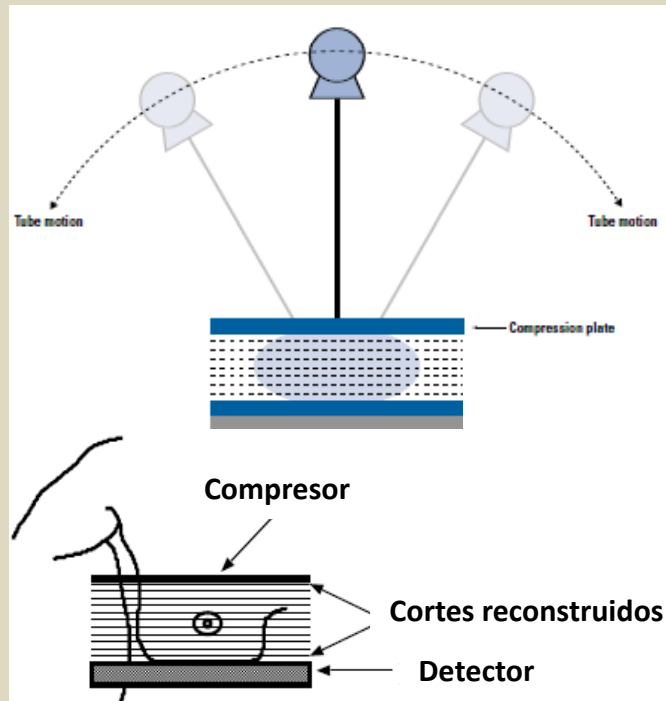
### **4) Artefactos y radiación dispersa**

**Además:** Espectro del haz, exposición (ruido cuántico), duración del examen, procesado de la imagen, visualización de la imagen.

# Tabla equipos

Fabricante	GE	Hologic Selenia Dimensions	IMS Giotto TOMO	Siemens MAMMOMAT Inspiration	Fujifilm Amulet Innovality (ST/HR)	Phillips MicroDose
Ánodo/filtro	Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh	W/Al	W/Rh W/Ag	W/Rh	W/Rh	W/Al
Movimiento tubo RX	Step and shoot	Continuo	Step and shoot	Continuo	Continuo	Continuo
Detector	Ioduro de Cesio	Selenio amorfo	Selenio amorfo	Selenio amorfo	Selenio amorfo y matriz de TFT hexagonal	Recuento fotones
Pixel detector ( $\mu\text{m}$ )	100	70	85	85	50	50
Intervalo angular	25 [-12,5° +12,5°]	15 [-7,5° +7,5°]	40 [-20°, +20°]	50 [-25°, +25°]	15 [-7,5°, +7,5°]; 40 [-20°, +20°]	11 [-5,5°, +5,5°,]
N° de proyecciones	9	15	13	25	15	21
Anchura corte (mm)	0.5	1	1	1	1	1
mAs/proyección	Variable	Uniforme	Variable	Uniforme	Uniforme	---
Combinación píxeles ("Binning")	No	Si (2x2)	Optativo (1x1; 2x2)	No	Si/No (2x2;1x1)	---
Tamaño pixel planos recons. ( $\mu\text{m}$ )	100	variable (51-71)	75/150	75	150/100	-----
Tiempo de barrido	7 s	3.7 s	12 s	< 25 s	4 s/9 s	3-10 s
Rejilla	Si	No	No	No (Software)	No	No

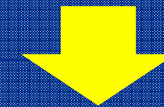
# Parámetros típicos de adquisición



- Mov. del tubo en arco
- Ángulo tomo:  $11^{\circ}$  -  $50^{\circ}$
- N° de proyecciones: 9 – 25
- Espesor del corte reconstruido: 0.5-1 mm
- Duración del examen: 3.7 – 25 s

Compromiso entre:

- ✓ El ángulo tomográfico
- ✓ N° de proyecciones
- ✓ El tamaño de píxel
- ✓ El contraste y tamaño de los objetos atenuantes
- ✓ La física del detector

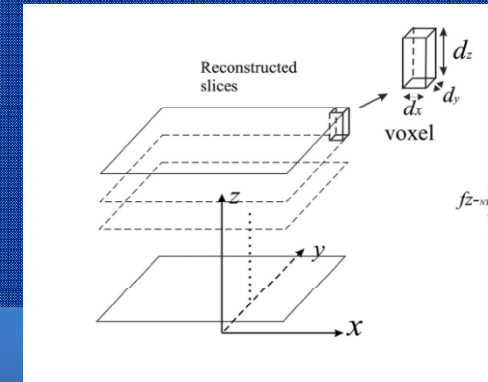


- Visualización masas y micros
- Duración del examen
- Dosis total
- Características del detector
- Artefactos



# Esquema del proceso de formación de la imagen

## Análisis en cascada

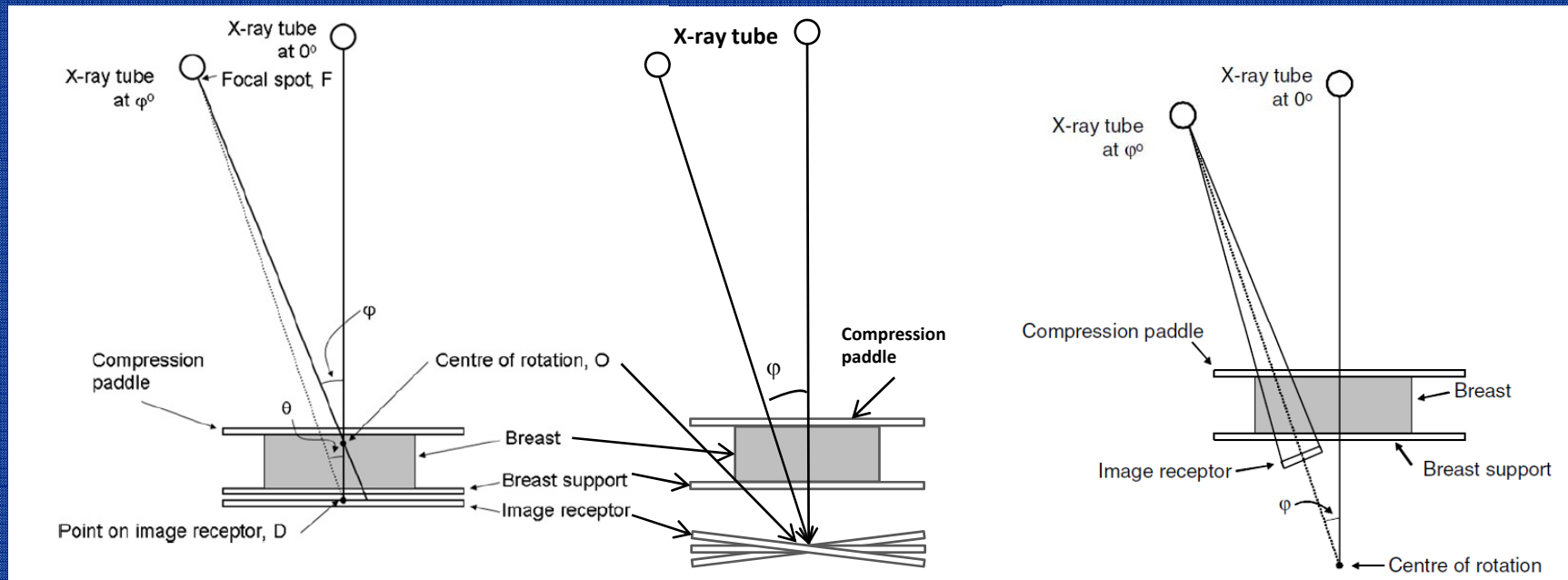




***Movimiento tubo y detector***



## Movimiento del tubo y detector: posición del centro de rotación



CR sobre el tablero

CR en detector  
(Hologic)

CR debajo detector  
(Sectra)

## *Movimiento del tubo*

- El tubo se detiene para obtener cada proyección :Step and Shoot
- Movimiento continuo del tubo de rayos X mientras se obtienen las proyecciones: Continuo (flyng)



**Afecta a la resolución del sistema  
(MTF)**

# Movimiento del tubo

## Tamaño de foco asociado al mov. Continuo del foco

Marshall et al. Phys. Med. Biol. 57 (2012) 7629–7650

**Table 1.** Focal spot dimensions measured using multiple pinhole test object in 2D (static tube) and DBT modes.

System	2D mode		DBT mode	
	Left–right (mm)	Chest-wall–nipple (mm)	Left–right (mm)	Chest-wall–nipple (mm)
Hologic Selenia Dimensions	0.43	0.52	0.46	0.53
Siemens Inspiration	0.40	0.43	0.42	0.45



Dirección de movimiento del tubo

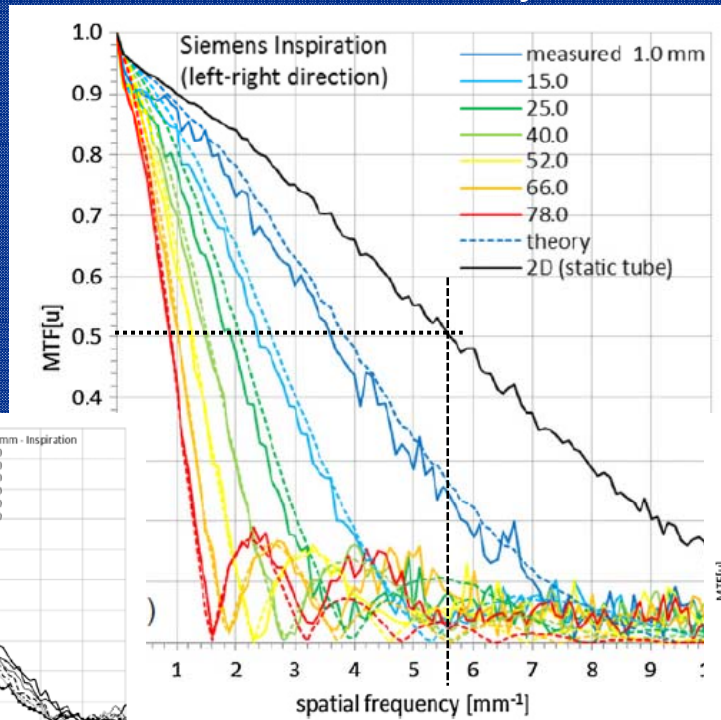
# Movimiento del tubo

**MTF de las proyecciones en la dirección del mov. del foco:**

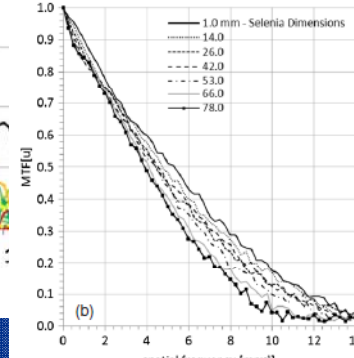
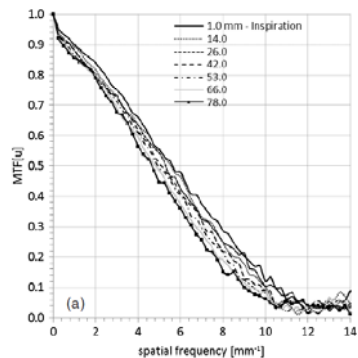
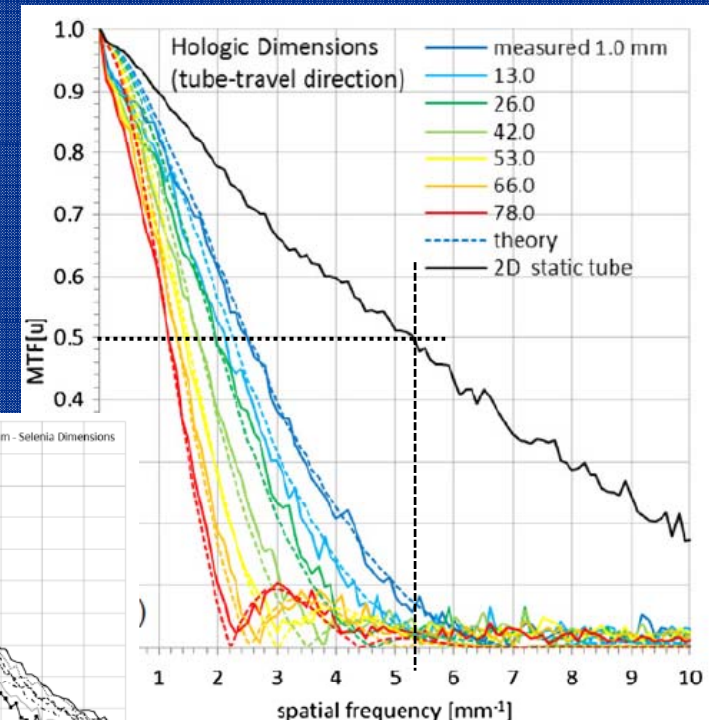
**Mov. Continuo; proy. 0°.**

**Método borde acero de 1mm espesor**

28 kV, W/Rh and 2 mm Al filter



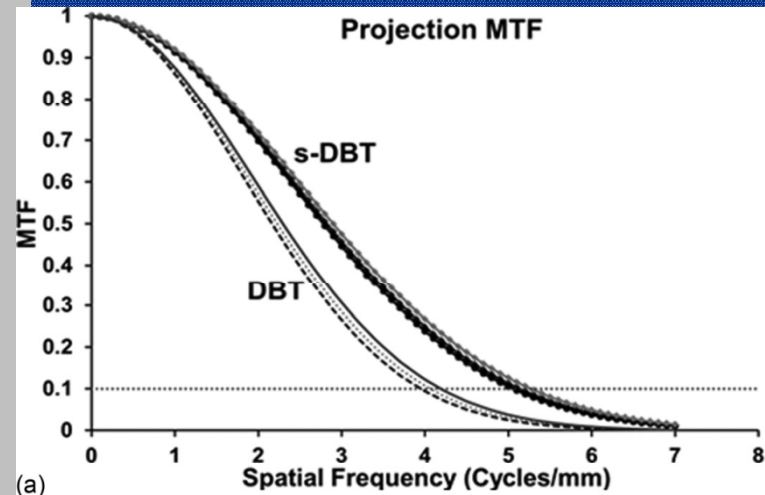
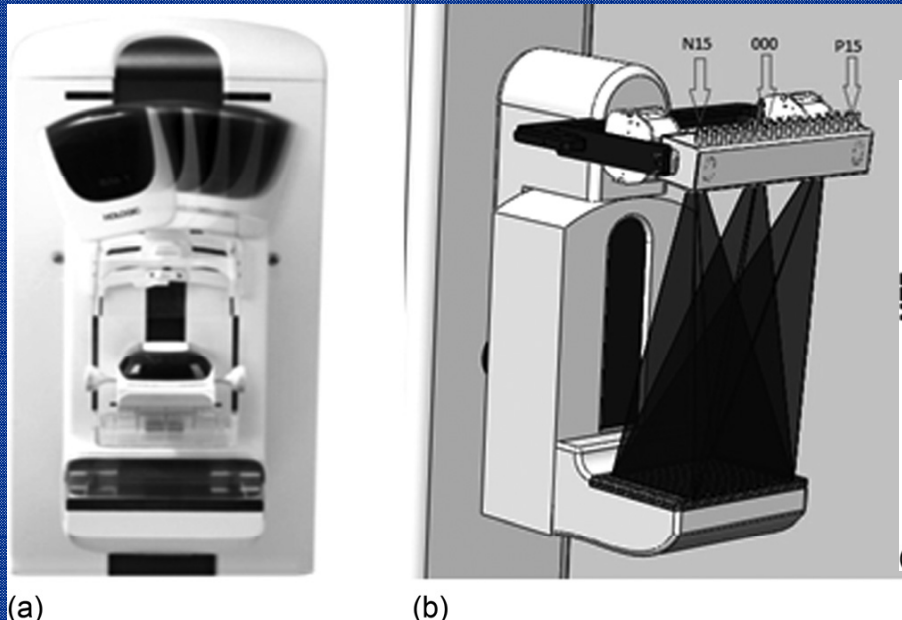
28 kV, W/Rh and 2 mm Al



**El movimiento continuo del foco produce una pérdida de resolución cuya magnitud depende de la posición del objeto**

# Movimiento del tubo

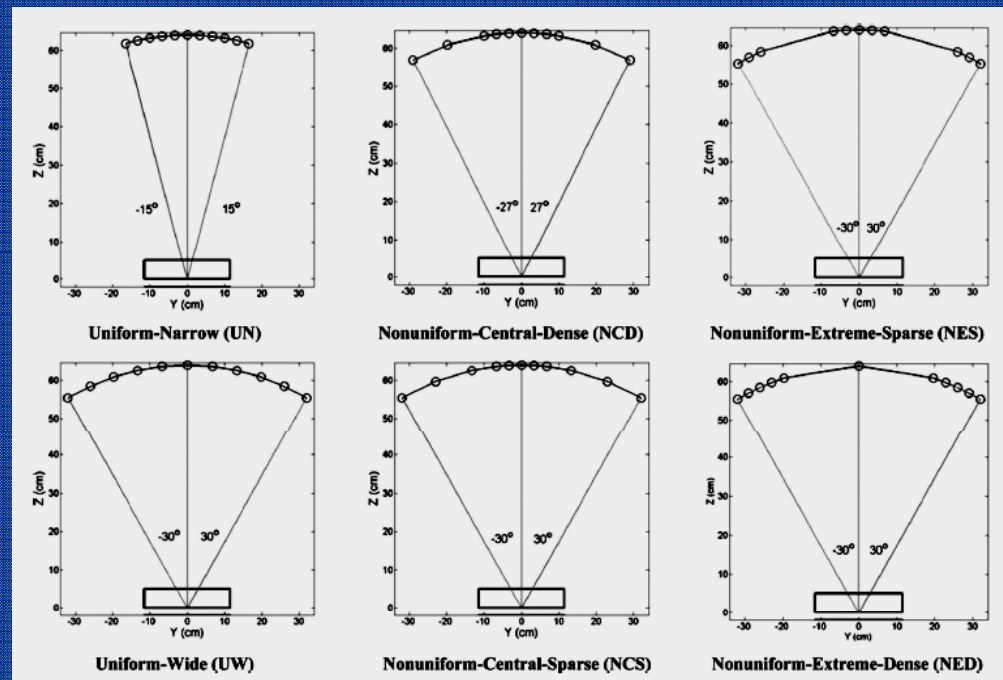
## Alternativa al mov. del tubo



(a) Hologic Dimensions  
Mov. Continuo  
(DBT)

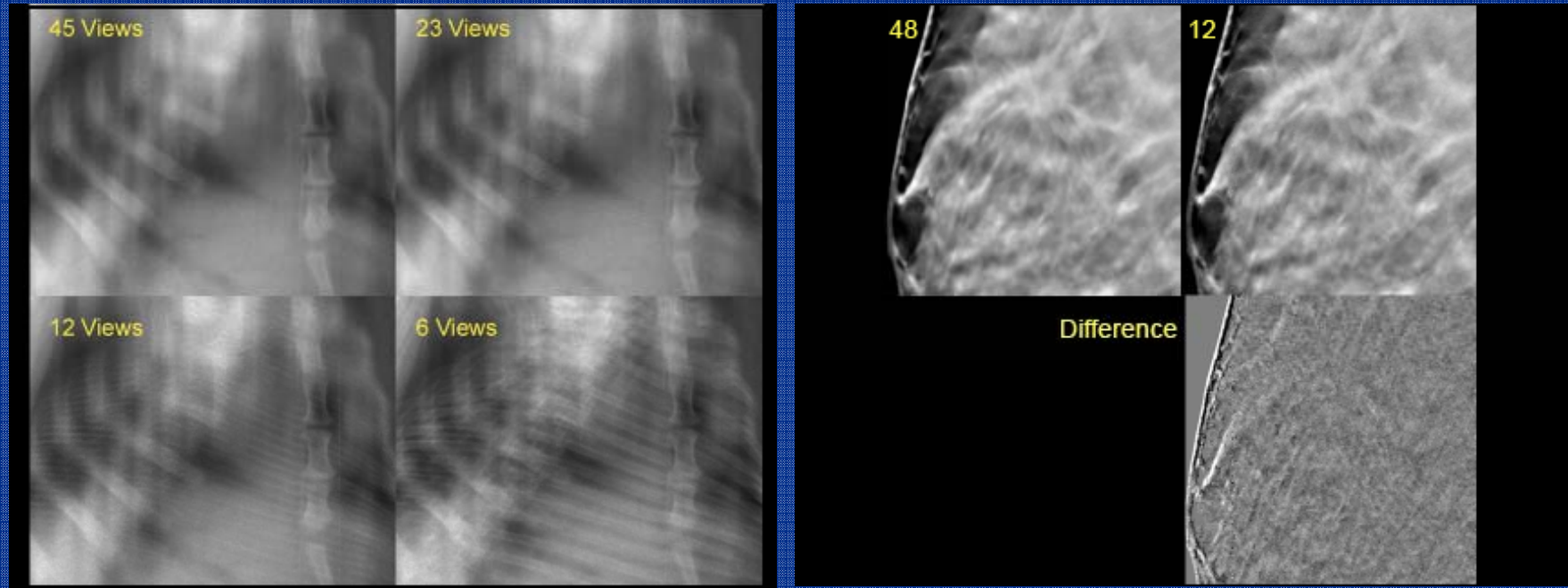
(b) Sistema Tomo  
estacionario (s-DBT):  
31 fuentes RX nano  
tubos de carbón

# Geometría adquisición de imágenes: N° de proyecciones, Intervalo angular, y distribución de las proyecciones





# Número de proyecciones



**El número total de proyecciones determina el muestreo:  
información total contenida y presencia de artefactos**

# Número de proyecciones

Es el resultado de:

**Equilibrio entre dosis total del examen vs adecuada  
Relación Señal Ruido de cada proyección**

$$D_T = \sum_i D_{pi} \cong D_{típica}$$

“ $D_{típica}$ ” = Dosis mamó digital con ese equipo (2 proyecciones)



1. N° PROYECCIONES LIMITADO
2. CADA PROYECCIÓN REQUIERE UNA DOSIS BAJA

# Calidad de imagen Número de proyecciones

## Nº DE PROYECCIONES Y RESOLUCIÓN

Nº de proyecciones limitado



Anisotropía en la resolución espacial de la  
reconstrucción 3D

$$N = \pi D/r$$

N = Nº proyecciones 2D

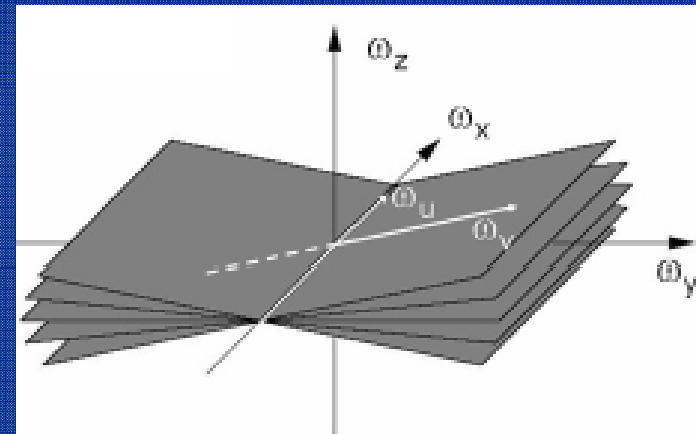
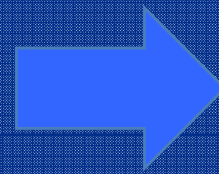
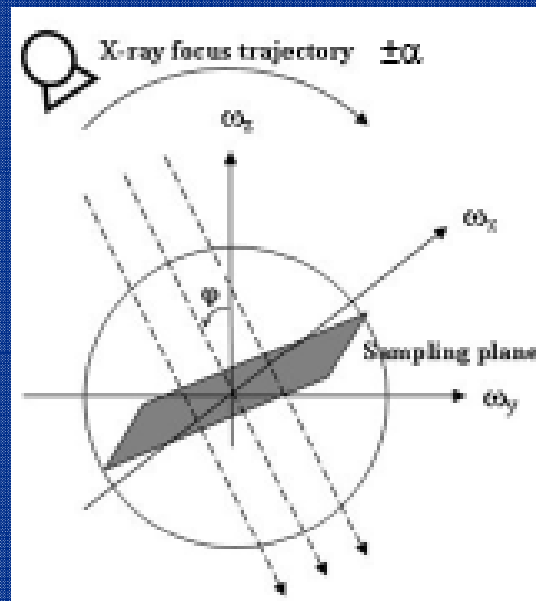
D = diámetro objeto a reconstruir

R = resolución isotrópica

D = 10 y r = 0,2 mm (5 pl/mm) → N = 1000 proyecciones

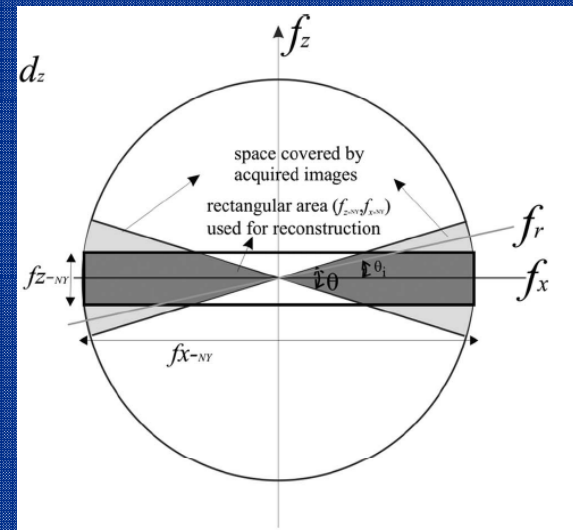
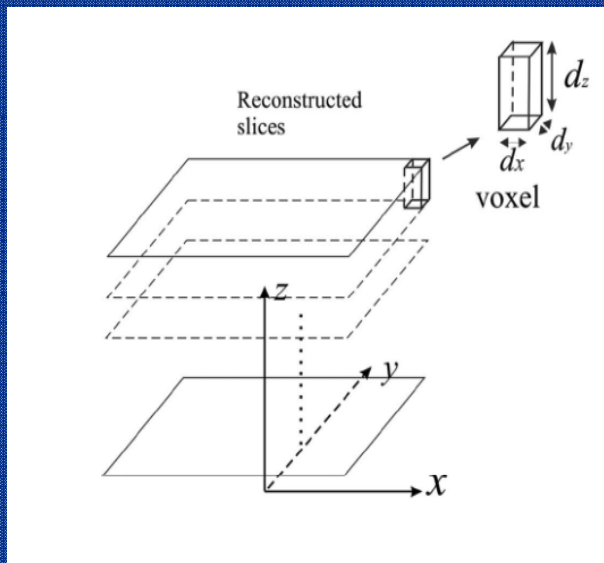
# Calidad de imagen Número de proyecciones

## Transformada de Fourier Teorema Plano central



# Calidad de imagen

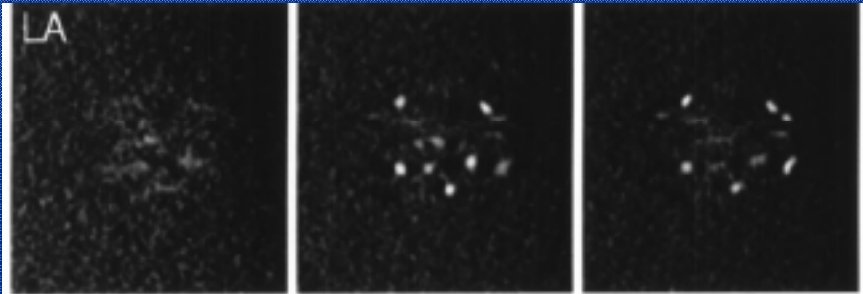
## Muestreo de los planos reconstruidos en los dominios espacial y de frecuencias



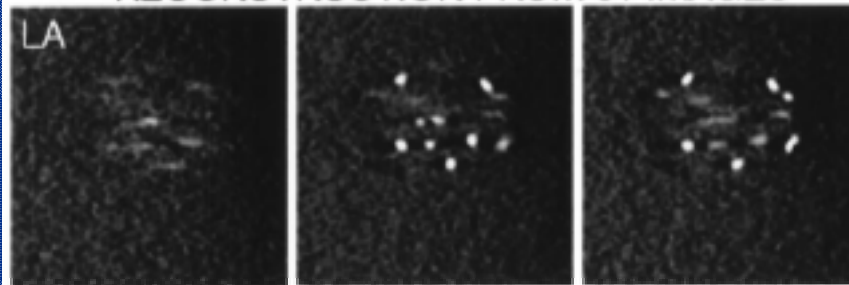
# Calidad de imagen

## *Número de proyecciones*

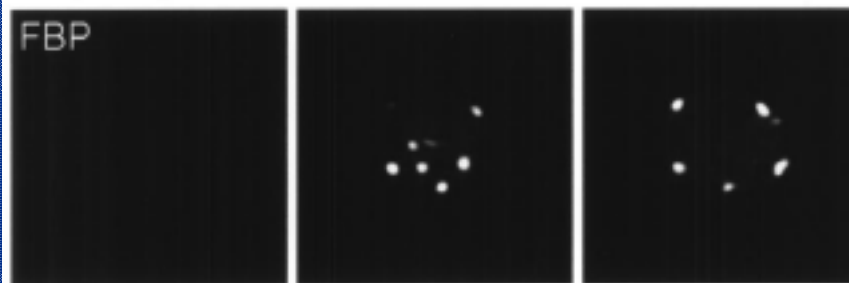
RECONSTRUCTION FROM 17 IMAGES



RECONSTRUCTION FROM 51 IMAGES



FBP RECONSTRUCTION FROM 500 IMAGES

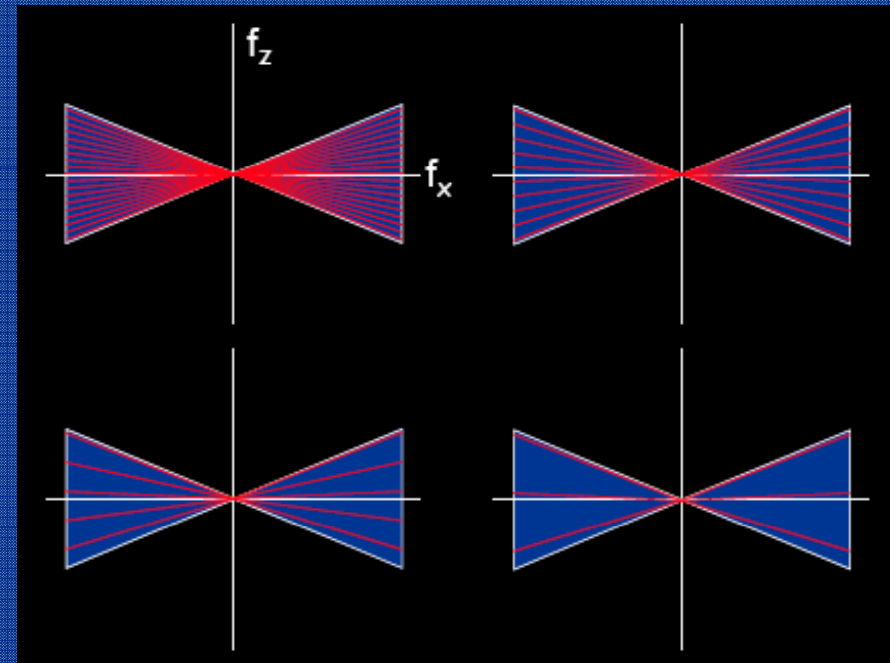


Z=13mm

Z=16mm

Z=17mm

Maidment A. Principles of Breast Tomosynthesis  
Acquisition and Reconstruction

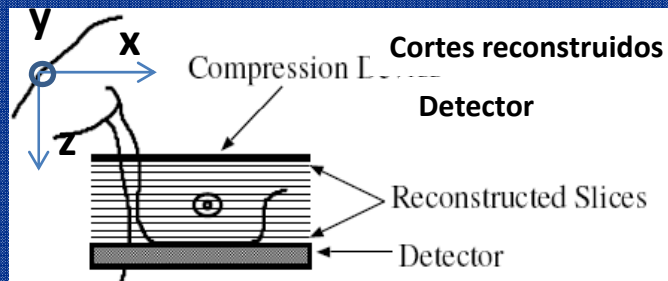


El número total de  
proyecciones determina el  
muestreo en el plano z

# Calidad de imagen

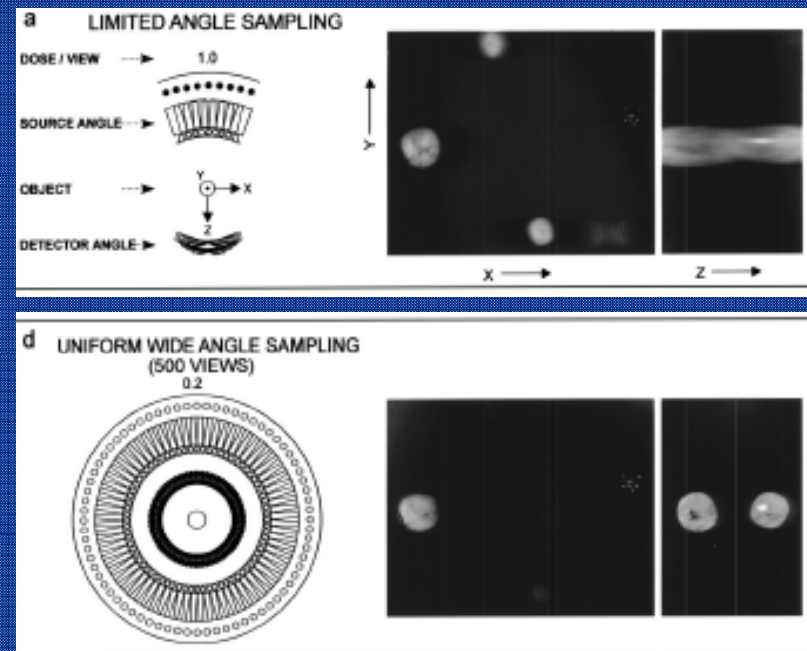
## Número de proyecciones

### RESOLUCIÓN 3D



**Resolución plano XY:**

**Tamaño pixel detector**



Wu et al. Med. Phys. 30, 2003

- ✓ No influye en la resolución en los planos reconstruidos (XY)
- ✓ La resolución en profundidad (eje z) está limitada

# Calidad de imagen

## Número de proyecciones

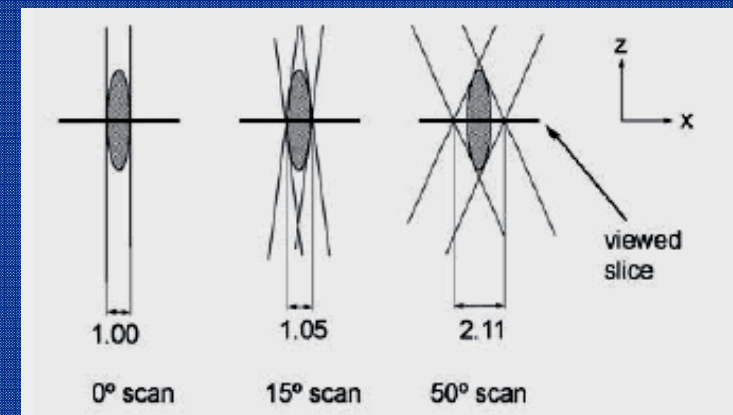
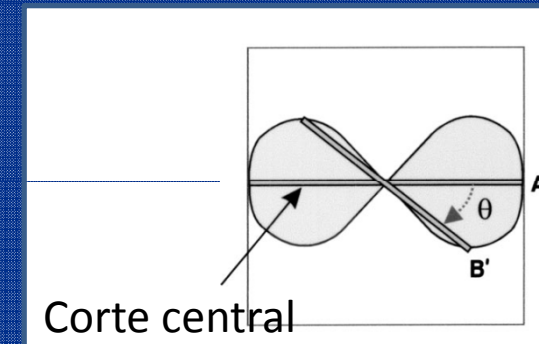
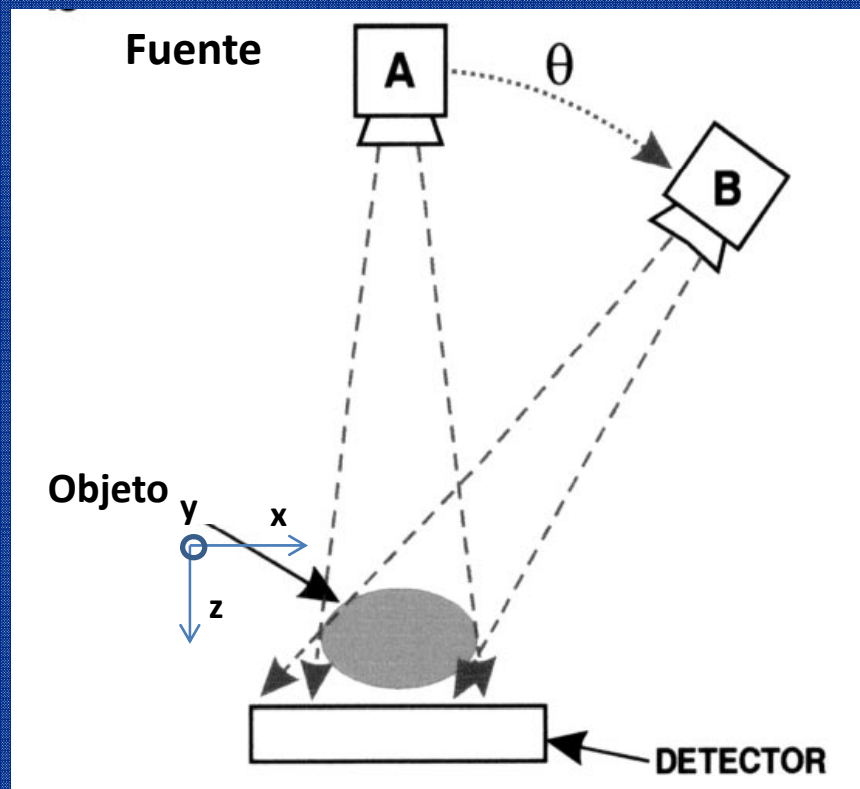
**El aumento en el nº de Proyecciones:**

- ✓ **Aumenta la resolución en profundidad**
- ✓ **Aumenta la información contenida en la reconstrucción**
- ✓ **Reduce artefactos**
- ✓ **Aumenta la dosis total**



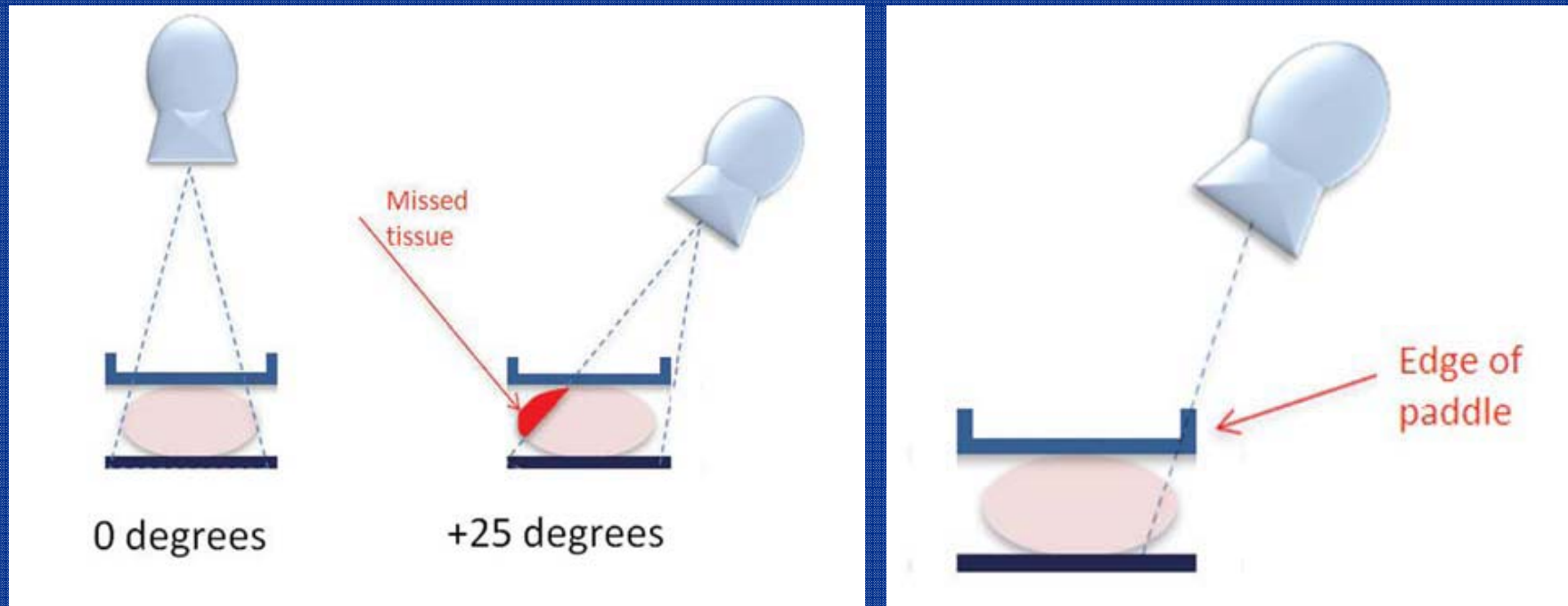
# Calidad de imagen Ángulo Tomográfico ( $\theta$ )

1. Determina la máxima oblicuidad de incidencia del haz.
2. La penumbra aumenta con la oblicuidad.



# Calidad de imagen Ángulo Tomográfico ( $\theta$ )

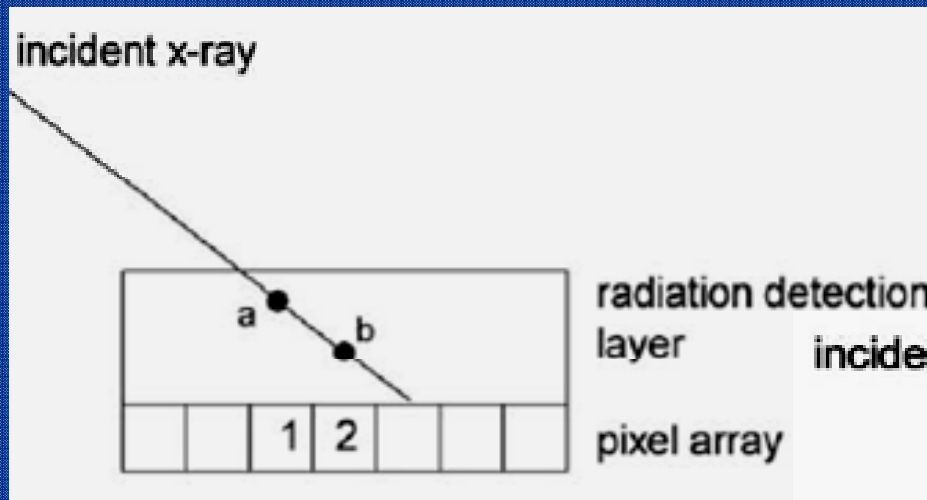
## CAMPO DE VISIÓN (FOV)



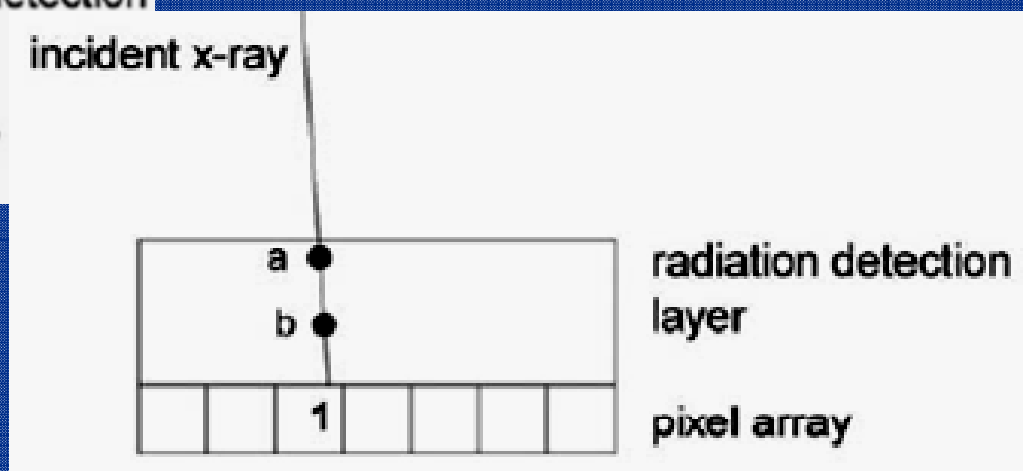
- El FOV disminuye a medida que aumenta el ángulo tomográfico
- El haz puede interferir con el compresor cuando el ángulo tomográfico es grande

# Calidad de imagen Ángulo Tomográfico ( $\theta$ )

## RESOLUCIÓN EN Z (PROFUNDIDAD)



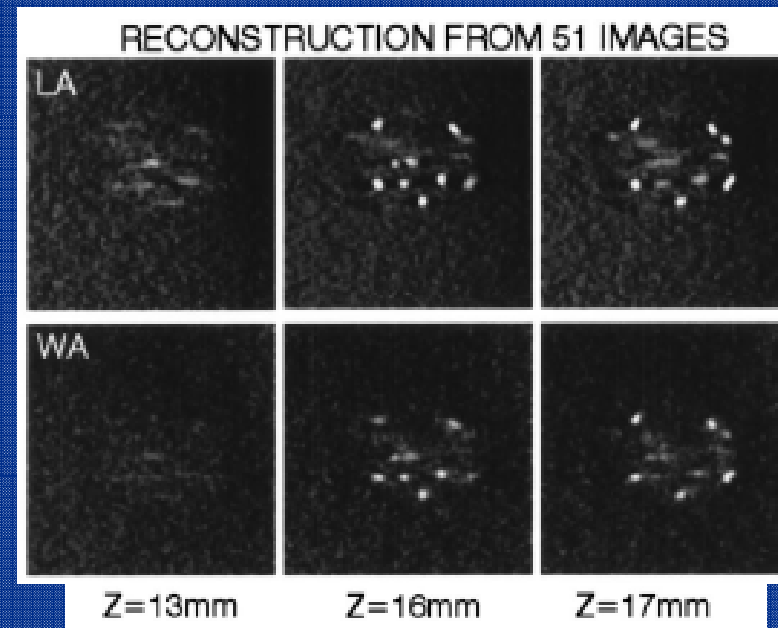
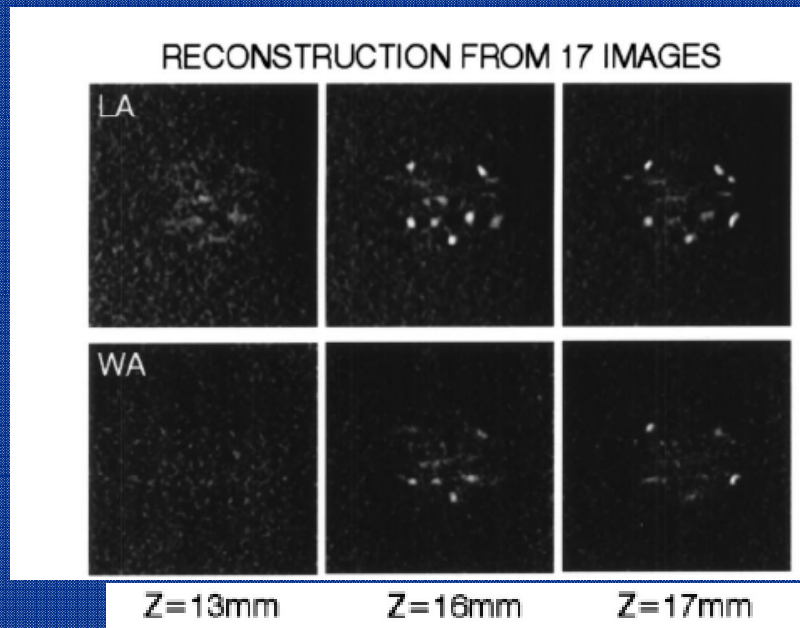
### Detector (Muestreado)



La resolución en z aumenta a medida que  
aumenta el ángulo  $\theta$

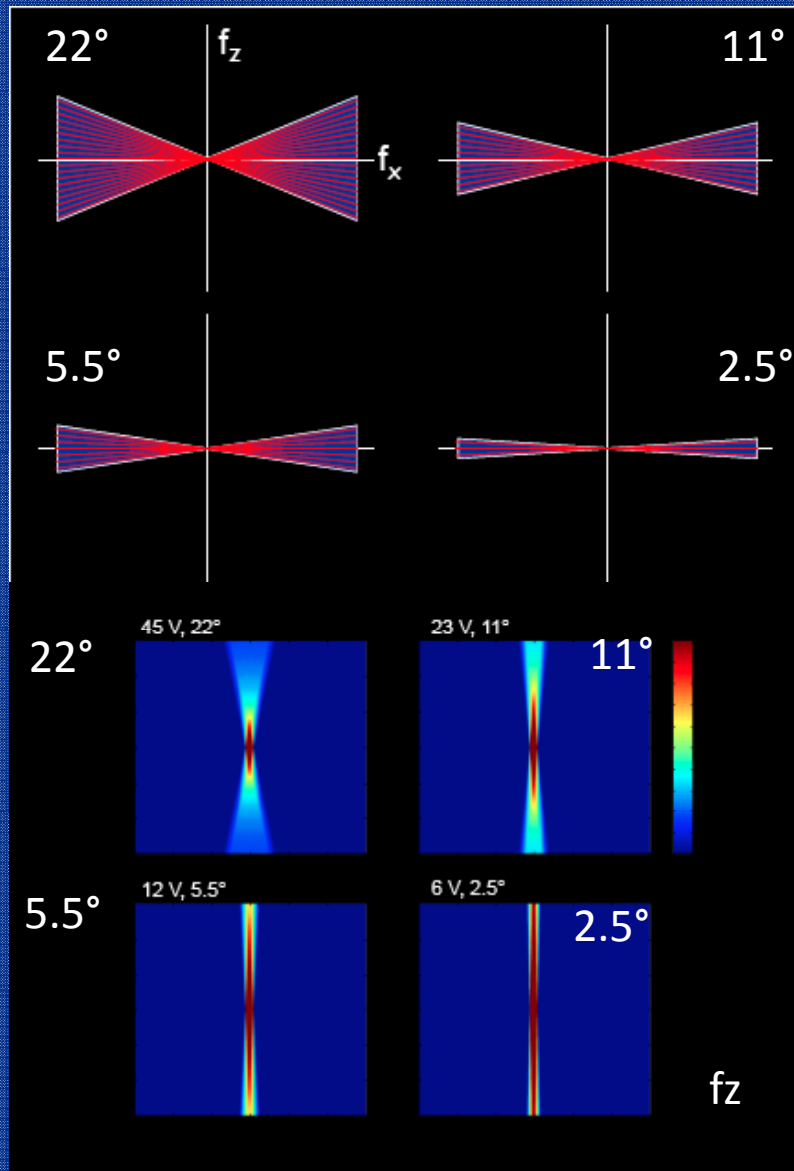
# Angulo tomográfico o de barrido: Resolución en el plano (XY)

Angulo ancho = WA  
Angulo estrecho = LA

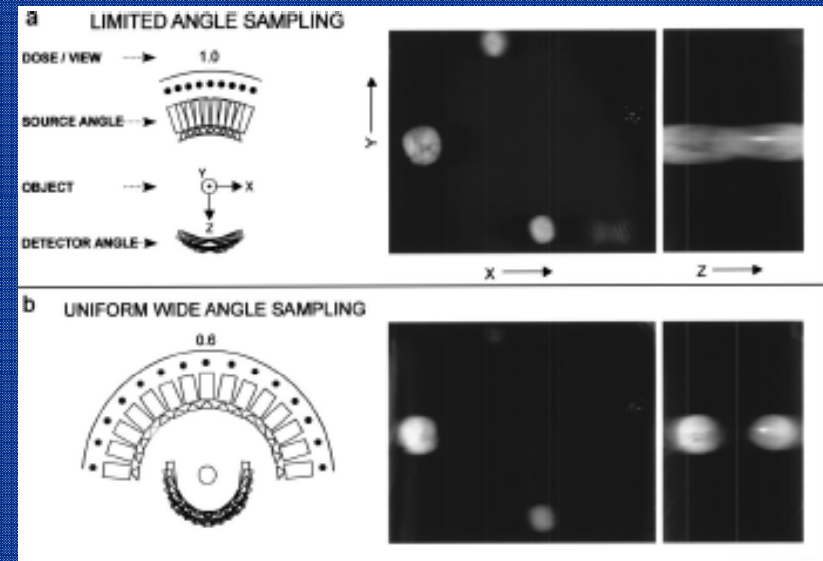


La resolución en el plano X-Y disminuye a medida que aumenta el ángulo  $\theta$  en la dirección de mov del tubo

# Calidad de imagen Ángulo Tomográfico ( $\theta$ )



Maidment A. Principles of Breast Tomosynthesis Acquisition and Reconstruction

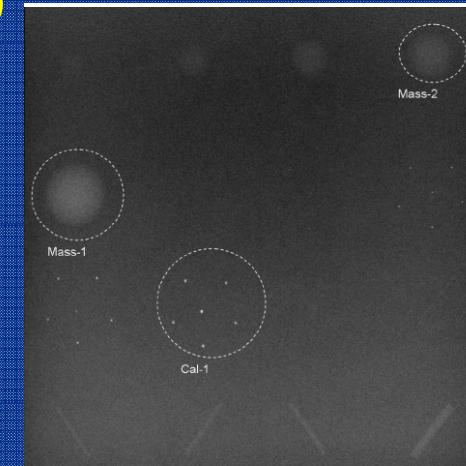
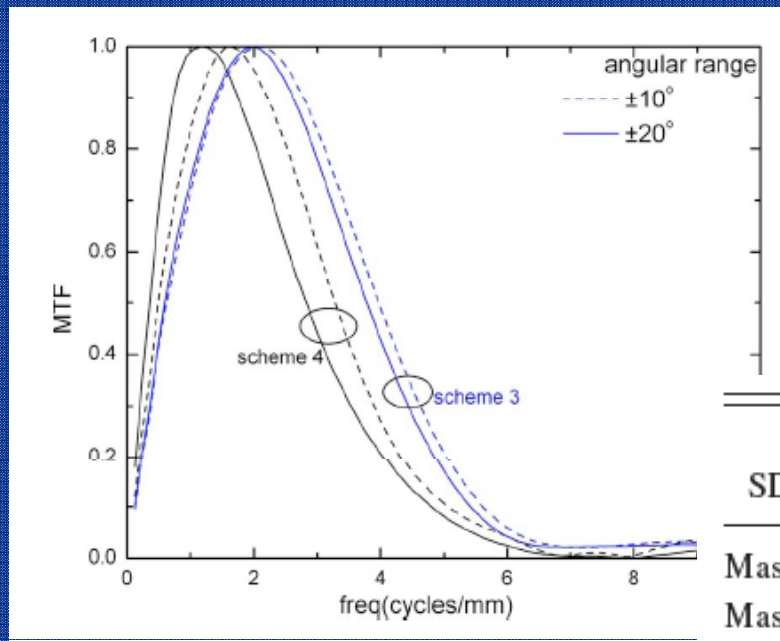


Wu et al. Med. Phys. 30, 2003

La resolución en z aumenta a medida que aumenta el ángulo  $\theta$

# Calidad de imagen Ángulo Tomográfico ( $\theta$ )

## MTF PLANO X-Y EN FUNCIÓN DEL ANGULO



SDNR	Binning, $\pm 20^\circ$	Binning, $\pm 10^\circ$	Full resolution, $\pm 20^\circ$	Full resolution, $\pm 10^\circ$
Mass-1	2.535	1.392	0.827	0.599
Mass-2	1.970	1.349	0.683	0.496
$\sigma_{\text{bak}}$	58.54	44.53	120.05	81.31

**MTF aumenta para bajas frecuencias cuando aumenta  $\Theta$  y mejora la visibilidad de las masa**

# ÁNGULO TOMOGRÁFICO ( $\theta$ )

**Aumentar el ángulo tomográfico tiene el efecto de:**

- Aumentar la resolución en profundidad (z)**
- Mejorar la detección de las masas**
- Disminuir la presencia de artefactos**
- Disminuir la resolución en los planos reconstruidos (detección micros).
- Disminuir el FOV

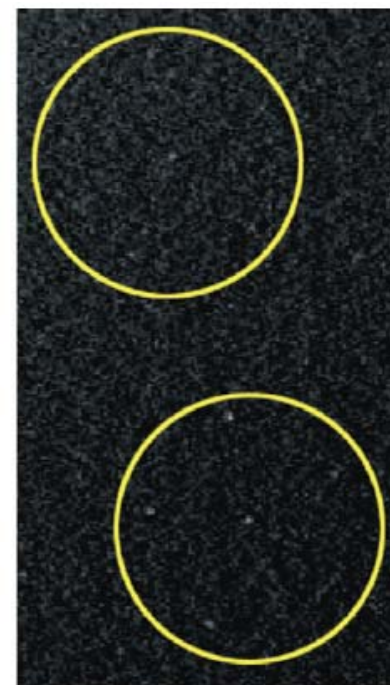
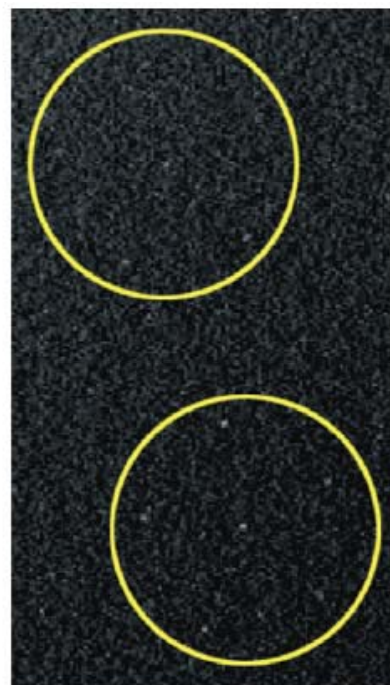
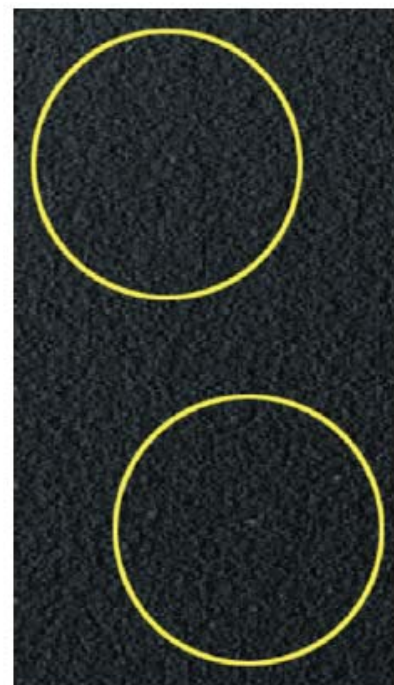
# Distribución de las proyecciones y de la dosis por proyección

Tamaño señales

Detección microcalcificaciones

130  $\mu\text{m}$

165  $\mu\text{m}$



**mAs/proyección  
constante**

**25 proyecciones 7  
centrales y  
18 periféricas**

**$mAs_{T7} = 4x mAs_{T18}$**

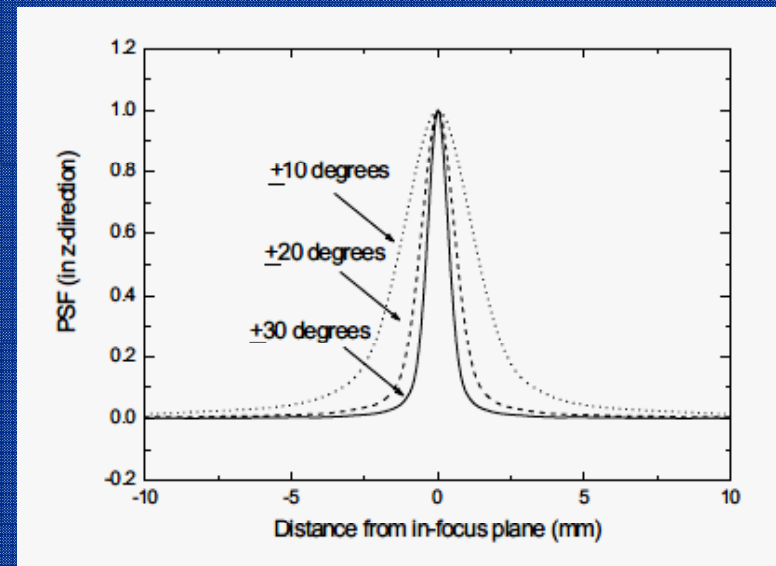
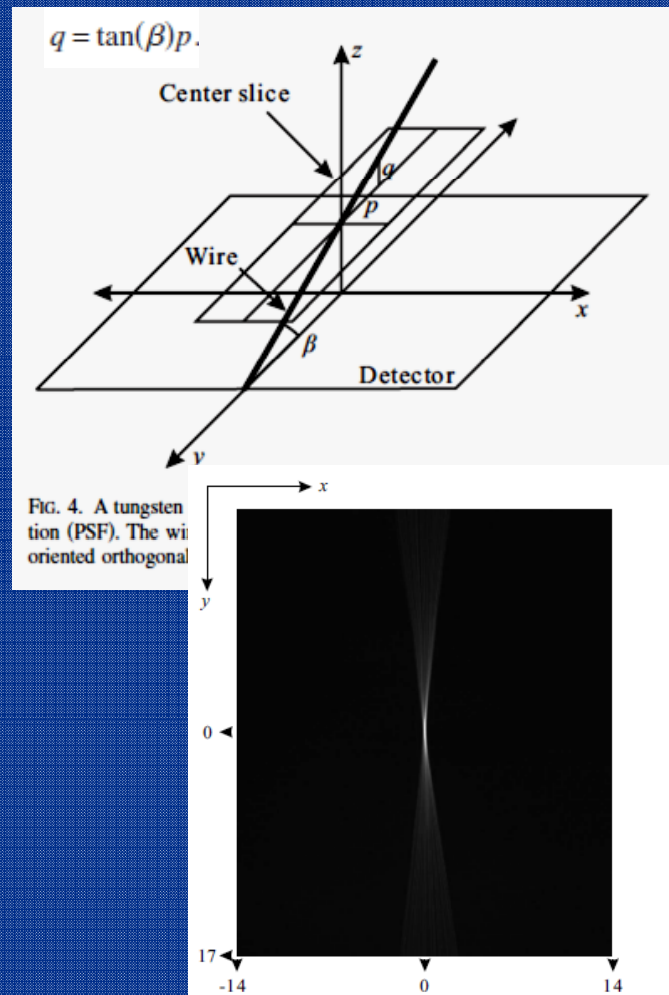
**25 proyecciones 5  
centrales y  
20 periféricas**

**$mAs_{T5} = 4.8x mAs_{T18}$**



# Calidad de imagen Medida de la resolución

## MEDIDA RESOLUCIÓN EN Z (PROFUNDIDAD)



La resolución en el eje z aumenta a medida que aumenta el ángulo  $\theta$

# MEDIDA RESOLUCIÓN EN PROFUNDIDAD (eje Z)

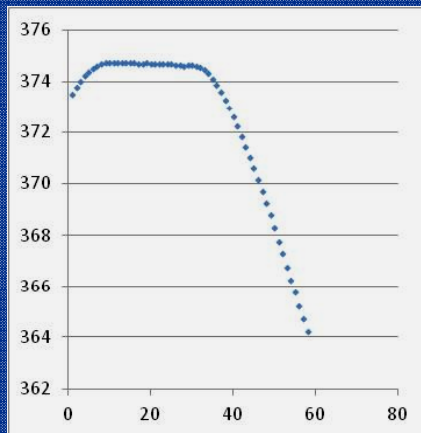
Enfocado (2 cm)



Plano a 4 cm

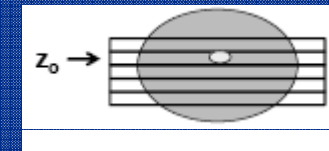


Plano a 5 cm



Función dispersión de artefactos:

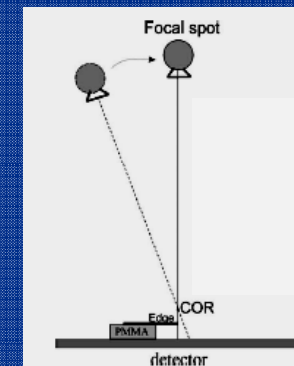
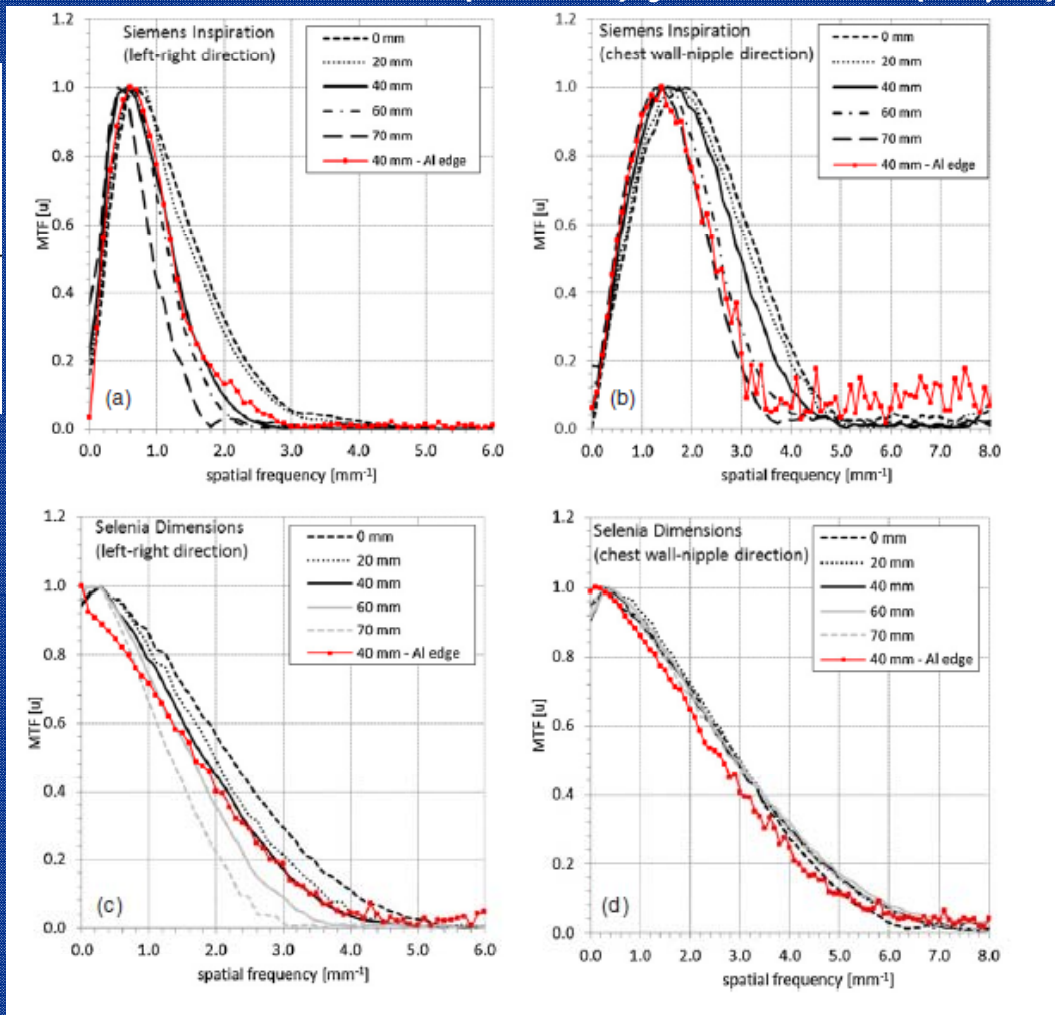
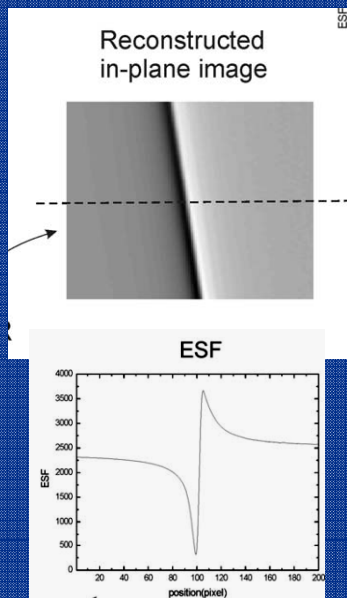
$$ASF(z) = \frac{I_s(z) - I_{BG}(z)}{I_s(z_0) - I_{BG}(z_0)}$$



# MEDIDA RESOLUCIÓN EN X-Y

# Calidad de imagen Medida de la resolución

MTF planos reconstruidos: plano de enfoque (in-plane)  
Dos métodos: Borde Al (0,2 mm) y alambre W (25  $\mu\text{m}$ )

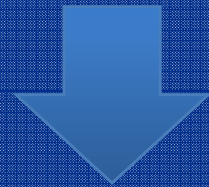


Marshall et al. Phys. Med. Biol. 57 (2012)  
Zhao. Medical Physics, Vol. 36, No. 1(2009)

# *Radiación dispersa*

**El examen de tomosíntesis se realiza sin rejilla:**

- **La posición relativa tubo rayos X-detector cambia con cada proyección**
- **Absorción importante de la radiación**



**AUMENTO IMPORTANTE DEL RUIDO**

**Excepción: GE**

## Características del detector

Latencia y remanencia de la imagen: **Mínimos para reducir el ruido y artefactos.**

Tiempo de lectura: **corto.**

DQE: **Alta**

FOV: **Grande**

Binning: **disminuye el tiempo de lectura, aumenta la RSR pero reduce la resolución en la dirección en la que se produce el binneado.**

### DETECTORES UTILIZADOS

Detector del tipo Flat Panel (Cone beam):

- GE
- Hologic
- IMS Giotto
- Planmed
- Siemens

Detector de recuento de fotones con barrido

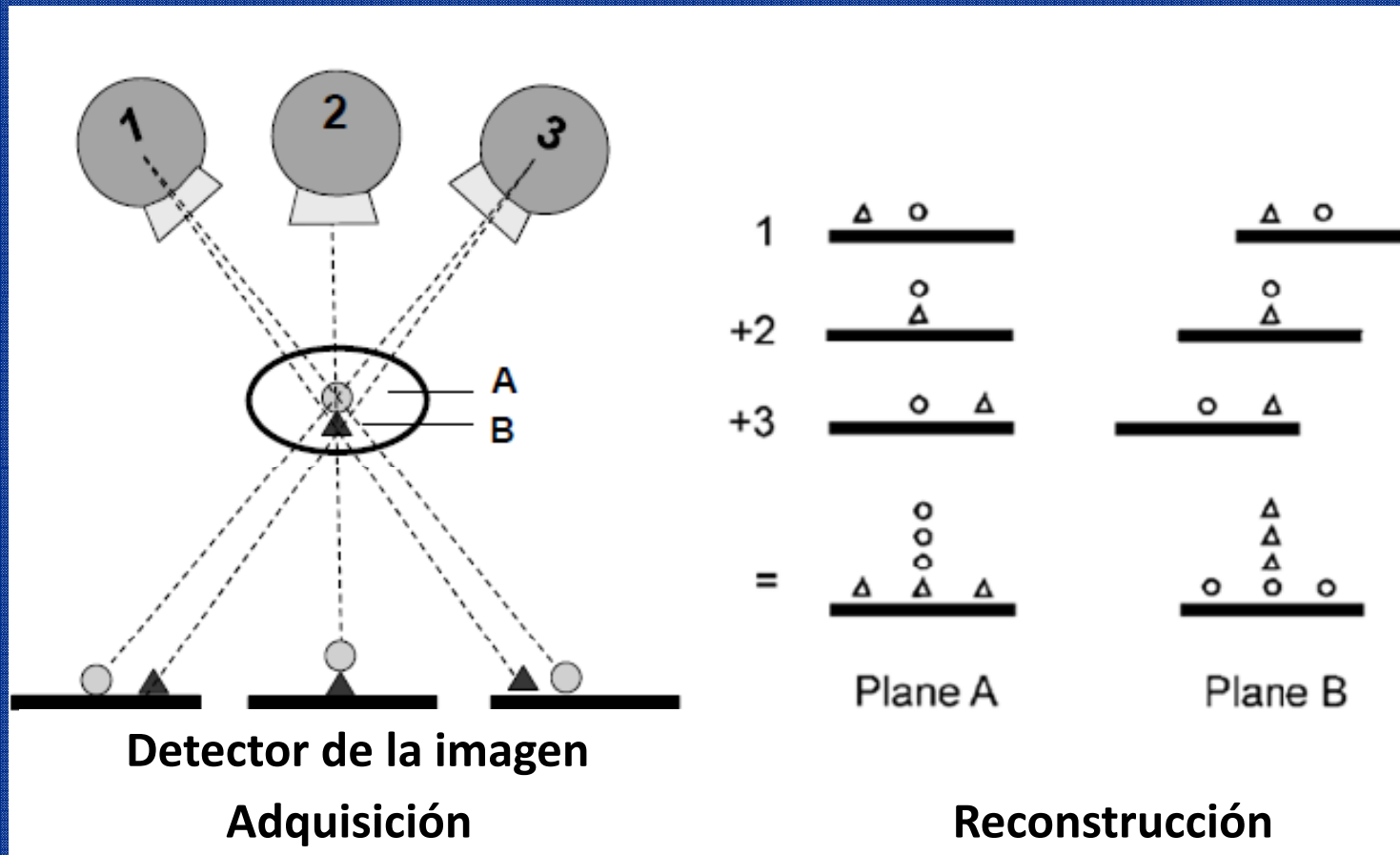
- Philips/Sectra
- XCounter

# *Algoritmos de Reconstrucción*

- **Shift-and-add (SAA)**
- Tomografía computarizada Tuned Aperture (**TACT**)
- Tomosíntesis por inversión matricial (**MITS**)
- **Retroproyección filtrada (FBP)**
- Métodos estadísticos de reconstrucción (**MLEM**)
- **Métodos iterativos: Técnicas de reconstrucción algebraica (ART)**

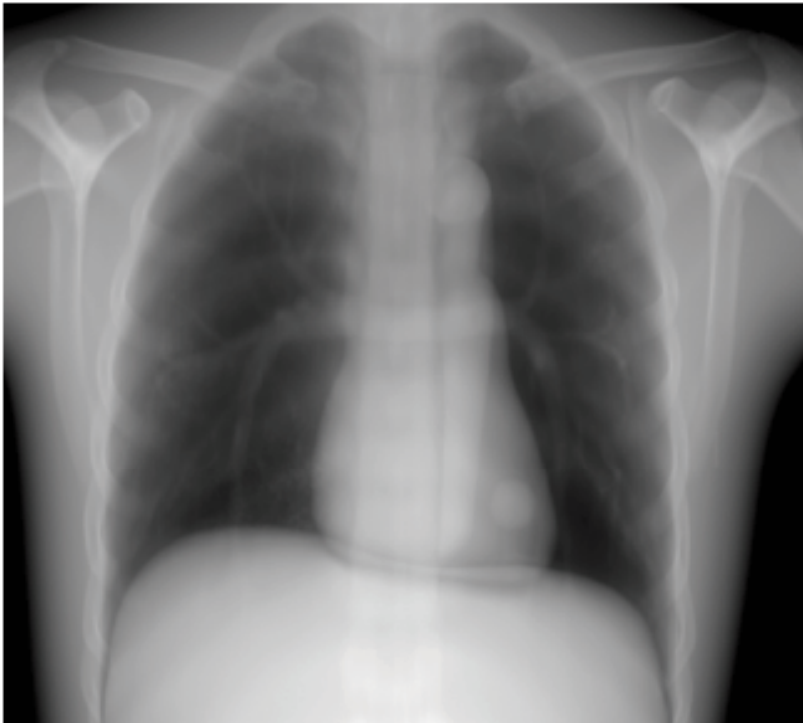
# Shift and Add (SAA)

**Retroproyección no filtrada.** Presenta enfocados en un plano los objetos que se encuentran a una profundidad determinada y difumina los que están en planos vecinos.

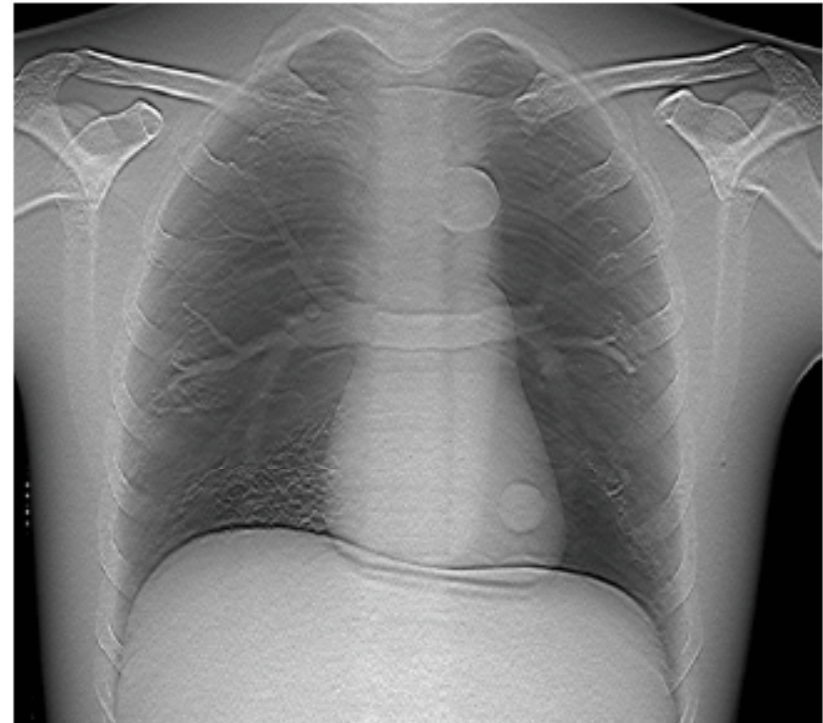


# *Shift and Add (SAA)*

**Corte tomográfico convencional**



**Corte tomográfico convencional filtrado**

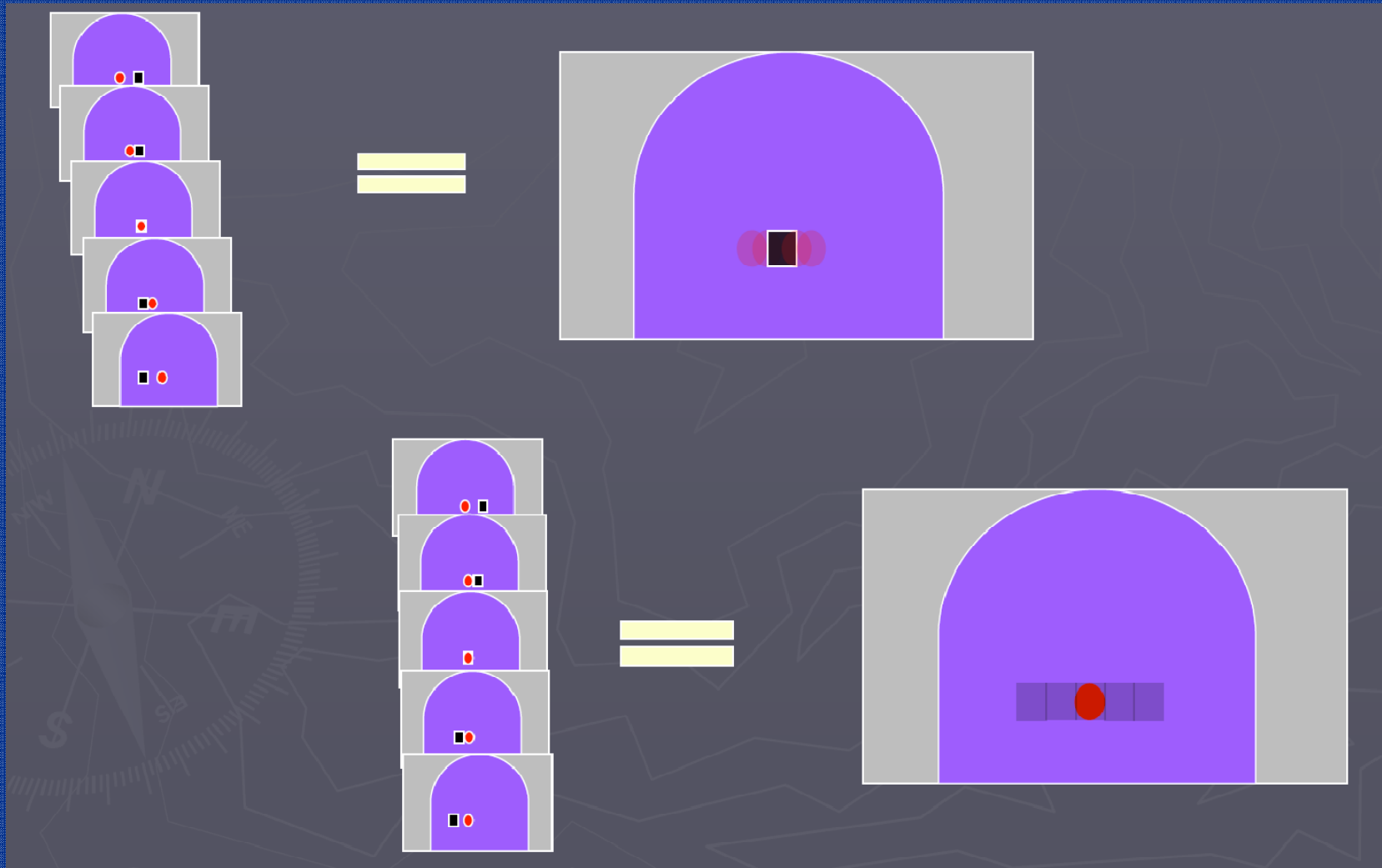


**Importancia de la mejora de la nitidez o resolución de la imagen**

James T. Dobbins III  
([deckard.mc.duke.edu/chesttomo.html](http://deckard.mc.duke.edu/chesttomo.html))

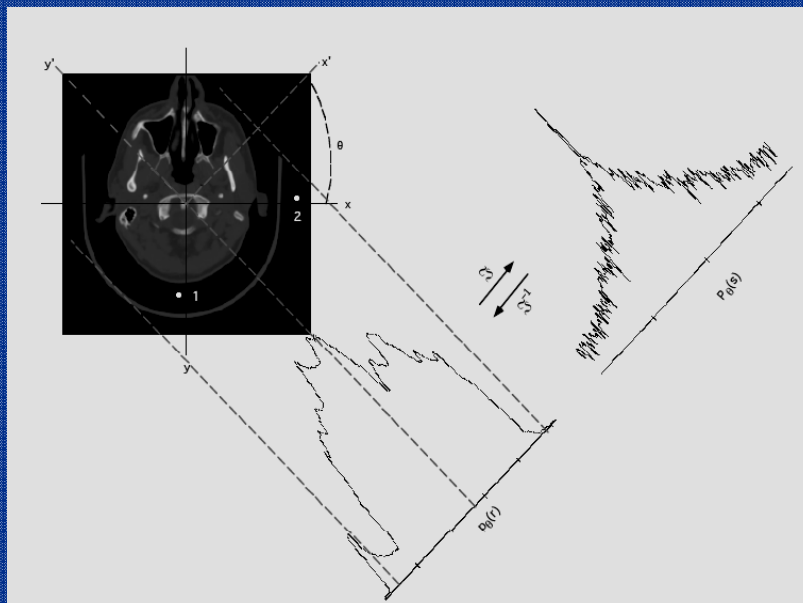


# Shift and Add (SAA)

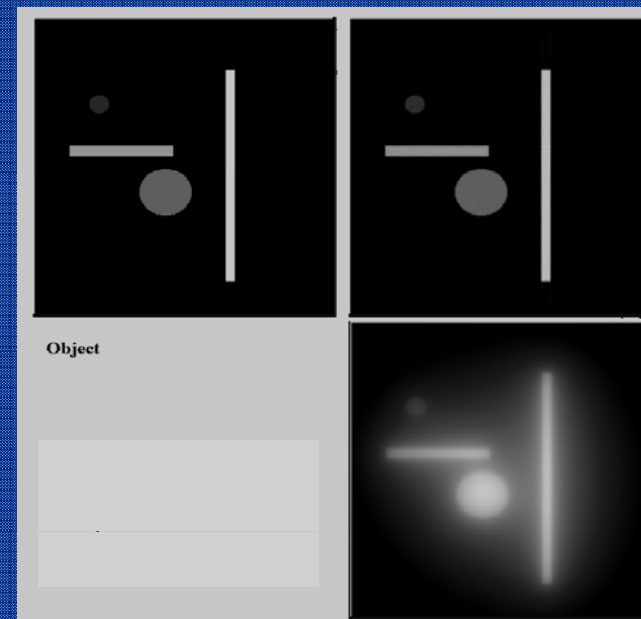


# Retroproyección filtrada (FBP)

- Habitual en TC
- La transformada de Fourier de las proyecciones se utiliza para corregir el desenfoque de las estructuras anatómicas que están fuera del plano de interés
- Filtros (rampa y apodización) para eliminar artefactos
- Se reconstruye por SAA
- **Reconstrucción peor de objetos pequeños de bajo contraste**



Lauritsch G. Proc. SPIE 3338:1127-1137. 1998

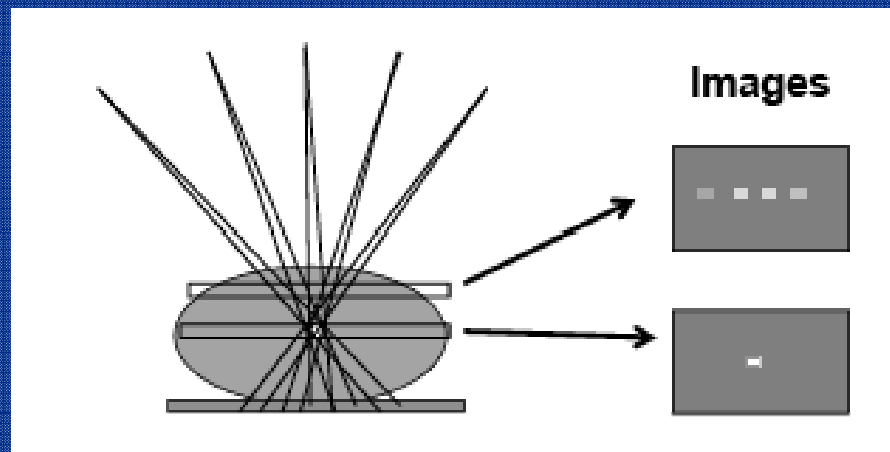


FBP  
(ramp)

BP

# Calidad de imagen Artefactos

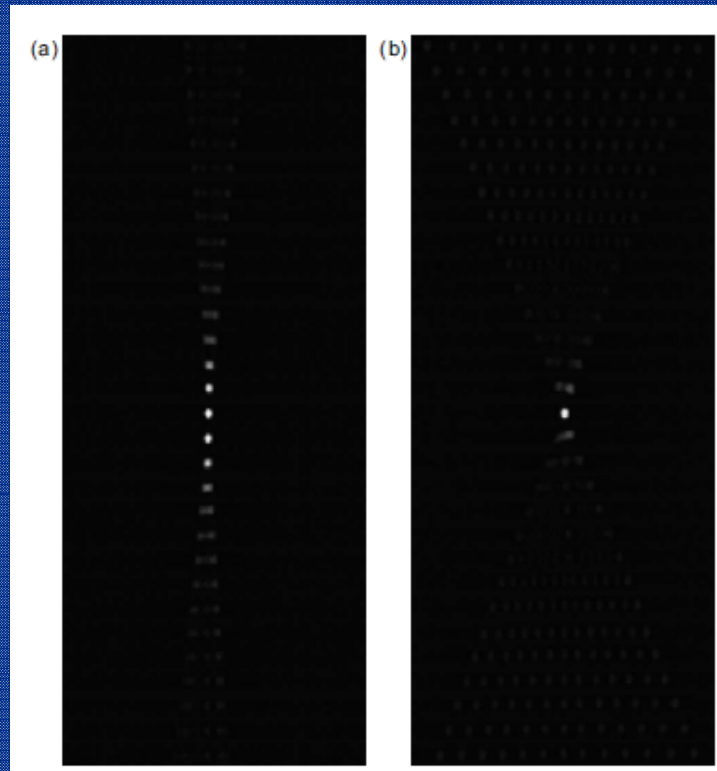
## “Apilamiento de monedas”



**Debido a la sombra proyectada de objetos pequeños y de alta densidad  
Son observados en los planos fuera de foco**

# Calidad de imagen Artefactos

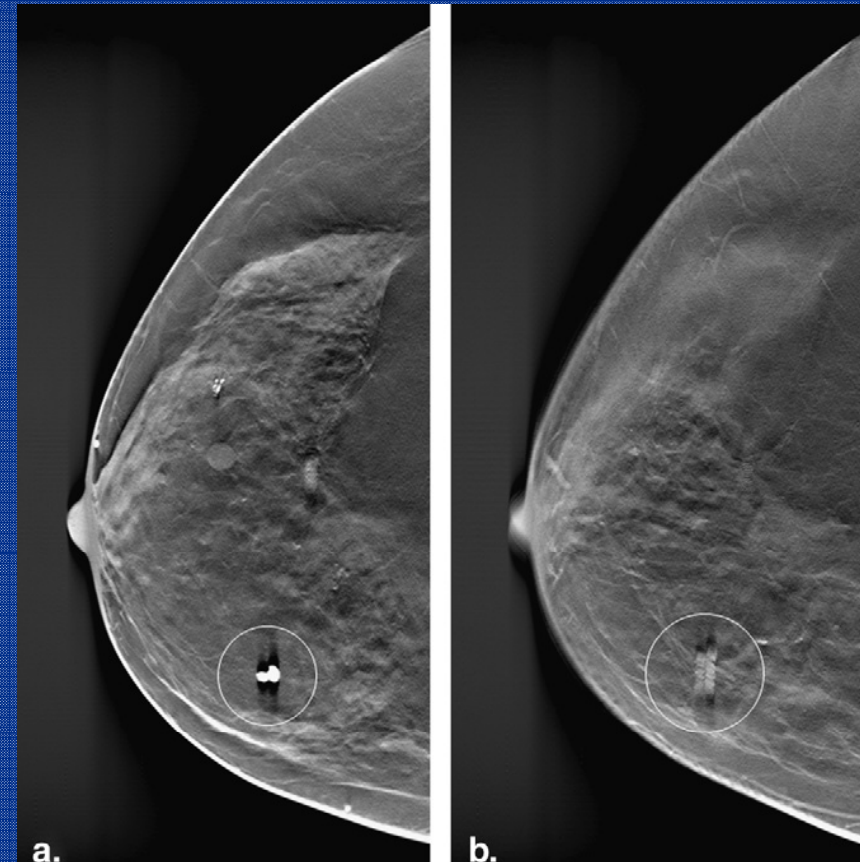
“Apilamiento de monedas”



$\pm 5^\circ$

$\pm 20^\circ$

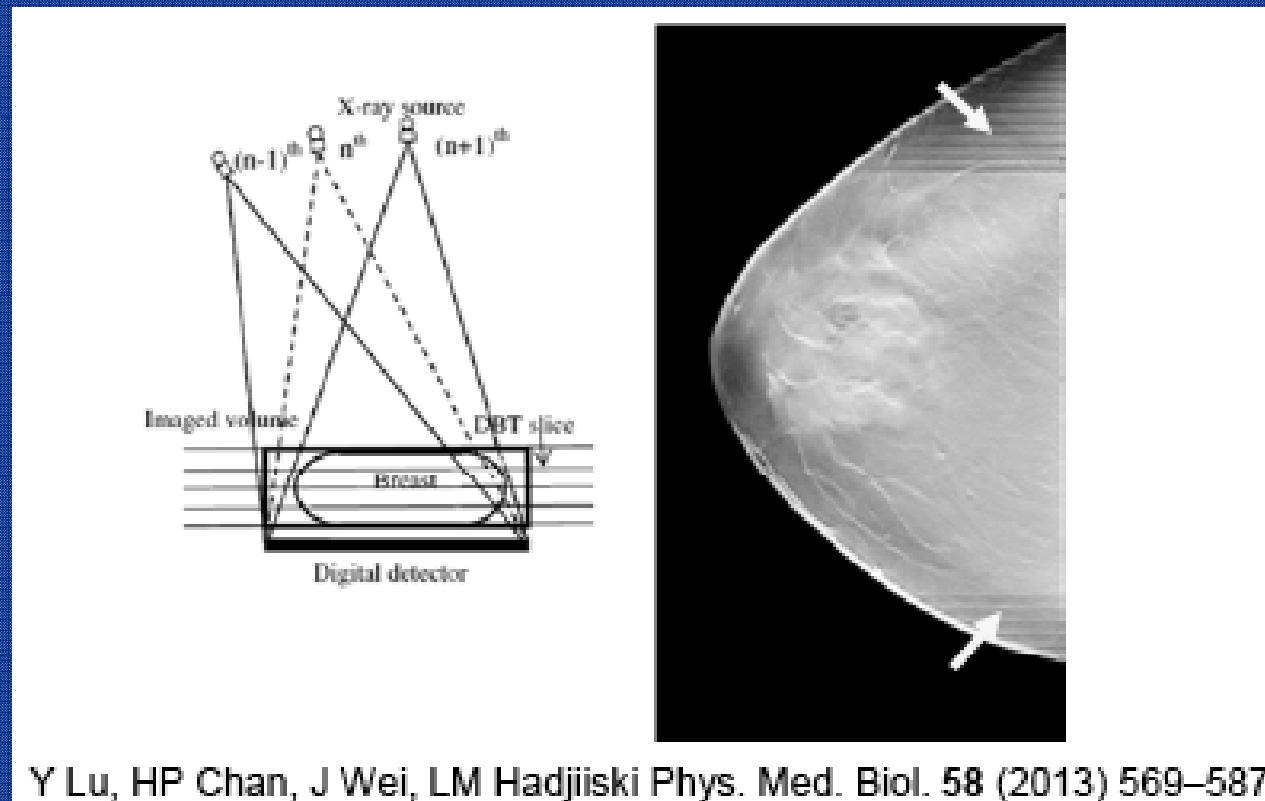
Artefactos asociados a una bola metálica  
con respecto al eje z



Baker y col. Academic Radiology, 18, 10, 2011

# Calidad de imagen Artefactos

## Truncación

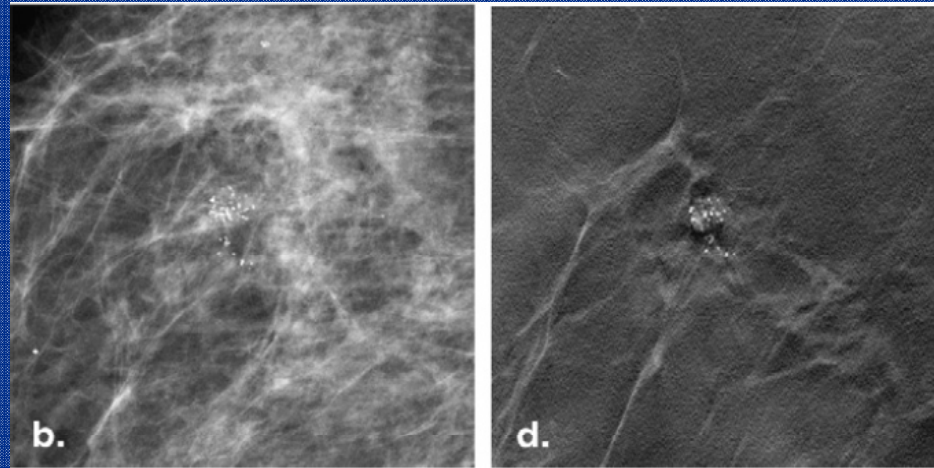


# Protocolo del examen

## DetECCIÓN MICROCALCIFICACIONES

2D

TOMOSÍNTESIS



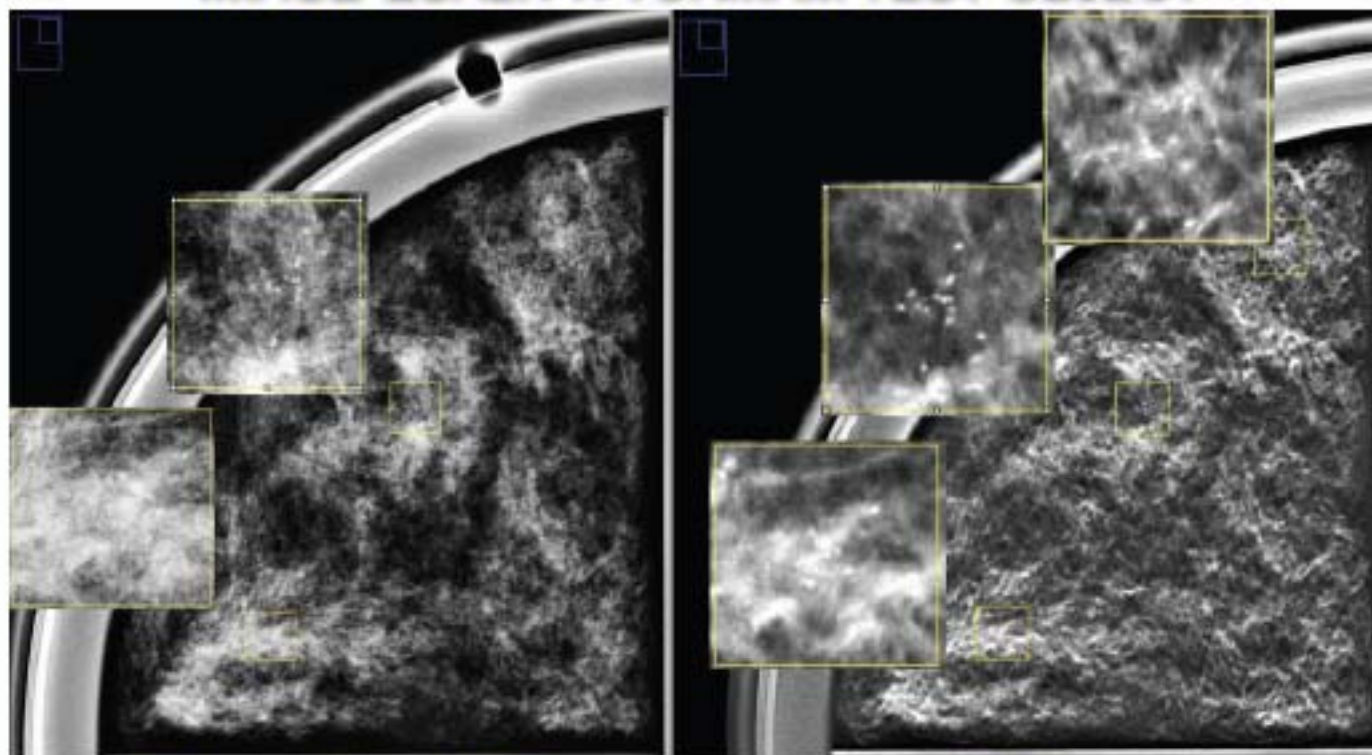
**EXAMEN COMBO (FDA)**  
2D + TOMOSÍNTESIS POR VISTA  
2 VISTAS (CC y MLO) POR MAMA

MULTIPLICAR X 2 LAS DOSIS



IMAGEN SINTÉTICA

### IMAGE QUALITY: TORMAM TEST OBJECT



Conventional 2D

C-View

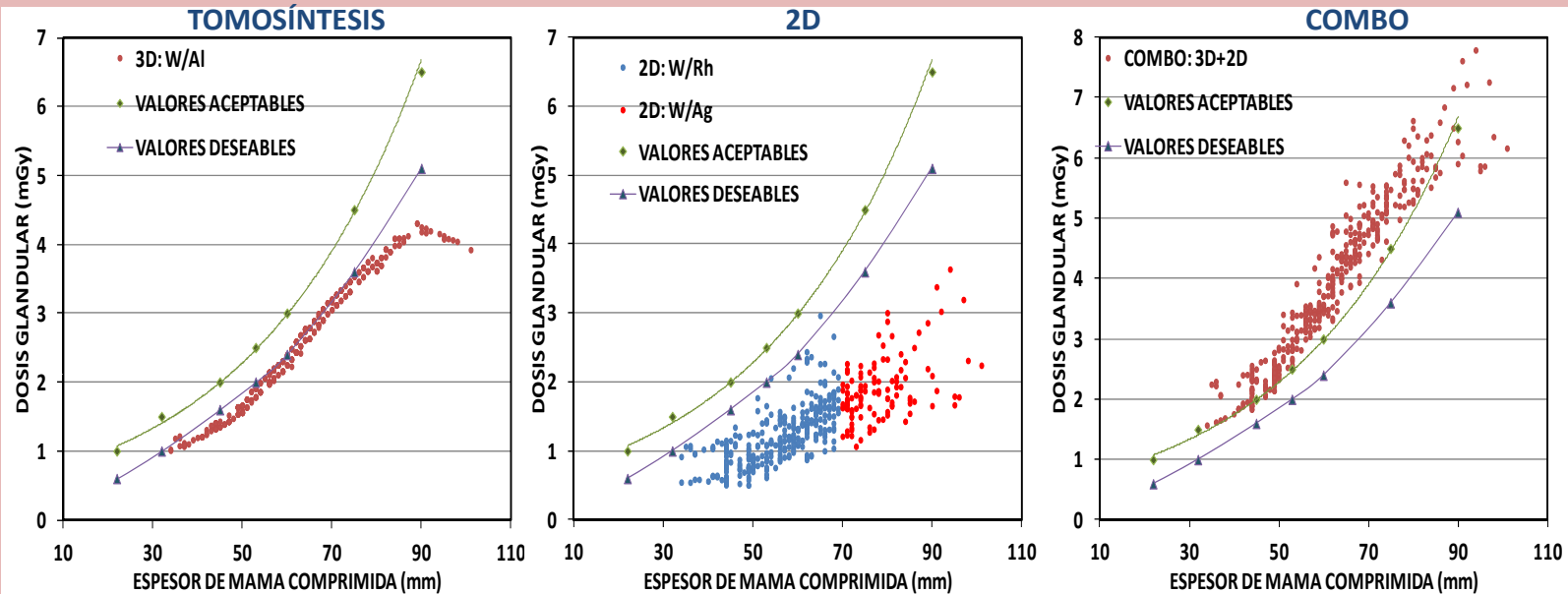
### CONCLUSIONS

The replacement of the COMBO exam by the 3D exam with the synthesized C-View image results in a dose saving of 43% and an increase in the microcalcification clusters detectability (visibility) of 35% (66%).

# Tomosíntesis y dosis

Valores de dosis calculados de acuerdo con el método de Dánce (Dance, 2011)

DISTRIBUCIÓN DE VALORES DE DOSIS GLANDULAR PROMEDIO POR ESPESOR (MGD) CON MUESTRA DE PACIENTES



Castillo y col.: Congreso SEFM\_PR, 2013