

Detección de tumores de mama por microondas. Estudio para diferentes geometrías

C. Ubeira, A. González, E. de Lorenzo, M. Vera, V. Santalla

Departamento de Teoría do Sinal e Comunicacions

Universidad de Vigo

e-mail: cubeira@grp.tsc.uvigo.es

Abstract- Microwave breast tumor detection is a noninvasive technique that uses non ionizing radiation. The system consists of an antenna array placed around the breast that sends short electromagnetic pulses (ultra wide band) and receives the dispersed energy. The system performance is shown by the results presented, where the image is obtained using the cofocal algorithm; both planar and semispherical models together with linear and planar antenna arrays are considered.

I. INTRODUCCIÓN

En los países desarrollados, el cáncer de mama es una de las primeras causas de mortandad entre la población femenina. Diferentes estudios realizados indican la necesidad de una detección precoz para mejorar los resultados obtenidos por los tratamientos y la curación. Por ello se están desarrollando nuevas técnicas que sustituyan o complementen las empleadas actualmente para el diagnóstico.

La mamografía convencional constituye la técnica más ampliamente utilizada para la detección de tumores de mama. Consiste en la obtención mediante rayos X de la imagen de la mama de la paciente. Su uso se ha extendido de forma considerable aunque presenta algunas carencias o inconvenientes, como son un alto porcentaje de error y de falsas alarmas [1], con la consiguiente pérdida de eficacia (provocando cierta intranquilidad y desconfianza de la paciente), además de resultar considerablemente incómoda. Para ayudar en el diagnóstico se complementa con otras técnicas que suelen tener un mayor coste como son los ultrasonidos (usados, por ejemplo, para tratar de identificar si una lesión, detectada mediante una mamografía, se trata de un quiste líquido o un tumor sólido); la resonancia magnética (*Magnetic Resonance Imaging*, MRI), o la tomografía. También se investiga en la mamografía digital con múltiples ventajas pero de elevado coste por ahora. Por todo ello se ha impulsado el estudio de nuevas técnicas [2] y una de ellas es la detección mediante microondas.

II. TÉCNICA DE DETECCIÓN POR MICROONDAS

Estudios publicados muestran que las características dieléctricas, en la banda de frecuencias de microondas, de los tumores cancerígenos son diferentes a las que presenta el tejido mamario sano en el que se encuentran inmersos [3, 4]. Este contraste permite la detección de las malformaciones mediante sistemas activos. El sistema está formado por un agrupamiento de antenas que se sitúan alrededor de la zona

objeto de estudio [5, 6]. Cada antena emite secuencialmente un pulso electromagnético de corta duración (banda ancha) y recibe la energía dispersada. La diferencia entre la señal emitida y la recibida es función de las características electromagnéticas de la mama y de las malformaciones, si las hubiera. Mediante un procesamiento posterior de esta señal se puede eliminar el efecto de la reflexión en la piel (cuyo elevado nivel enmascara totalmente la señal debida a la malformación) y obtener información sobre la posición de la malformación. Las señales de cada antena se suman coherentemente aplicando un retardo temporal que permite desplazar el foco de dispersión de forma sintética a cualquier posición de la mama, técnica que se denomina algoritmo cofocal [7, 8].

En las simulaciones presentadas en esta comunicación, se ha modelado el tumor como un dispersor esférico inmerso en tejido mamario sano. Los entornos o geometrías analizadas son: plano (simple) y semiesférico (más parecido a la mama real) y se consideran características dieléctricas de tres tipos de tejido: la piel, el tejido mamario sano y el canceroso.

III. MODELADO Y GEOMETRÍAS EMPLEADAS

Para el diseño y análisis de los casos bajo estudio sobre la dispersión en objetos de alto contraste se ha recurrido al empleo del programa comercial de simulación electromagnética XFDTD de REMCOM Inc. [9], basado en el método de diferencias finitas en el dominio del tiempo (*Finite-Difference Time-Domain*, FDTD).

Para ambas geometrías consideradas, las dimensiones, espesores y características dieléctricas de los distintos tejidos que las componen se han escogido siguiendo un modelo de mama real y tratando de minimizar los rebotes y reflexiones en los límites [5].

En la figura 1 se representa un modelo básico formado por un cubo 100mm de lado de tejido mamario sano homogéneo ($\epsilon_r=9$ y $\sigma=0.4$) de espesor 70mm, que se representa en color rojo cubierto por una fina capa de piel ($\epsilon_r=36$ y $\sigma=4$) de grosor 2mm, en color rosáceo. Las antenas se sitúan sobre esta capa de piel e inmersas en aire ($\epsilon_r=1$ y $\sigma=0$). La elección de los valores de las propiedades dieléctricas de los distintos materiales a las frecuencias de trabajo ha sido justificada en diversos estudios y han sido empleados por otros autores [4, 10]. Para esta geometría cúbica se consideran dos configuraciones distintas de las antenas: lineal (13 antenas separadas entre sí 5mm) y superficial (cuadrícula de 7×7 antenas separadas 10mm entre sí, Fig. 1).

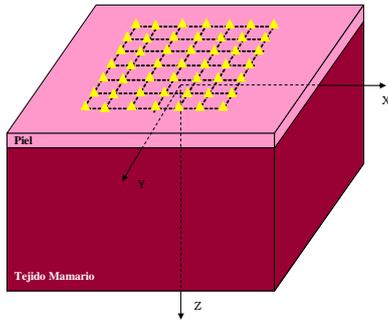


Fig. 1. Modelo esquemático de la geometría plana con un agrupamiento superficial de 7x7 antenas, situado sobre la piel.

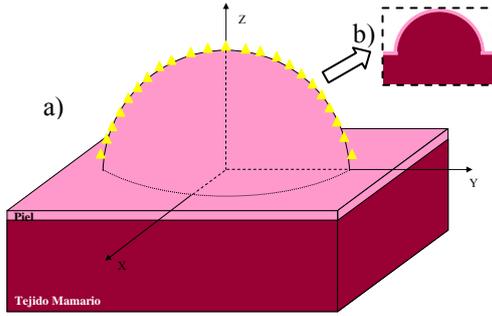


Fig. 2. Modelo esquemático de la geometría semiesférica con un agrupamiento lineal de 23 antenas: a) modelo completo, y b) corte transversal centrado sobre la semiesfera.

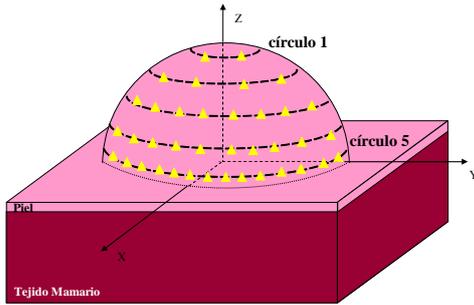


Fig. 3. Modelo esquemático de la geometría semiesférica con un agrupamiento superficial de 5 círculos concéntricos de antenas.

Círculo i	Nº de antenas (N _i)	Elevación del círculo (φ _i)
1	4	5π/11
2	8	4π/11
3	16	3π/11
4	20	2π/11
5	28	π/11

Tabla 1: Disposición de las antenas en la geometría semiesférica.

La segunda geometría considerada (Fig. 2 y 3), de mayor parecido a una mama real, consiste en un volumen semiesférico de radio total 52mm (50mm de radio interno de tejido mamario y 2mm de piel, Fig. 2b) situado sobre un paralelepípedo. Se considera que las malformaciones se encuentren inmersas en el área semiesférica, mientras que la zona rectangular servirá, tal y como se comentó anteriormente, como medio de evitar rebotes no deseados en los contornos de la geometría. Para esta geometría semiesférica también se consideran una distribución lineal de antenas (Fig. 2a) y una superficial (Fig. 3). Para el caso lineal se emplean 23 antenas situadas en el plano YZ, cuyo ángulo de elevación se define para cada antena k-ésima como:

$$\varphi_k = k \cdot \frac{\pi}{24} \quad k = 1,2,K23 \quad (1)$$

Para la disposición superficial se definen 5 círculos concéntricos cuyas características aparecen en la Tabla 1. Para cada antena j de cada círculo i-ésimo se define su posición con el ángulo acimutal:

$$\phi_{ji} = (2j-1) \cdot \frac{\pi}{N_i} \quad (2)$$

En todos los casos, el sistema radiante considerado es una fuente puntual e isotrópica con polarización lineal en el plano paralelo a la discontinuidad aire-piel y situada sobre la piel. La excitación es un pulso gaussiano modulado de banda ancha centrado en 6GHz cuya expresión instantánea viene dada por:

$$E(t) = E_0 \text{sen}[2\pi f_0(t-t_0)] e^{-\left(\frac{t-t_0}{\tau}\right)^2} \quad (3)$$

donde f₀ es la frecuencia de modulación (6GHz), τ el ancho del pulso en su respuesta temporal (0.27ns) y t₀ el instante inicial del pulso.

En cuanto al modelo de dispersor o malformación bajo estudio, se considera un modelo esférico de 5mm de radio, inmerso en tejido mamario y situado a profundidad variable.

IV. PROCESADO DE LAS SEÑALES RECIBIDAS

Cada antena, cuya posición depende del modelo simulado, emite un pulso gaussiano (ec. 3) y recibe la señal dispersada. El procesado del conjunto de las señales recibidas y la aplicación del algoritmo cofocal permite obtener una imagen con la que se detecta la malformación inmersa en el tejido mamario.

Las señales dispersadas para cada antena deben ser procesadas antes de la aplicación del algoritmo, puesto que es necesario eliminar (o reducir en lo posible) la contribución debida a la reflexión en la piel cuyo elevado nivel enmascara la componente debida a la presencia del tumor. Es por ello necesario realizar la calibración de las señales: se elimina el efecto de reflexión en la piel mediante la sustracción de la señal que se recibiría en ausencia de tumor a la señal recibida en cada antena [8].

El algoritmo cofocal realiza el promedio de las señales de cada antena, previamente desplazadas temporalmente. Por ello, dado que el pulso gaussiano posee un cruce por cero en su centro temporal, la detección mejora si se trabaja con la suma acumulada de los valores anteriores a cada punto, obteniéndose una señal con un máximo en dicho centro temporal.

Tras este proceso, se calculan los retardos de cada una de las antenas a cada uno de los puntos de la región de interés y se desplazan temporalmente dichas señales según su retardo correspondiente. Finalmente, se lleva a cabo la suma coherente de tales señales para calcular la intensidad del campo en cada punto de la zona bajo estudio.

V. RESULTADOS OBTENIDOS

En este estudio, se han considerado dos conjuntos de simulaciones para las geometrías descritas en el apartado III. En el primer caso, se sitúa un dispersor esférico (radio 5mm) inmerso en el tejido mamario, centrado en la geometría y a 25mm de profundidad bajo la piel. En el segundo, se simulan dos dispersores iguales y cuya posición es variable. A continuación se muestran los resultados obtenidos para las distintas geometrías y disposiciones de antenas del estudio.

A. Geometría plana: agrupamiento lineal de antenas

Se define un agrupamiento lineal con 13 antenas, separadas entre sí 5mm, situado sobre la piel en el corte central de la geometría. En las imágenes reconstruidas se representa solamente el tejido mamario y sobreimpresionado la localización exacta del dispersor o dispersores simulados.

El caso representado en la figura 4a se corresponde a un único dispersor centrado y cuyo centro está situado 25mm debajo de la piel. Las antenas se sitúan en línea en lo que constituye el eje vertical de la gráfica, esto favorece que la detección no precise la forma completa del tumor puesto que el agrupamiento “sólo ve” la parte superior del dispersor. Se puede apreciar que la situación es delimitada correctamente. En Fig. 4b se presenta el caso de dos tumores situados a diferente profundidad en el tejido mamario, lo que produce una mayor intensidad de señal para el más cercano y un efecto de enmascaramiento de las señales dispersadas en la otra malformación.

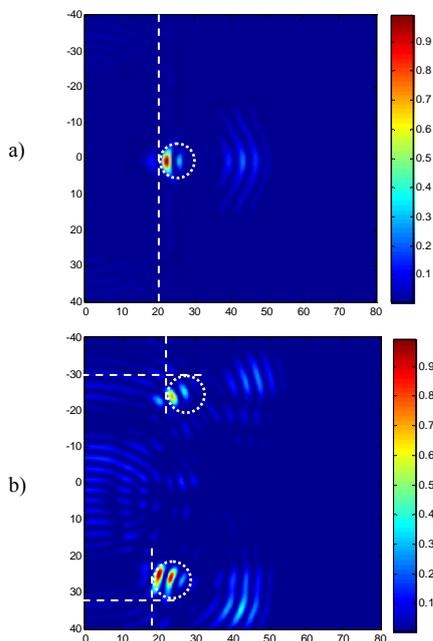


Fig. 4. Geometría cúbica y disposición lineal del array: Imagen reconstruida para: a) un tumor centrado (centro a 25mm de la piel); b) dos tumores (centros a 23mm y 27mm de la piel).

B. Geometría plana: agrupamiento superficial de antenas

Para esta geometría, la disposición de las antenas es la representada en la figura 1. Los resultados obtenidos para el agrupamiento de 7×7 antenas y separación 10mm se muestra en la figura 5. Los resultados obtenidos en este caso son similares a los mostrados en la figura 4.

Para el estudio del tumor centrado, los resultados son igualmente buenos para los dos arrays. Cuando se sitúan dos malformaciones, se aprecia que el efecto de enmascaramiento del tumor más profundo aumenta para el estudio con array superficial. Esto es debido a que en el caso del agrupamiento lineal hay más antenas y separadas una menor distancia por lo que la información del dispersor más lejano llega a apreciarse aunque sea débilmente. En el caso del agrupamiento plano la separación entre antenas adyacentes es el doble, y, por lo tanto, la definición de la imagen obtenida por el detector es menor.

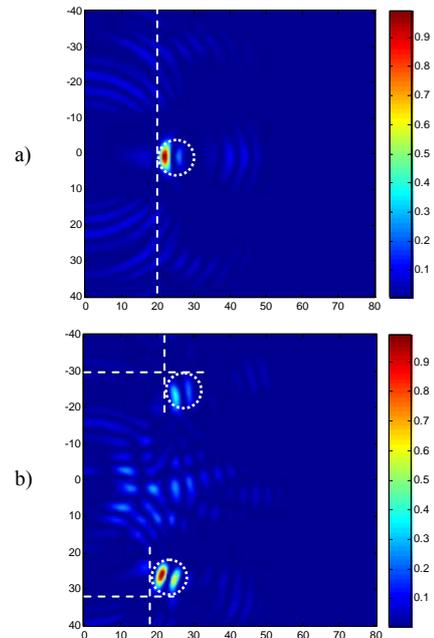


Fig. 5. Geometría cúbica y disposición superficial del array: Imagen reconstruida para: a) un tumor centrado (centro a 25mm de la piel); b) dos tumores (centros a 23mm y 27mm de la piel).

C. Geometría semiesférica: agrupamiento lineal de antenas

Un estudio más cercano al caso real nos lleva a modelar la mama, tal y como se muestra en la figura 2, mediante una semiesfera. En la figura 6 se representan las imágenes obtenidas considerando el agrupamiento lineal de 23 antenas representado en la figura 2. La posición viene dada por la ec. (1) y la separación entre antenas consecutivas es de 6.8mm.

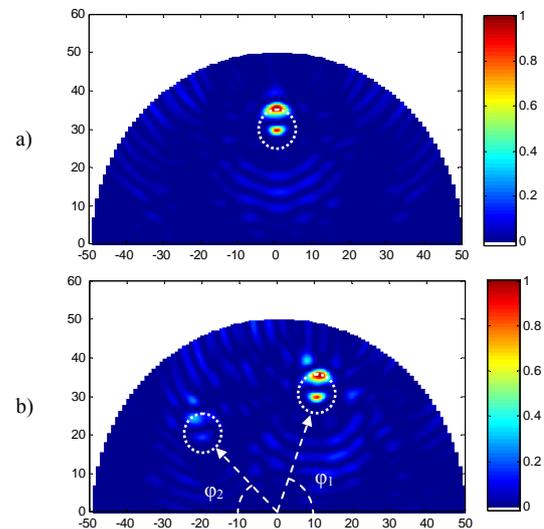


Fig. 6. Geometría semiesférica y disposición lineal del array: Imagen reconstruida para: a) un tumor centrado (centro a 20mm de la piel); b) dos tumores (centros a 20mm, con $\phi_1=72^\circ$, y 24mm de la piel, con $\phi_2=45^\circ$).

La primera imagen muestra el resultado para un tumor cuyo centro está situado a 20mm bajo la piel y en el eje de simetría del modelo. Los niveles de señal recibidos son inferiores al resultado de la geometría plana ya que las antenas tienen mayor separación entre sí. En Fig. 6b, el dispersor más profundo (centro a 24mm y $\phi_2=45^\circ$) apenas se aprecia debido al enmascaramiento que provoca sobre su señal la presencia del tumor más próximo a la piel (centro a 20mm y $\phi_1=72^\circ$). Si la imagen se obtiene considerando un

menor número de antenas agrupadas por sectores (sector 1, entre 0° y 67.5° , sector 2, de 60° a 120° y sector 3 de 112.5° a 180°), se puede comprobar que la detección del dispersor más profunda es posible utilizando el agrupamiento de antenas del sector 3.

D. Geometría semiesférica: agrupamiento superficial de antenas

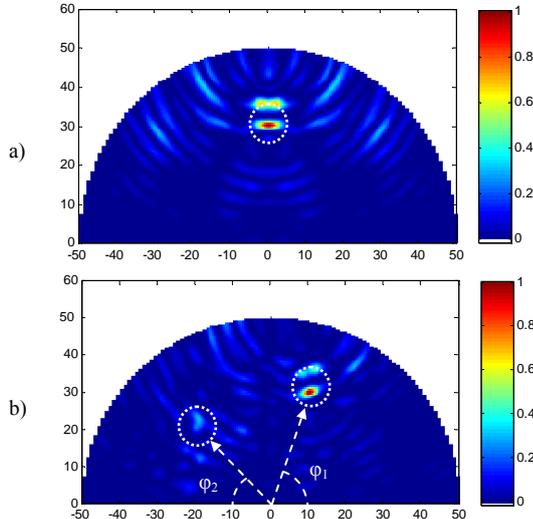


Fig. 7. Geometría semiesférica y disposición superficial del array: Imagen reconstruida para: a) un tumor centrado (centro a 20mm de la piel); b) dos tumores (centros a 20mm, con $\phi_1=72^\circ$, y 24mm de la piel, con $\phi_2=45^\circ$).

En este caso, se consideran la geometría y disposición de antenas representada en la figura 3. Los resultados (Fig. 7) indican la posibilidad de detectar la presencia de los dispersores (en menor medida en Fig. 7b), pero no determinar exactamente su localización. Se ha de tener en cuenta que aunque el agrupamiento tiene un elevado número de antenas, no es suficiente para cubrir el área con la precisión deseada, la separación entre antenas adyacentes del mismo círculo ronda los 13mm y la separación entre círculos es de 15mm.

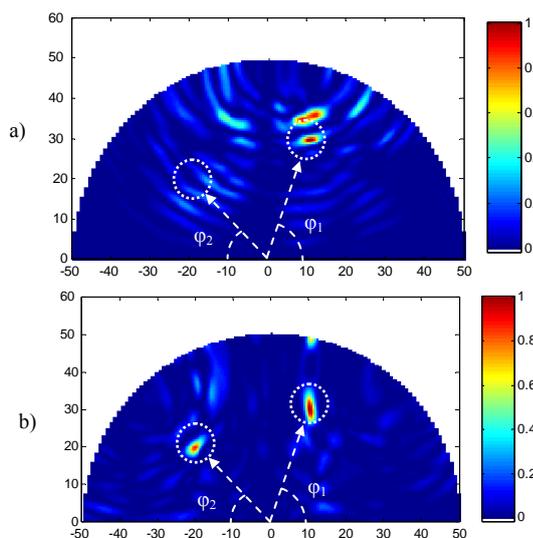


Fig. 8. Imagen reconstruida a) utilizando las antenas de los círculos 1 y 2 y b) utilizando las de los círculos 3 y 4.

Para conseguir una mejor definición de la posición de los dispersores se puede proceder realizando barridos secuenciales en los que se activan diferentes círculos de antenas. De esta forma se pueden descartar posibles

enmascaramientos y se delimitan mejor los dispersores detectados previamente. En la figura 8 se muestran las imágenes obtenidas para el caso de los dos tumores descritos anteriormente considerando primero las antenas de los círculos 1 y 2 y después, figura 8b, el resultado cuando se trabaja con las antenas de los círculos 3 y 4.

VI. CONCLUSIONES

En esta comunicación se presenta el comportamiento del sistema de detección mediante microondas considerando dos modelos de mama con tejido homogéneo: el modelo cúbico y el modelo semiesférico. Se comprueba que es posible detectar una malformación en ambas situaciones considerando tanto agrupamientos lineales como superficiales. Estos últimos mejoran la detección volumétrica como cabía esperar. En todos los casos estudiados, los resultados son mejores si las antenas están lo suficientemente cerca y se trabaja con un número considerable de ellas. Los mejores resultados se obtienen cuando sólo existe un dispersor y en todos los casos estudiados se comprueba la capacidad del sistema. Cuando hay dos malformaciones se puede producir un efecto de enmascaramiento de uno de ellos si están a diferente profundidad, pero se comprueba que la detección es posible si se consideran en el análisis grupos de antenas del array por sectores o en círculos.

Se sigue trabajando en la definición del modelo buscando una mayor cercanía a una mama real así como en la mejora de los elementos del array.

AGRADECIMIENTOS

Esta investigación está financiada por la Xunta de Galicia (PGDIT01 TIC32201PR) y por el CICYT (TIC2003-01432).

REFERENCIAS

- [1] J.G. Elmore, M.B. Barton, V.M. Mocerri, S.Polk, P.J. Arena, S.W. Fletcher, "Ten-year risk of false positive screening mammograms and clinical breast examinations", *New Eng. J. Med.*, vol. 338, no. 16, pp. 1089-1096, 1998.
- [2] S.J. Nass, I.C. Henderson, J.C. Lashof, ed. *Mammography and beyond: Developing Technologies for the Early Detection of Breast Cancer*. National Academy Press. 2000.
- [3] S.S. Chaudhary, R.K. Mishra, A.Swarup, J.M. Thomas, "Dielectric properties of normal and malignant human breast tissues at radiowave and microwave frequencies", *Indian J. Biochem. Biophys.*, vol. 21, pp. 76-79, 1984
- [4] M.A. Stuchly, S.S. Stuchly, "Dielectric properties of biological substances—tabulated", *Jou. Microw. Power & Electromag. Energy*, vol. 15 (1), 1980, págs. 19–26.
- [5] E.C. Fear, M.A. Stuchly, "Microwave detection of breast cancer", *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol. 48, n° 11, pp. 1854-1863, Nov. 2000.
- [6] M. Fernández, S. González, M.A. Hernández., A. Rubio., R. Gómez Martín, "Design of an Ultra-Broadband V-Antenna for microwave detection of breast tumors", *Microwave and Opt. Techn. Letters*, vol. 34, n° 3, pp. 164-166, August 2003.
- [7] E.C. Fear, M.A. Stuchly, "Microwave system for breast tumor detection", *IEEE Microw. Guided Wave Letters*, vol. 9, pp. 470–472, Nov. 1999.
- [8] E.C. Fear, M.A. Stuchly, "Microwave detection of breast tumors: Comparison of skin subtraction algorithms", *Proc. SPIE*, vol. 4129, pp. 207-217, 2000.
- [9] *User's Manual for XFDTD*. Remcom Inc., version 5.0, 1998. <http://www.remcom.com>.
- [10] E.C. Fear, S.C. Hagness, P.M. Meaney, M.Okoniewski, M.A. Stuchly, "Enhancing breast tumor detection with near-field imaging" *IEEE Microwave Mag.*, pp. 48-56, March 2002.