

Elias de los Reyes, Luis Jofre, Miguel Ferrando,  
 Antonio Elias, Mariano Baquero, Jordi Romeu, Juan M. Rius  
 Dpto. de Electrofísica, E.T.S.I. de Telecomunicación, UPC  
 Apartado 30002, 08080-Barcelona

ABSTRACT

The R.F. architecture of a Cylindrical Tomographic system for biomedical applications is presented. The simultaneous requirements of sensitivity and real time imaging determines the choice of microwave subsystems.

The theoretical bases of the Cylindrical Tomographic system and the image reconstruction algorithms are dealt with in other communications.

INTRODUCCION

La posibilidad de obtención de imágenes tomográficas de cuerpos biológicos a frecuencias de microondas ha sido demostrada recientemente [1], [2], [3]. Los sistemas utilizados corresponden a una geometría plana, que obliga a girar mecánicamente entorno al objeto para la obtención de las diferentes vistas.

En ciertas aplicaciones es necesario la obtención de una imagen en tiempo real por lo que las geometrías planas no son apropiadas.

En esta comunicación se describen los elementos de microondas de una cámara tomográfica cilíndrica que permite la obtención de una imagen (64 vistas entorno al objeto) en un tiempo de un segundo.

ARQUITECTURA DEL SISTEMA

El sistema cilíndrico de tomografía consta esencialmente de cinco partes:

- a) Elemento radiante
- b) Matriz de conmutación
- c) Emisor Receptor Coherente
- d) Toma de Datos
- e) Algoritmos de Reconstrucción y Representación

En la figura 1 se muestra el diagrama de bloques del sistema.

En este artículo trataremos los apartados a, b y c correspondientes a los sistemas de microondas. El resto del sistema se trata en las comunicaciones [4] y [9].

ELEMENTO RADIANTE

Los medios biológicos tienen un alto contenido de agua ( $\epsilon_r \approx 80$ ) por lo que el sistema radiante debe adaptarse a este medio a fin de que la energía electromagnética penetre eficientemente.

El elemento radiante es un array cilíndrico de 64 radiadores primarios. Cada elemento es un trozo de guía rectangular rellena de agua y excitada por poste.

El sistema radiante consta de cuatro subarrays independientes de 16 elementos cada uno. Dentro de un subarray se puede seleccionar un elemento mediante un árbol multiplexor, realizado en tecnología microstrip con diodos PIN como conmutador. En la figura 2 se detallan los diferentes bloques del elemento radiante.

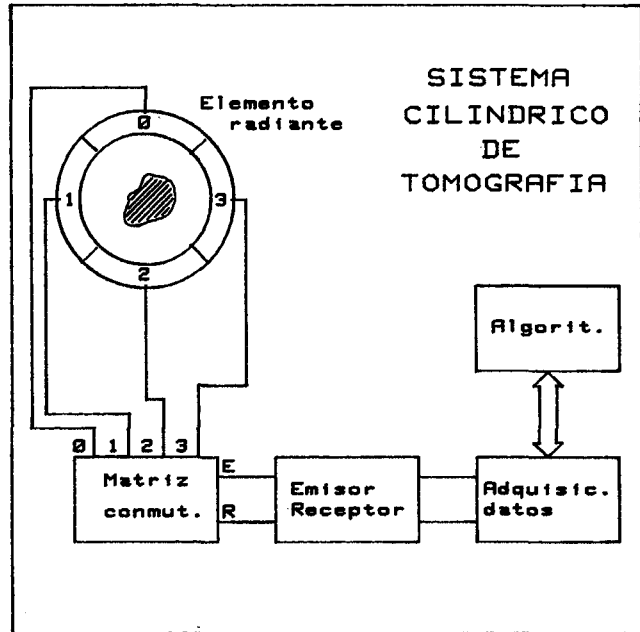


Figura 1. Diagrama de bloques del sistema.

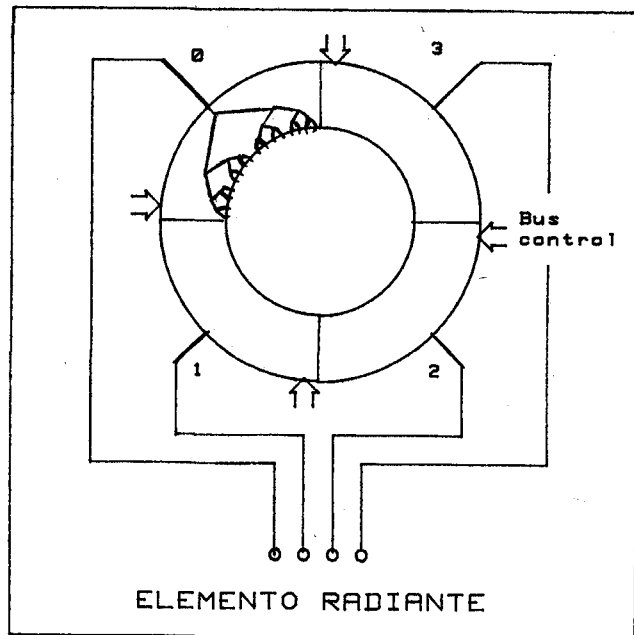


Figura 2. Elemento Radiante.

La focalización tomográfica se realiza mediante un "taper" cuya misión es la de concentrar la energía electromagnética en una zona de unos tres cm de espesor en la zona útil de reconstrucción.

### MATRIZ DE CONMUTACION

Este elemento consta de dos conmutadores de una o cuatro vías, SP4T, y cuatro conmutadores de una o dos vías, SP2T, interconectados por cables coaxiales semirígidos de la misma longitud para preservar la igualdad de caminos. En la figura 3 se observa la disposición de los conmutadores y los cables de interconexión.

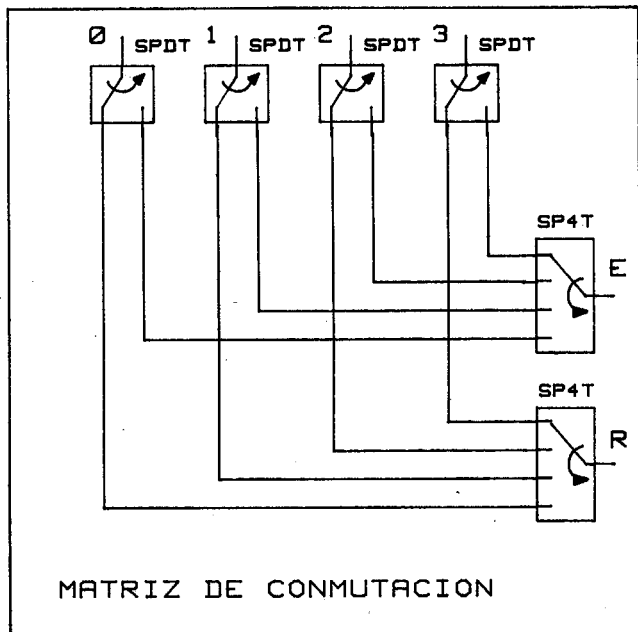


Figura 3. Matriz de conmutación 2 x 4

La matriz de conmutación, gobernada por la lógica de adquisición de datos, permite direccionar la potencia de emisión a cualquiera de los cuatro subarrays. La señal recibida procedente del resto del subarrays se direcciona secuencialmente al receptor. Los multiplexores y la matriz de conmutación permiten la obtención de los sesenta y cuatro vistas alrededor del objeto.

Los conmutadores SP4T y SP2T se han realizado en tecnología microstrip sobre sustrato plástico epsilan 10 utilizando como elementos de conmutación diodos PIN.

Tanto los multiplexores de 1 a 16 como la matriz de conmutación, incorporan la lógica de control y los drivers de los diodos.

### TRANSMISOR-RECEPTOR

Es una unidad monofrecuencia a 2,45 GHz que permite obtener un watio a su salida y recibir con una figura de ruido inferior a 3 dB.

El sistema es coherente, utilizando la misma frecuencia para la emisión y la recepción.

La salida del sistema permite la obtención de las componentes en fase y cuadratura de la señal de entrada mediante un detector coherente fase cuadratura [6].

El esquema de bloques se representa en la figura 4 en donde pueden observarse los distintos subsistemas que lo integran.

El conjunto transmisor receptor consta de los siguientes bloques:

- Oscilador Local. Realizado en  $\mu$ -strip con transistor bipolar. Proporciona 13 dBm de sa-

lida a 2,45 GHz.

- Divisor de potencia. Tipo Wilkinson de tres secciones. Permite obtener la señal de referencia para el batido en el detector coherente.
- Atenuadores variables a diodos PIN en  $\mu$ -strip. Permiten controlar la potencia en 20 dB manteniendo la adaptación.
- Amplificador de Potencia. Amplificador comercial de 700 MHz a 4 GHz con 30 dB de ganancia y 1 w de salida.
- Circulador. Comercial. Permite que el Amplificador de potencia trabaje en las mismas condiciones de carga. Por otra parte, las reflexiones debidas al marcaje de los diodos de emisión son absorbidas por la carga.
- Amplificador de bajo ruido. Con dos etapas de TrT MESFET de AsGa, en  $\mu$ strip. La ganancia es de 30 dB con  $F < 3$  dB.
- Moduladores vectoriales. Asociación en cascada de un atenuador variable a diodos PIN y un desfasador variable a varactores. Permite controlar la amplitud en 20 dB y la fase en más de  $360^\circ$ .
- Detector de potencia. Con diodos Schottky en  $\mu$ strip. Se utilizan como elementos de control.
- Detector Coherente Fase Cuadratura. Permite separar el vector-signal de entrada en sus dos componentes perpendiculares. Realizado en  $\mu$ -strip.

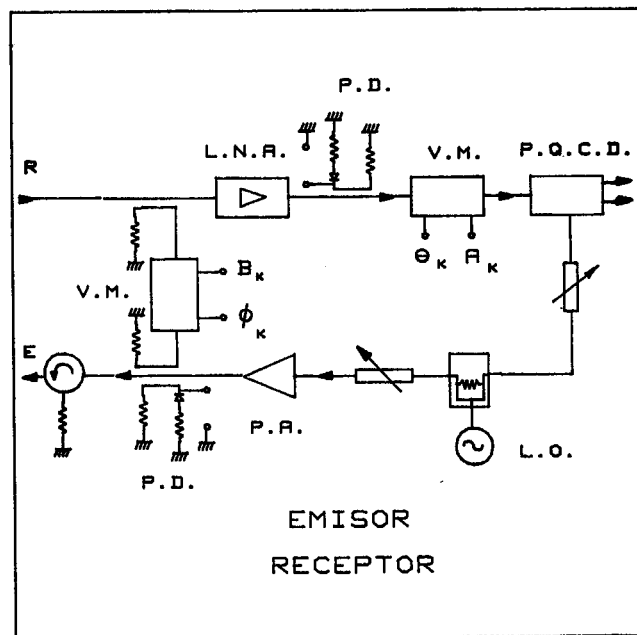


Figura 4. Esquema de bloques del emisor-receptor.

### CONCLUSIONES

Se ha diseñado y construido el equipo de radiofrecuencia a 2,45 GHz que permite la detección del corte tomográfico de un objeto biológico. Las características fundamentales de diseño son:

- Geometría cilíndrica.
- Baja potencia de iluminación.
- Alta sensibilidad.

- Buen compromiso entre resolución y complejidad del sistema.
- Tiempo Real.

#### AGRADECIMIENTOS

Este proyecto ha sido posible gracias a la subvención de los organismos y entidades:

- Fondo de Investigación Sanitaria de la Seguridad Social.
- Comisión Asesora de Investigación Científica y Técnica.
- Hewlett Packard

#### REFERENCIAS

[1] J. Bolomey, G. Peronnet, Ch. Pichot, L. Jofre, M. Gautherie, J. Guerkin-Kern. "L'Imagerie microonde active en genie biomedical". Capítulo del libro L'apport de la Physique pour l'aide en diagnostic. Editions de la société de Physique, Francia 1984.

[2] G. Peronnet, J.Ch. Bolomey, L. Jofre, "Linear array arrangement for microwave tomography" Radio Science, vol. 19, nº 5, Sept. 1984, pp. 1342-1346.

[3] Ch. Pichot, L. Jofre, G. Peronnet, J.Ch. Bolomey, "Active microwave imaging of inhomogeneous bodies". IEEE Trans on A.P. vol. 33, April 1985.

[4] L. Jofre, E. de los Reyes, M. Ferrando, A. Elias, J. Romeu, J.M. Rius, M. Baquero. "Sistema cilíndrico para tomografía rápida de microondas". URSI, Gerona, 22-24 Sept. 1986.

[5] J.M. Rius, M. Baquero, J. Romeu, M. Ferrando, L. Jofre, E. de los Reyes, A. Elias. "Tomografía de microondas. Algoritmos en coordenadas cilíndricas". URSI, Gerona, 22-24 Septiembre 1986.

[6] E. de los Reyes, L. Jofre, M. Ferrando, F. Guinjoan. "Receptor coherente para imágenes por microondas". V Reunión Anual de la Comisión B de URSI, Sevilla, 25-26 Septiembre 1984, pp. 353-358.