

## ARTÍCULO BREVE

# Evaluación del estado del arte en tomosíntesis digital mamaria



Stefano Pacifici

*Ecotomografía Medica Srl, Unità di Diagnostica Senologica, Roma, Italia*

Recibido el 28 de noviembre de 2013; aceptado el 25 de marzo de 2014  
Disponible en Internet el 17 de mayo de 2014

### PALABRAS CLAVE

Tomosíntesis;  
Estado del arte;  
Dosis;  
Calidad de imagen

### KEYWORDS

Tomosynthesis;  
State of the art;  
Dose;  
Image quality

**Resumen** La tomosíntesis digital mamaria es una tecnología de diagnóstico por imágenes que permite una mayor definición y localización de las lesiones al eliminar la superposición de estructuras, cuyo potencial en términos de reducción de tasa de dudas diagnósticas está ampliamente reconocido en numerosas publicaciones y estudios.

Se evalúa su estado del arte a través de una revisión de la literatura, comparación de características técnicas y análisis de pros y contras de las soluciones tecnológicas actualmente ofrecidas por la industria.

© 2013 ACTEDI. Publicado por Elsevier España, S.L.U. Todos los derechos reservados.

### Evaluation of the state of the art in digital breast tomosynthesis

**Abstract** Digital Breast Tomosynthesis is a technology for breast imaging that allows greater definition and location of the lesions by removing overlapping structures. Its potential in terms of reducing the diagnostic uncertainty rate is widely recognized in numerous publications and studies.

Its state of the art is evaluated through a literature review, technical features comparison and a pros and cons analysis of technological solutions currently offered by the industry.

© 2013 ACTEDI. Published by Elsevier España, S.L.U. All rights reserved.

La tomosíntesis digital mamaria (TDM) es una tecnología de diagnóstico por imágenes que permite una mayor definición y localización de las lesiones al eliminar la superposición de estructuras, cuyo potencial en términos de reducción de

tasa de dudas diagnósticas está ampliamente reconocido en numerosas publicaciones y estudios. En particular, la adición de la TDM en el cribado poblacional permite un aumento significativo de la tasa de detección de cáncer y una disminución significativa simultánea en tasa de falsos positivos con cualquier porcentaje de densidad mamaria; es decir, que gracias a ella asistimos por primera vez a un aumento

Correo electrónico: [spacifici@sespm.es](mailto:spacifici@sespm.es)

<http://dx.doi.org/10.1016/j.imadi.2014.03.003>

2171-3669/© 2013 ACTEDI. Publicado por Elsevier España, S.L.U. Todos los derechos reservados.

en la proporción entre el número de mujeres con diagnóstico de cáncer y el número total de mujeres recitadas para un segundo nivel de investigación<sup>1</sup>.

La TDM, inspirada en la tomografía de Alessandro Vallebona, consiste en la realización de una secuencia de proyecciones mamográficas obtenidas dentro de un rango angular limitado, con reconstrucción posterior de los datos adquiridos en una pila de cortes finos de alta resolución.

Los requisitos básicos están representados por una dosis-órgano aceptable que no exceda la dosis necesaria para una mamografía de 2 proyecciones (vínculo de dosis), la calidad de reconstrucción y un tiempo de escaneo lo suficientemente rápido como para evitar artefactos de movimiento, y dependen de diversos factores tecnológicos-constructivos, entre ellos, el movimiento del tubo, el ángulo de barrido, la tipología de detector, el tamaño del píxel (en la reconstrucción *on-plane*), el espesor del corte reconstruido (en la reconstrucción *off-plane*), el número de proyecciones, el paso angular entre las proyecciones y el algoritmo de reconstrucción. Características comunes a todos los sistemas de TDM son la modalidad de actuación (proyección CC o MLO), el tiempo de adquisición (10'-20') y de reconstrucción (entre 40' y 180'), el espesor de los cortes (1 mm), la modalidad de visualización (*single slice*, *slab* o *cine loop*), la posibilidad de realización de proyecciones mamográficas estándar y de selección MAMO/TOMO con compresión en acto. En cambio, encontramos una gran variedad en el número de adquisiciones (entre 13 y 25) y en el ángulo de adquisición (entre 15° y 50°), que junto con la dosis suministrada representan factores significativos para la calidad de la imagen<sup>2</sup>.

En esta segunda generación de tomosíntesis las soluciones tecnológicas elegibles por los constructores se pueden resumir en unos pocos factores, condicionantes a la hora de evaluar el rendimiento del sistema (fig. 1), es decir:

- La maximización del rango angular produce un incremento de la resolución en el eje  $z^3$ , la reducción del espesor del plano en foco, el aumento del *blurring* de objetos *off-plane* y un punto de rendimiento decreciente variable en función del tamaño del píxel.
- El incremento del número de adquisiciones más allá de un umbral relativamente bajo no mejora aún más la resolución vertical<sup>3</sup>.
- El valor de umbral para el número mínimo de adquisiciones necesarias para minimizar la *función de dispersión de artefactos* varía proporcionalmente con el rango angular<sup>3</sup>.
- La visibilidad de artefactos es en función del número de proyecciones, dependiente del rango angular, del tamaño de *píxel*, del contraste de los objetos atenuantes, de la física del detector y de las limitaciones anatómicas.
- La nitidez está determinada por la función de transferencia de modulación (MTF)<sup>4</sup>, que determina la transferencia de contraste en función de la frecuencia espacial<sup>5</sup>.

Puesto que una fuerte reducción de la MTF se produce en la dirección de barrido y la nitidez *on-plane* resulta reducirse a medida que aumenta la distancia del objeto de interés del detector, eso evidencia que para sistemas *flying focus*, con tubo en movimiento durante la exposición, la detectabilidad de pequeños detalles en los planos reconstruidos variará con

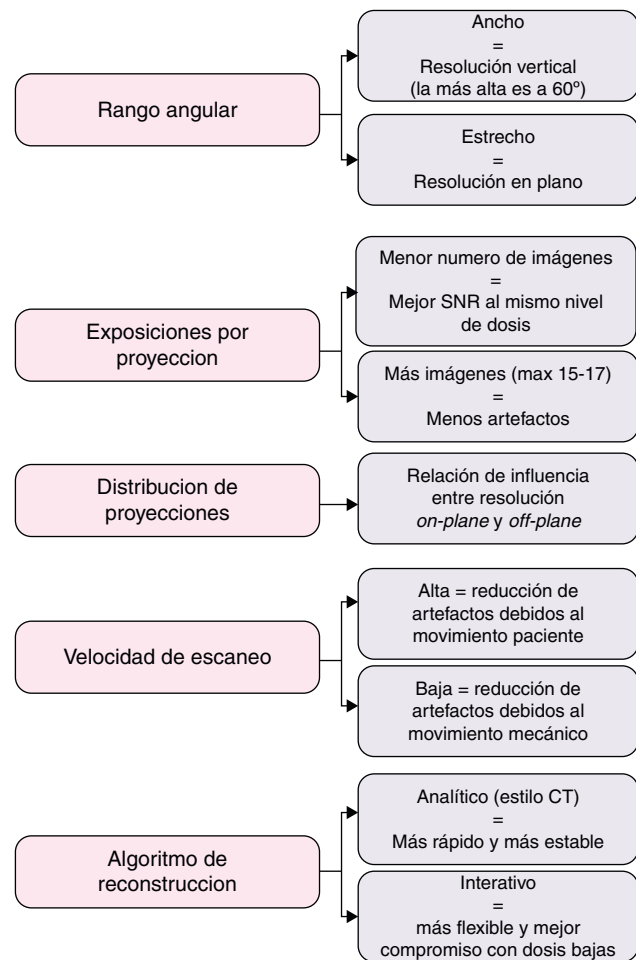


Figura 1 Efectos sobre la calidad en función de la solución adoptada.

la posición del objeto de interés<sup>4,6</sup>. Por tanto, el partido se juega básicamente alrededor de la geometría de adquisición y de los compromisos alcanzables.

La distribución no homogénea de un número limitado de proyecciones en un rango angular medio representa sin duda un buen compromiso entre resolución *on-plane* y *off-plane*, SNR y artefactos<sup>7</sup>: una buena solución parece ser ofrecida por la tecnología *step & shoot*, caracterizada por la toma de imágenes con el tubo parado a los diferentes ángulos de adquisición (fig. 2).

En cuanto a la reconstrucción, ya en 2004 Wu y Kopans habían evidenciado que el método analítico *filtered back projection*, ideal en TC, aunque rápido y estable, no se aplica de manera óptima a la tomosíntesis<sup>8</sup>. Un método ideal de reconstrucción siempre tiene que fundamentarse en la aplicación de algoritmos múltiples, ya que cada algoritmo en sí mismo suele ser imperfecto<sup>9</sup> y tener sus pros y sus contras<sup>10</sup>. Algoritmos iterativos algebraicos y estadísticos se presentan como alternativa óptima<sup>9,11</sup> (fig. 3).

Otro punto clave, muy importante en términos de resolución espacial, es el tamaño de los píxeles de la matriz de detección y el manejo de ellos en *binning*, es decir, en agrupación virtual de 2 o más píxeles, usualmente 4. De esta manera, el número total de píxeles se reduce por debajo de un 75%, disminuyendo por un lado el tiempo de lectura

Sistema	GE essential	Hologic selenia dimensions	IMS giotto tomo	Philips MicroDose	Planmed nuance excel DBT	Siemens mammomat inspiration
Detector	Full field — indirecto	Full field — directo (a-Se)	Full field — directo (a-Se)	Linear slit scan — Conteo de fotones espectral (Si)	Full field — directo (a-Se)	Full field — directo (a-Se)
Tamaño del detector	24x30cm	24x29cm	24x30cm	21 lines de 24cm	24x30cm	24x30cm
Tamaño del pixel	100 $\mu\text{m}^{(1)}$	70 $\mu\text{m}$ (binned 2x2)	85 $\mu\text{m}$	50 $\mu\text{m}$ perpendicular al movimiento	85 $\mu\text{m}$	85 $\mu\text{m}$
Movimiento del detector	Estático	Rotativo	Estático	Barrido de hendidura continuo	Rotativo durante la exposición <sup>(2)</sup>	Estático
Movimiento del tubo	Step & shoot	Continuo	Step & shoot	Continuo	Continuo	Continuo
Rango angular	25°	15° <sup>(3)</sup>	40°	11°	30°	50° <sup>(4)</sup>
Numero de exposiciones	9	15	13 <sup>(5)</sup>	21	15	25
Tiempo de escanión	7s	3,7s	12s	3-10s	20s	25s <sup>(4)</sup>
Distancia detector-centro de rotación <sup>(6)</sup>	4cm	0cm	2cm	-40cm	4,37cm	4,7cm
Metodo de reconstrucción	Iterativo	FBP	Iterativo con regularización de la variación	Iterativo	Iterativo	FBP
Estado de desarrollo	Prototipo	Comercial	Comercial	Prototipo	Prototipo	Comercial

1) La reconstrucción esta hecha en el plano con un tamaño de pixel de aproximadamente 100 $\mu\text{m}$ .

2) Detector y mama comprimida rotan con el tubo de rayos X durante la adquisición de cada proyección, volviendo a su posición original al final de cada proyección.

3) Este sistema soporta un rango angular de hasta 30° (requiere un cambio de software por el fabricante).

4) Estos valores de rango angular y de tiempo de barrido se refieren al movimiento del tubo de rayos x; las exposiciones en realidad cubren  $\pm 46^\circ$  en 20s.

5) Este sistema puede ser configurado para utilizar el 50% de la dosis total para la proyección a 0° y el resto distribuido de manera uniforme entre las otras 12 proyecciones.

6) Valores positivos hacia el tubo.

Figura 2 Características de los sistemas de tomosíntesis en uso clínico o en desarrollo. Fuente: Sechopoulos<sup>20</sup>.

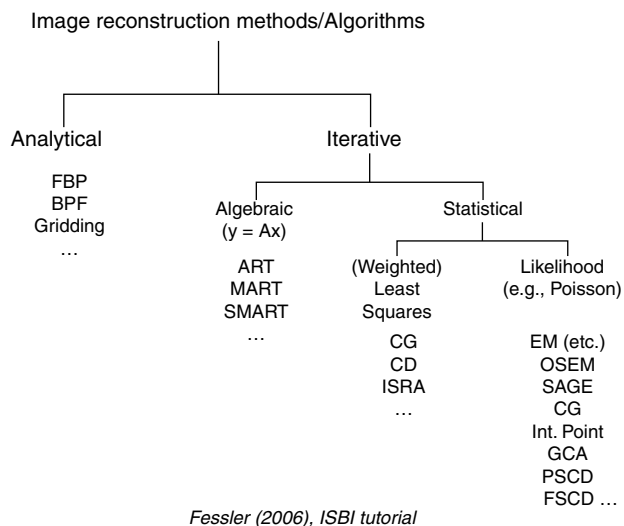
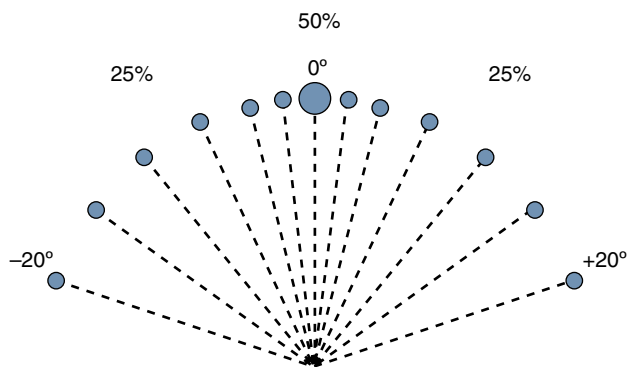


Figura 3 Ejemplos de métodos de reconstrucción de imágenes/algoritmos. Fuente: Fessler<sup>9</sup>.

del detector, el tamaño del archivo y el tiempo de reconstrucción 3D, y por otro lado, afectando el ruido de la MTF<sup>12</sup> y determinando una reducción dramática de la resolución espacial (pérdida de detalles-reducción en visibilidad de microcalcificaciones), fenómeno más acentuado en sistemas *flying focus*<sup>4,6</sup>.

Llegamos al aspecto dosimétrico: los estudios publicados hasta ahora están de acuerdo en reconocer el estudio mamográfico digital estándar en 2 proyecciones, integrado con TDM (2D + TOMO), una reducción importante de la «tasa de recitación»<sup>1,13-15</sup>, junto con un incremento de la «tasa de detección» (hasta el 30%) y una reducción del 18% del número de falsos positivos<sup>13</sup> en programas de cribado. Frente a estos resultados asistimos a un innegable incremento de dosis (ESAK +136%; DGM +194%<sup>16,17</sup>), cuya solución actualmente está representada por la extracción de una imagen que pueda suplir la proyección 2D. En un estudio de 2007, Nishikawa et al.<sup>18</sup> proponían asignar la mitad de la exposición total a la proyección central (0°), distribuyendo la otra mitad en partes iguales entre las restantes proyecciones, aprovechando las peculiaridades de ambas técnicas con una única adquisición y con la misma dosis utilizada para una mamografía de 2 proyecciones. Los autores concluían indicando los mamogramas así obtenidos como ideales



**Figura 4** Ejemplo de geometría con ángulo de adquisición y distribución de dosis variables.

para la detección de microcalcificaciones, y los mamogramas reconstruidos sintéticamente solo para la detección de masas. Desde luego, para que sea garantizada la nitidez de las microcalcificaciones, su propuesta necesita una distribución de dosis acoplada a una adquisición de tipo *step & shoot*.

En conclusión, entre las soluciones tecnológicas actualmente adoptadas el mejor compromiso se estima que es la adquisición *step & shoot*<sup>19</sup> con pocas exposiciones en un amplio ángulo de barrido<sup>20</sup>, con ángulo de adquisición y distribución de dosis variables (fig. 4), sin *binning* y con adopción de algoritmos de reconstrucción iterativa *task-oriented*, es decir, optimizados para el realce selectivo de estructuras de interés<sup>10,21</sup>. Ese compromiso se traduce en ventajas en términos de visibilidad de microcalcificaciones, resolución espacial, mejora del SNR, reducción de artefactos, velocidad de elaboración y optimización de la dosis. Además, la combinación *step & shoot-distribución de dosis variable* puede permitir una adquisición estática a 0° con una fracción de dosis adecuada para obtener una proyección mamográfica de calidad física próxima a la de un mamograma estándar<sup>21</sup>, más alta que una reconstrucción de tipo sintético y sin dosis adicional.

## Conflicto de intereses

El autor declara no tener ningún conflicto de intereses.

## Bibliografía

- Skaane P, Bandos AL, Gullien R, Eben EB, Ekseth U, Haakenaasen U, et al. Comparison of digital mammography alone and digital mammography plus tomosynthesis in a population-based screening program. *Radiology*. 2013;267:47–56.
- Pacifici S. Digital breast tomosynthesis: Past, present and future. *The Arab Health Imaging and Diagnostic Magazine*. 2011;4:16–8.
- Sechopoulos I, Ghetti C. Optimization of the acquisition geometry in digital tomosynthesis of the breast. *Med Phys*. 2009;36:1199–207.
- Marshall NW, Bosmans H. Measurements of system sharpness for two digital breast tomosynthesis systems. *Phys Med Biol*. 2012;57:7629–50.
- Chevalier M, Torres R. Mamografía digital. *Rev Fis Med*. 2010;11:11–26.
- Shaheen E, Marshall NW, Bosmans H. The influence of position within the breast on microcalcification detectability in continuous tube motion digital breast tomosynthesis. *Proc. SPIE 8668, Medical Imaging 2013: Physics of Medical Imaging*, 86684I (March 6, 2013); doi: 10.1117/12.2007870.
- Pacifici S. Tomosíntesis de geometría variable. XII Congreso SEDIM - IV Jornada AETR. Marbella, 2011.
- Wu T, Moore RH, Rafferty EA, Kopans DB. A comparison of reconstruction algorithms for breast tomosynthesis. *Med Phys*. 2004;31:26–36.
- Fessler JA. Iterative methods for image reconstruction. *ISBI Tutorial*. 2006;32.
- Van de Sompel D, Brady SM, Boone J. Task-based performance analysis of FBP, SART and ML for digital breast tomosynthesis using signal CNR and Channelised Hotelling Observers. *Med Image Anal*. 2011;15:53–70.
- Vecchio S, Albanese A, Vignoli P, Taibi A. A novel approach to digital breast tomosynthesis for simultaneous acquisition of 2D and 3D images. *Eur Radiol*. 2011;21:1207–13.
- Samei E, Murphy S, Richard S. Assessment of multi-directional MTF for breast tomosynthesis. *Phys Med Biol*. 2013;58:1649–61.
- Ciatto S, Houssami N, Bernardi D, Caumo F, Pellegrini M, Brunelli S, et al. Integration of 3D digital mammography with tomosynthesis for population breast-cancer screening (STORM): A prospective comparison study. *Lancet Oncol*. 2013;14:583–9.
- Rose SL, Tidwell AL, Bujnoch LJ, Kushwaha AC, Nordmann AS, Sexton Jr R. Implementation of breast tomosynthesis in a routine screening practice: An observational study. *AJR Am J Roentgenol*. 2013;200:1401–8.
- Rafferty EA, Park JM, Philpotts LE, Poplack SP, Sumkin JH, Halpern EF, et al. Assessing radiologist performance using combined digital mammography and breast tomosynthesis compared with digital mammography alone: Results of a multicenter, multireader trial. *Radiology*. 2013;266:104–13.
- Calabrese M, Tagliafico A. La dose in tomosintesi. *Atti Congr. Convegno Nazionale GISmA 2012*. Bologna, 2012.
- Cavagnetto F. Esperienza di utilizzo di un sistema Hologic presso l'IST di Genova. *Atti Congr. La Tomosintesi in ambito mammografico: tecnologia a confronto e prime esperienze in materia di garanzia della qualità*. Modena, 2011.
- Nishikawa RM, Reiser I, Seifi P, Vyborny CJ. A new approach to digital breast tomosynthesis for breast cancer screening. *Proc. SPIE 6510, Medical Imaging 2007: Physics of Medical Imaging*. 2007. p. 65103C-65108C. doi: 10.1117/12.713677.
- Shaheen E, Marshall N, Bosmans H. Investigation of the effect of tube motion in breast tomosynthesis: Continuous or step and shoot? *Proc. SPIE 7961, Medical Imaging 2011: Physics of Medical Imaging*, 79611E (March 16, 2011). doi: 10.1117/12.877348.
- Sechopoulos I. A review of breast tomosynthesis. Part I. The image acquisition process. *Med Phys*. 2013;40:014301.
- Bliznakova K, Kolitsi Z, Speller RD, Horrocks JA, Tromba G, Pallikaraki N. Evaluation of digital breast tomosynthesis reconstruction algorithms using synchrotron radiation in standard geometry. *Med Phys*. 2010;37:1893–903.