

OBTENCION Y MEDIDA DE DIELECTRICOS PARA LA CONSTRUCCION DE MAQUETAS BIOLÓGICAS EN MICROONDAS

A. BROQUETAS, G. GASTON, M. HAWLEY, A. ELIAS, A. CARDAMA E.T.S. Ingenieros de Telecomunicación de Barcelona Universidad Politécnica de Cataluña Apdo. 30002 08080 Barcelona Tfno. (93) 204 65 51

ABSTRACT

Studies about microwave imaging systems require complex models of biological materials to test the performance of prototypes in realistic situations. Tissue phantom materials have been studied and measured in order to determine their suitability to simulate biological substances around 2.45 GHz. The paper presents some dielectric constant data of tissues and phantom materials. A permittivity measurement system, based on an open-ended coaxial line, is also presented. Several materials and mixtures for phantom construction have been characterized using this method, and the relevant measurements have been tabulated.

INTRODUCCION

Dentro de las investigaciones que se están llevando a cabo en el departamento sobre la obtención de imágenes por medio de microondas, aparece la necesidad de evaluar un sistema de tomografía para aplicaciones biológicas realizado recientemente [1]. Para ello se requieren modelos realistas de los cuerpos biológicos a reconstruir, que simulen sus características eléctricas. Anteriormente, otros autores han realizado estudios sobre la medida de constantes dieléctricas de todo tipo de materiales [2], o bien de tejidos biológicos en particular tanto humanos como de animales [3,4,5,6,7]. Estos últimos han venido motivados por la creciente necesidad de evaluar los efectos de las radiaciones electromagnéticas en el cuerpo humano en dosimetría e hipertermia). No obstante, la información disponible sobre permitividad de tejidos es muy dispersa, debido a la variación de la constante dieléctrica con la frecuencia y a que la mayoría de estudios se restringen a una banda.

Tabla 1

TEJIDO	PERMITIVIDAD				COMPOSICION (Entre paréntesis se da el % en peso)
	Real		Simulada		
	ϵ'	ϵ''	ϵ'	ϵ''	
Grasa/hueso	4.5 a 8.35	1.17 a 1.6	5.1	1.1	(s) Escayola
Músculo	49.0 a	16.1 a	54.5	17.2	(l) Agua (65) Etanol (35)
	58.0	19.0	53.7	19.4	(g) Agua (65.85) Azúcar (30) NaN ₃ (0.15) Agar (4)
<u>Cerebro</u>					Agua (60.85) Azúcar (30)
Materia gris	46.0	19.0	48.5	17.3	(g) NaN ₃ (0.15) Agar (4)
Mat. blanca			31.6	13.5	(l) Agua (40) Propanol (60)
	32.3	8.9	31.9	16.4	(l) Agua (30) Etanol (70)
			33.4	8.8	(l) Agua (50) Grasa (50)
Sangre			58.0	16.1	(l) Agua (80) Propanol (20)
	58.0	15.6	64.3	14.8	(g) Agua (90.85) Azúcar (15) NaN ₃ (0.15) Agar (4)

(s)=sólido (l)=líquido (g)=gel

Los anteriores trabajos han dado como fruto una serie de resultados que se resumen en la segunda columna de la tabla 1, y que hemos tomado como referencia para realizar simulaciones por ordenador y en la construcción de las maquetas para las medidas.

MATERIALES PARA LA REALIZACION DE MAQUETAS BIOLOGICAS

Basándonos en los datos de la tabla anterior (segunda columna), se trata de encontrar o elaborar una serie de sustancias que nos permitan simular las permitividades de los tejidos, y a la vez construir maquetas que presenten unas propiedades mecánicas determinadas (pensemos que la maqueta se debe sustentar en ocasiones por sí misma). Una forma de obtener materiales con elevado contenido acuoso consiste en la preparación de gel basado en agar-agar, muy moldeable y con excelentes propiedades mecánicas. Otros aspectos deseables serán la facilidad de obtención de los componentes, la sencillez de elaboración de la mezcla y que el producto sea fácil de moldear o mecanizar, además de tener un precio razonable. Las constantes dieléctricas de las sustancias empleadas para la realización de maquetas, y su composición se dan en la tabla 1 (columnas 3ª y 4ª).

Método de preparación de los geles :

Una vez pesados con exactitud los componentes, se mezclan todos calentando simultáneamente la mezcla hasta cerca de 90°C. Cuando empieza a tomar aspecto grumoso, se debe mantener a dicha temperatura durante cerca de 1h, preferiblemente en un horno (para evitar que se pegue a las paredes del recipiente. Después de este tiempo, se aprecia que toma un aspecto líquido, momento en el cual está lista para ser vertida en el molde correspondiente. El NaNO₃ se añade para evitar el crecimiento de hongos en el gel (tóxico).

Construcción de una maqueta de la cabeza :

Para someter al tomógrafo a una prueba suficientemente verosímil que se apartase de las medidas sobre objetos cilíndricos de reconstrucción más simple, se pensó en realizar una maqueta de la cabeza humana (a escala dadas las dimensiones del prototipo). Se trataba en esencia de comprobar la capacidad del tomógrafo para reconstruir un objeto difícil, por su tamaño, alta inhomogeneidad y pérdidas elevadas.

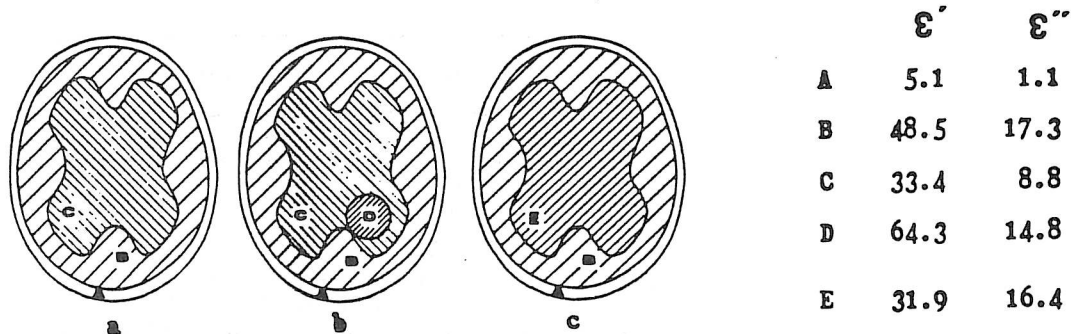
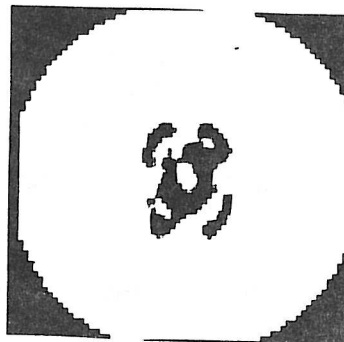
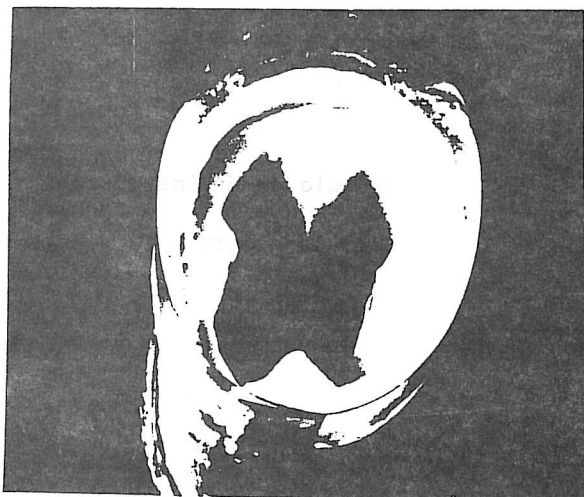


Fig.1

El modelo empleado es el de la figura 1. En él podemos apreciar una capa de hueso (escayola), materia gris (gel) y materia blanca (mezcla líquida de agua y grasa hidrosoluble), a cuyo interior tenemos fácil acceso para realizar cambios similares a los fisiológicos (tales como hemorragias, tumores, etc.)

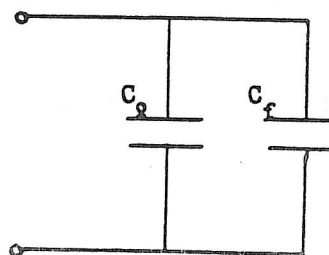
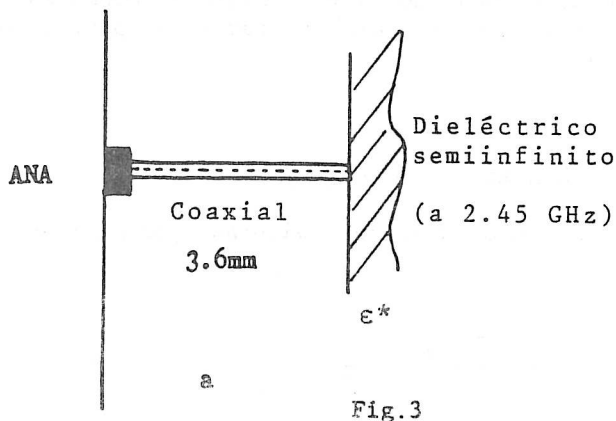
(fig. 1, b y c) y que son tratados en [8].



Reconstrucción imagen diferencia entre los casos 1a y 1c

MEDIDAS CON COAXIAL EN CIRCUITO ABIERTO

El sistema de medida basado en una línea coaxial, terminada en circuito abierto, en contacto con una muestra del dieléctrico a medir, tiene una geometría similar a la de la figura 3a.



(b) $C_g(2.45\text{GHz}) = 0.024\text{pF}$
 $C_f = 0.001\text{pF}$

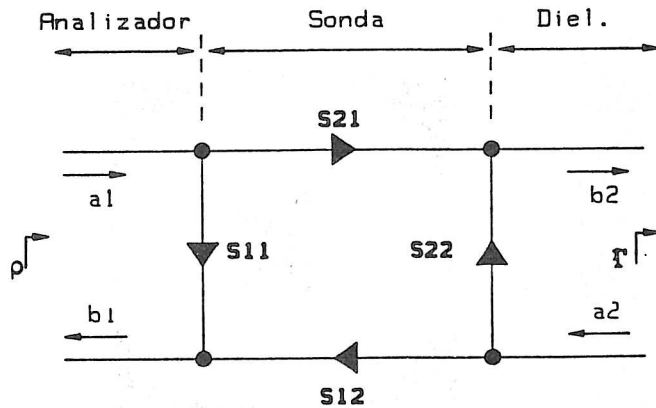
Un análisis riguroso de este tipo de sonda se puede encontrar en [9,10,11]. El circuito equivalente es el de la figura 3b. Se puede obtener la constante dieléctrica como :

$$\epsilon^* = \frac{1 - \Gamma}{j \omega Z_0 C_0 (1 + \Gamma)} - \frac{C_f}{C_0}$$

La calibración no se puede realizar por medio de las cargas de calibración habituales. Por ello se ha empleado un modelo de parámetros S que puede caracterizarse totalmente a partir de 3 terminaciones conocidas [12].

El coeficiente de reflexión en la interfase sonda-dieléctrico viene dado por :

$$\Gamma = \frac{\rho_m - S_{11}}{S_{22} \rho_m + S_{12} S_{21} - S_{11} S_{22}}$$



Modelo de parámetros S
que caracteriza la sonda.

Γ = Coeficiente de reflexión real del dieléctrico.

ρ = Coeficiente de reflexión medido por el analizador.

Para obtener Γ (y a partir de él ϵ) deberemos conocer 3 parámetros : s_{11} , s_{22} y $s_{12}s_{21}$. En consecuencia, colocaremos 3 terminaciones conocidas en el extremo abierto del coaxial y calcularemos dichos datos a partir del flujograma. Las 3 terminaciones elegidas son :

-cortocircuito $\Gamma_1 = -1$

-circuito abierto $\Gamma_2 = \exp(-2j \text{atan}(\omega C_t Z_0))$

-líquido polar (agua), cuyo comportamiento puede ser calculado por medio de la ecuación de Debye:

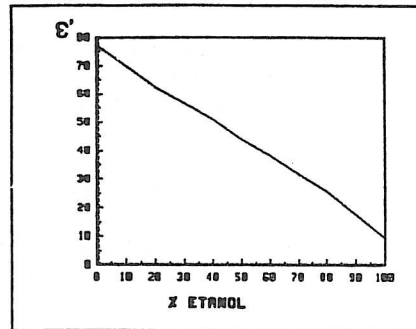
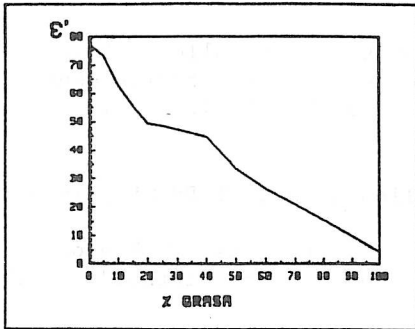
$$\epsilon_d^* = \epsilon_\infty + \frac{\epsilon_d - \epsilon_\infty}{1 + (j \omega \tau)^{1-\alpha}}$$

$$\Gamma_3 = \frac{1 - j \omega Z_0 (C_0 \epsilon^* + C_f)}{1 + j \omega Z_0 (C_0 \epsilon^* + C_f)}$$

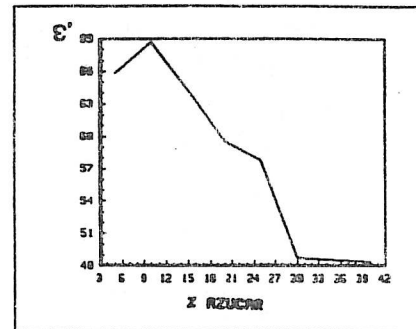
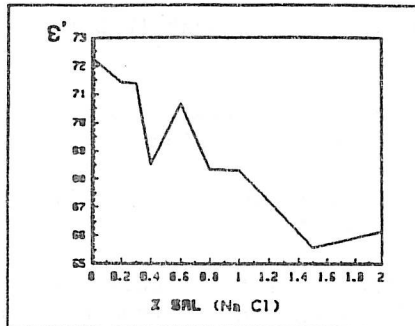
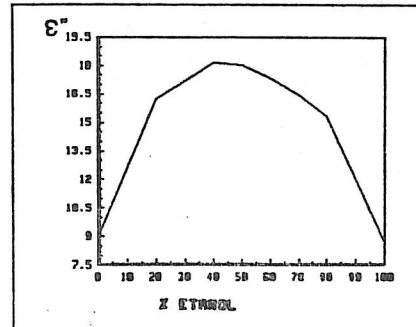
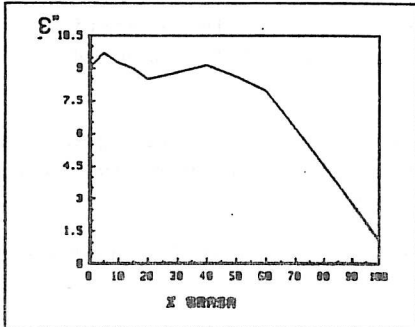
Se han desarrollado programas para procesar los datos de los coeficientes de reflexión proporcionados por el analizador de redes. En un primer estadio se diseñó un programa para el control del analizador de redes automático HP-8410B via HP-IB, por medio de un microordenador hp-85, Actualmente se emplea en las medidas el nuevo analizador de redes HP-8510B de que se dispone, con una considerable mejora en lo que se refiere a rapidez, repetibilidad y reducción del error de medida.

MEDIDAS Y RESULTADOS

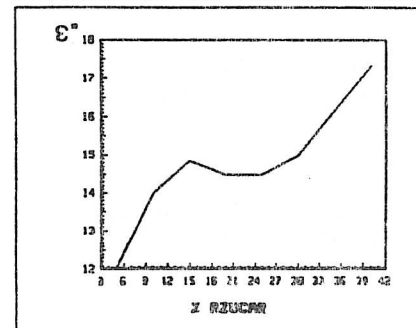
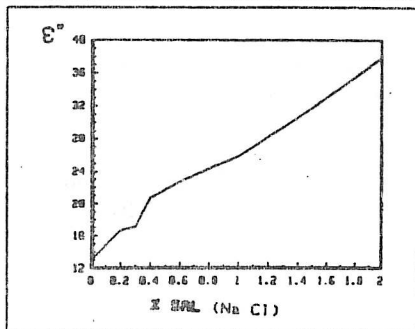
Los resultados obtenidos en la medida de maquetas son ampliamente comentados en [8]. En cuanto a las medidas de dieléctricos, se han estudiado distintas mezclas, tanto de líquidos (etanol-agua, alcohol n-propílico-água y grasa-agua) como de geles sólidos (agar-agar con distintas proporciones de NaCl y azúcar) obteniendo los resultados representados en las gráficas. En un principio, la repetibilidad de las medidas en algunos casos llegaba a rondar el 10% (con el sistema de medida primitivo), en particular debido a que el barrido libre en frecuencia que realiza el HP-8410 daba lugar a una mala repetibilidad en la fase de la medida. Con el nuevo instrumento, al disponer de barrido sintetizado y otras facilidades como promediado, alisado de datos, etc., se han obtenido repetibilidades en las conexiones y contactos sonda-dieléctrico que no superan el ruido propio del instrumento. Obtenemos diferencias menores del 1% en la constante dieléctrica de un material medido en diferentes ocasiones.



Líquidos



Geles



CONCLUSIONES

Se ha realizado un estudio de materiales que permiten simular el comportamiento dieléctrico de los tejidos a frecuencias en torno a 2.45 GHz. Ello ha servido para la construcción de una maqueta de cabeza humana. El método de medida de dieléctricos utilizado requiere una sonda de construcción sencilla aplicable en distintos tipos de materiales (líquidos y sólidos), de banda ancha (0.1 GHz a 10 GHz), y compatible con medidas in vivo. Los errores de medida se han revelado muy pequeños.

RECONOCIMIENTOS

Este trabajo ha sido financiado por las entidades CAICYT (Nº 1165-84), FISS (Nº 84/2112), y los programas de cooperación Hispano-Francesa (Nº 17/135) e Hispano-Británica (Nº 17/173). Mark Hawley es becario de The Royal Society, Inglaterra.

REFERENCIAS

- [1] E. de los Reyes, A. Broquetas, A. Elias, J. Ibáñez, O. Ripollés, "Sistema cilíndrico de tomografía por microondas, arquitectura de radiofrecuencia. Mejoras y resultados", VI Reunión de la comisión B de la URSI, pp.427-432, Valencia 1987.
- [2] A.R. Von Hippel, "Dielectric materials and applications", MIT PRESS, 1954.
- [3] T.W. Athey, M.A. Stuchly y S.S. Stuchly, "Dielectric properties of biological substances at radio frequencies, Part I: Measurement method" IEEE Trans. Microwave Theory Tech., vol. MTT29, 1981.
- [4] M.A. Stuchly, T.W. Athey, G.H. Samaras y G.E. Taylor, "Dielectric properties of biological substances at radio frequencies, Part II: Experimental results," IEEE Trans. Microwave Theory Tech., vol. MTT29, 1981.
- [5] E.C. Burdette, F.L. Cain y J. Seals, "In vivo probe measurement technique for determining dielectric properties at VHF through microwave frequencies" IEEE Trans. Microwave Theory Tech., vol. MTT30, pp.82-86, 1980.
- [6] M.A. Stuchly y S.S. Stuchly "Dielectric properties of biological substances tabulated" J. Microwave Power, vol. 15, pp. 19-26, 1980.
- [7] M.M. Brady, S.A. Symons y S.S. Stuchly "Dielectric behavior of selected animal tissues in vitro at frequencies from 2 to 4 GHz" IEEE Trans. Biomedical engineering, vol. BME28, pp.305-307, 1981.
- [8] M.S. Hawley, A. Broquetas, L. Jofre, E. de los Reyes, H. Almirall "Microwave Tomography - Clinical Application", presentado a esta misma reunión.
- [9] G. Gajda y S.S. Stuchly, "Numerical analysis of open-ended coaxial lines" IEEE Trans. Microwave Theory Tech., vol. MTT31, pp.380-384, 1983.
- [10] M.A. Stuchly, M.D. Brady, S.S. Stuchly y G. Gajda "Equivalent circuit of an open-ended coaxial line in a lossy dielectric", IEEE Trans. Instrumentation Meas., vol. IM31, pp.116-119, 1982.
- [11] A. Kraszewsky y S.S. Stuchly "On the measurement accuracy of the tissue permittivity In Vivo", IEEE Trans. Instrumentation Meas., vol. IM32, pp.37-42, 1983.
- [12] A. Kraszewsky, M.A. Stuchly y S.S. Stuchly "ANA calibration method for measurements of dielectric properties" IEEE Trans. Instrumentation Meas., vol. IM32, pp.385-387, 1983.