

SAR inducido en un modelo bioplasmático quiral por radiación de teléfonos celulares

M. Zamorano y H. Torres-Silva

Departamento de Electrónica, Facultad de Ingeniería, Universidad de Tarapacá

18 de Septiembre #2222, Arica, Chile,

e-mail: mhzlucero@uta.cl, htorres@uta.cl, web <http://www.uta.cl>

Recibido el 3 de marzo de 2004; aceptado el 6 de septiembre de 2004

Se presenta un modelo electrodinámico constituido por un bioplasma quiral, el cual permite representar la estructura interna de la cabeza humana y analizar su comportamiento cuando es radiada por campos electromagnéticos de microondas en el espectro de la telefonía celular. Como técnica numérica se utilizó el de las diferencias finitas en el dominio del tiempo (FDTD) la cual permite simular, primeramente, los campos electromagnéticos deducidos de las ecuaciones de Maxwell y en seguida simular la tasa de absorción específica (SAR). Los resultados obtenidos muestran el comportamiento del coeficiente SAR en función de la potencia de entrada, de la impedancia de la antena y del factor de quiralidad. La conclusión más importante de nuestro trabajo es que, al haber considerado el factor quiral del medio propagante en el modelo propuesto, la absorción por parte de la cabeza humana, de los campos electromagnéticos emitidos por los teléfonos celulares, determinada mediante el parámetro SAR, es hasta un 68 % más elevada que en el modelo clásico, para valores estándar del factor quiral.

Descriptores: Ecuaciones de Maxwell; Quiralidad; FDTD; SAR.

An electrodynamic model formed by chiral bioplasma, which represents the human head inner structure and makes possible to analyze its behavior when it is radiated by a microwave electromagnetic field from cellular phones is presented. The finite difference time domain, FDTD, numeric technique is used, which allows simulation of the electromagnetic fields, deduced with Maxwell equations and to simulate the specific absorption rate, SAR. The results show the SAR behavior in function of input power, antenna impedance and the chirality factor. More important conclusion of our work is that, in considering the chiral factor of propagating media in the proposed model, the human head absorption of the electromagnetic fields from cellular phones is stronger, so the SAR coefficient may be 68 % higher than classical model, for the standard values of chiral factor.

Keywords: Maxwell equations; chirality; FDTD; SAR.

PACS: 41.20Jb; 02.70.Bf; 52.35; 87.15.Aa

1. Introducción

En los últimos años el crecimiento de la comunicación vía microonda (MW) y radio frecuencia (RF) ha sido explosivo, particularmente en el uso de telefonía celular como un enlace de gran envergadura. Este crecimiento ha renovado el interés de la comunidad científica y los investigadores del sector respecto de los efectos que produce las MW cuando interactúan con el tejido biológico al usar equipamiento electrónico que hace uso de las MW y RF. Los gobiernos, la industria y los investigadores universitarios están interesados en determinar cualquier riesgo a la salud que pueda derivarse de esta nueva revolución en las telecomunicaciones y de imponer, de ser necesario, nuevas regulaciones y normas al respecto.

El sistema móvil global de comunicaciones (GSM), empleado en telefonía celular, ha sido identificado como una posible fuente dañina para la salud humana. Se sabe que los campos electromagnéticos de 900 MHz penetran los tejidos expuestos y absorben la radiación y, aunque los teléfonos celulares transmiten a baja potencia, el cuerpo de los usuarios absorbe potencia de la antena. La cabeza de los usuarios está sometida a una exposición altamente localizada de RF [1]. Aunque existe gran cantidad de trabajos en el área, aún no hay un conocimiento suficientemente completo sobre este tema en particular. Sin embargo hay un consenso

general [2,3] acerca de la importancia de evaluar correctamente los mecanismos de interacción entre los campos electromagnéticos y los sistemas biológicos.

Varias técnicas de cálculo han sido usadas por los investigadores para evaluar la interacción entre la cabeza humana y las antenas de los teléfonos celulares. Dos de las más importantes son el método de los momentos en el dominio de la frecuencia (MoM) [4] y los algoritmos de diferencias finitas en el dominio del tiempo (FDTD) [5-8]. Estas técnicas permiten abarcar desde modelos simples de la cabeza humana, tales como esferas homogéneas, hasta modelos exactos (anatómicamente heterogéneos) basados en resonancia magnética de imágenes.

Para centrar el problema, y con base en a los trabajos previos desarrollados por los autores [9-14], se presenta un modelo que permite determinar la absorción de las ondas RF emitidas por los teléfonos celulares, siguiendo el siguiente procedimiento:

- 1) determinar la distribución de los campos electromagnéticos al interior del objetivo biológico,
- 2) modelar la cabeza humana, y
- 3) simular el coeficiente de absorción específica SAR (Specific Absorption Rate).

Los resultados obtenidos muestran que el uso de un modelo de celdas, en combinación con un modelo real de la cabeza

humana derivado de la resonancia magnética de imágenes, es adecuado para calcular los campos quirales cercanos inducidos en la cabeza.

La primera parte de este trabajo presenta consideraciones generales de las características de los modelos propuestos. A continuación se evalúan los campos electromagnéticos mediante la técnica FDTD. Finalmente se presenta la simulación del parámetro SAR y la discusión de los resultados obtenidos.

2. Consideraciones preliminares

Los estudios, desde el punto de vista electromagnético, se tornan complejos por el hecho de que los teléfonos móviles son digitales, pulsados y modulados a baja frecuencia, cuyas formas de onda dan como resultado que, corrientes iónicas y campos magnéticos producidos en la zona irradiada del cerebro, interactúan con la microonda del celular y el tejido cerebral, de manera no conocida exactamente. Por lo tanto es esencial saber que características o conjunto de parámetros de la radiación son la causa fundamental de los efectos mencionados.

Nuestra propuesta está basada en la estructura neuronal del tejido cerebral. El citoesqueleto de cada neurona está formado, entre otros, por microtúbulos, los cuales son cilindros huecos proteicos. En su estructura se hallan dos subunidades de proteínas denominadas tubulinas (dímeros) α y β , ensambladas helicoidalmente, las cuales pueden tener dos configuraciones geométricas diferentes (mayores detalles en Apéndice de la Ref. 9). Nuestra hipótesis plantea que estas configuraciones corresponden a la quiralidad hacia la izquierda y hacia la derecha, respectivamente, ya que las dos conformaciones corresponden a los estados de polarización de los dímeros eléctricos. Cálculos preliminares demuestran que los valores propios de la frecuencia de estas proteínas están entre 1 y 10 GHz (radiación de microondas), lo que corresponde a oscilación coherente dentro del microtúbulo. Macroscópicamente, como el tejido cerebral está compuesto por cúmulos de macromoléculas de proteínas, asociamos al tejido un factor electromagnético β [ver Eq. (1)], que toma en cuenta el hecho de que la onda electromagnética incidente en el tejido induce una componente quiral debido a la estructura helicoidal de la macromolécula.

Por otra parte, el conocimiento en detalle de la estructura interna de la cabeza ha permitido normalizar los tejidos que la componen y determinar sus propiedades eléctricas (conductividad y permitividad relativas) y densidad de masa. Importante ha sido el uso de la resonancia magnética para modelar y conocer los detalles internos de la cabeza y presentar sus características MRI (Magnetic Resonance Image) mediante imágenes individuales. La cabeza humana, según la resolución deseada, puede ser modelada por un conjunto de hasta 108 imágenes. Ver Ref. 20 y 21 para detalles de imágenes MRI y de los parámetros T_1 , T_2 y ρ y Ref. 15 respecto de las Figs. 1 y 2. Dado que los tejidos biológicos son estructuras heterogéneas complejas, es conveniente realizar su modelado y simulación mediante la técnica FDTD por las ventajas que

ella ofrece. A partir de una lámina MRI se generan los datos necesarios para llevar a cabo el modelado en detalle de cada tejido al interior de la cabeza.

El estudio de los efectos térmicos y no térmicos que causa la radiación celular sobre la cabeza humana requiere analizar en detalle la absorción fundamental, de manera que se obtenga una indicación básica del coeficiente de absorción específica, SAR. En este artículo presentamos un modelo tridimensional, para un corte típico con profundidad de 5mm, de la estructura bioplasmática quiral del cerebro y evaluamos el SAR correspondiente.

3. Evaluación de los campos electromagnéticos

Los medios quirales son dieléctricos que se caracterizan por la asimetría de sus moléculas. Resultan particularmente interesantes en el intervalo de las microondas, debido a los avances en la ciencia de los polímeros, lo que ha permitido crear materiales artificiales con esta propiedad. Estos nuevos materiales pueden ser biomiméticos o bien cadenas de polímeros extremadamente largas con estructura helicoidal.

Como fenómeno electromagnético, la quiralidad puede ser considerada como actividad óptica y corresponde a la rotación del plano de polarización, en un medio lineal isótropo donde dicha rotación puede predecirse por medio de las ecuaciones de Maxwell, agregando a la polarización P un término proporcional a $\nabla \times E$. Las ecuaciones de Born-Fedorov permiten caracterizar el medio quiral por medio de las siguientes ecuaciones constitutivas

$$D = \varepsilon (E + \beta \nabla \times E), \quad (1)$$

$$B = \mu (H + \beta \nabla \times H) \quad (2)$$

donde ε , μ y β son la permitividad, la permeabilidad y el pseudoescalar quiral, respectivamente. El pseudo escalar β representa la medida de la quiralidad y tiene unidades de lon-

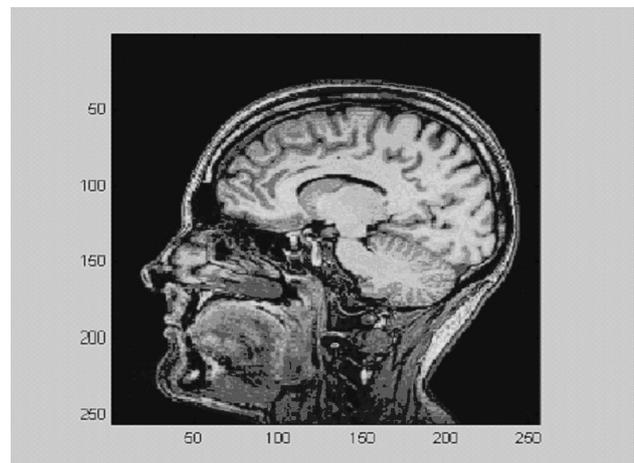


FIGURA 1. Lámina de MRI. Los distintos tejidos varían según color.

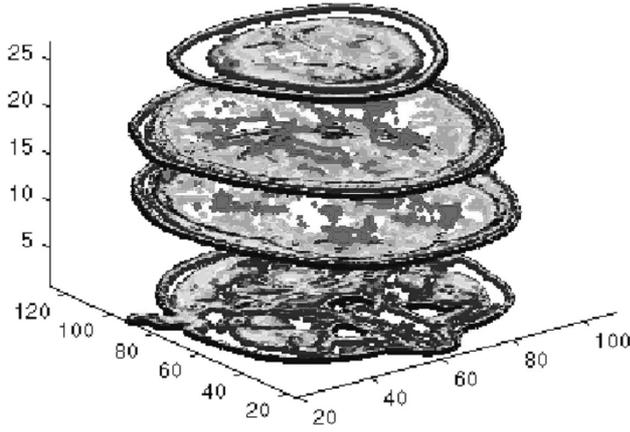


FIGURA 2. Cortes transversales de láminas de MRI.

gitud. Se observa que el rotor del plano de la polarización se puede predecir a partir de las ecuaciones de Maxwell, considerando que el vector \mathbf{P} (\mathbf{M}) tiene un término adicional proporcional a $\nabla \times \mathbf{E}$ ($\nabla \times \mathbf{H}$) [16,11]. En materiales quirales lineales es posible relacionar \mathbf{D} y \mathbf{B} . Si se asume que el medio es isótropo, impermeable y no dispersivo, las componentes cartesianas del campo son

$$D_x = \varepsilon_0 \varepsilon_r E_x + \varepsilon_0 \varepsilon_r \beta \left[\frac{\partial E_z}{\partial y} - \frac{\partial E_y}{\partial z} \right], \quad (3)$$

$$D_y = \varepsilon_0 \varepsilon_r E_y + \varepsilon_0 \varepsilon_r \beta \left[\frac{\partial E_x}{\partial z} - \frac{\partial E_z}{\partial x} \right], \quad (4)$$

$$D_z = \varepsilon_0 \varepsilon_r E_z + \varepsilon_0 \varepsilon_r \beta \left[\frac{\partial E_y}{\partial x} - \frac{\partial E_x}{\partial y} \right], \quad (5)$$

$$B_x = \mu_0 H_x + \mu_0 \beta \left[\frac{\partial H_z}{\partial y} - \frac{\partial H_y}{\partial z} \right], \quad (6)$$

$$B_y = \mu_0 H_y + \mu_0 \beta \left[\frac{\partial H_x}{\partial z} - \frac{\partial H_z}{\partial x} \right], \quad (7)$$

$$B_z = \mu_0 H_z + \mu_0 \beta \left[\frac{\partial H_y}{\partial x} - \frac{\partial H_x}{\partial y} \right], \quad (8)$$

Usando el sistema de unidades MKS, las ecuaciones escalares que se presentan a continuación son equivalentes a las ecuaciones de Maxwell en el sistema de coordenadas rectangulares (x, y, z) :

$$\frac{\partial H_x}{\partial t} = -\frac{1}{\mu} \frac{\partial E_z}{\partial y} + \beta \omega k_y H_z, \quad (9)$$

$$\frac{\partial H_y}{\partial t} = \frac{1}{\mu} \frac{\partial E_z}{\partial x} - \beta \omega k_x H_z, \quad (10)$$

$$\frac{\partial H_z}{\partial t} = \frac{1}{\mu} \left(\frac{\partial E_x}{\partial y} - \frac{\partial E_y}{\partial x} \right) + \beta \omega (k_x H_y - k_y H_x), \quad (11)$$

$$\frac{\partial E_x}{\partial t} = \frac{1}{\varepsilon} \frac{\partial H_z}{\partial y} + \beta \omega k_y E_z - \sigma E_x, \quad (12)$$

$$\frac{\partial E_y}{\partial t} = -\frac{1}{\varepsilon} \frac{\partial H_z}{\partial x} - \beta \omega k_x E_z - \sigma E_y, \quad (13)$$

$$\frac{\partial E_z}{\partial t} = \frac{1}{\varepsilon} \left(\frac{\partial H_y}{\partial x} - \frac{\partial H_x}{\partial y} \right) + \beta \omega (k_x E_y - k_y E_x) - \sigma E_z, \quad (14)$$

donde $\omega = 2\pi f$, $k_x = 2\pi/\lambda_x$ y $k_y = 2\pi/\lambda_y$.

En el sistema de ecuaciones diferenciales presentado se observa que las componentes vectoriales del flujo eléctrico están relacionadas con las respectivas componentes del campo eléctrico y además son proporcionales a las derivadas parciales de sus componentes perpendiculares. La dificultad evidente de un tratamiento analítico de estas ecuaciones radica en que poseen derivadas parciales espacio-temporales, donde interviene el pseudo escalar quiral, lo que hace que las Ecs. (7) y (8) no puedan ser reducidas a una ecuación diferencial tradicional cuya solución sea conocida.

4. Discretización por el método FDTD

El método FDTD, propuesto inicialmente por Yee, es usado comúnmente en la resolución de las ecuaciones de Maxwell. Posee la ventaja de que no se requiere de la ecuación de onda del sistema para resolver los vectores de campo. Además, al operar en el dominio del tiempo, permite analizar fenómenos transientes. A través del método FDTD es posible discretizar las ecuaciones anteriores. Previamente, es importante tener en cuenta las aproximaciones de las derivadas parciales hechas por Mur, para el caso de una interfase quiral-aquiral (3)-(9):

$$\begin{aligned} \frac{\partial^2 U}{\partial x \partial t} \Big|_i^n &= \frac{1}{2\Delta t} \left(\frac{\partial U}{\partial x} \Big|_i^{n+1} - \frac{\partial U}{\partial x} \Big|_i^{n-1} \right) \\ &= \frac{1}{2\Delta t} \left[\left(\frac{U|_{i+1/2}^{n+1} - U|_{i-1/2}^{n+1}}{\Delta x} \right) \right. \\ &\quad \left. - \left(\frac{U|_{i+1/2}^{n-1} - U|_{i-1/2}^{n-1}}{\Delta x} \right) \right] \end{aligned} \quad (15)$$

Usando el algoritmo básico de Yee, las ecuaciones de Maxwell se transforman en:

$$H_x|_{i-1/2, j+1}^{n+1} = H_x|_{i-1/2, j+1}^n - C_{ay} \left(E_z|_{i-1/2, j+3/2}^{n+1/2} - E_z|_{i-1/2, j+1/2}^{n+1/2} \right) + C_{qy} H_z|_{i-1/2, j+1}^n, \quad (16)$$

$$H_y|_{i, j+1/2}^{n+1} = H_y|_{i, j+1/2}^n + C_{ax} \left(E_z|_{i+1/2, j+1/2}^{n+1/2} - E_z|_{i-1/2, j+1/2}^{n+1/2} \right) - C_{qx} H_z|_{i, j+1/2}^n, \quad (17)$$

$$H_z|_{i,j+1}^{n+1} = H_z|_{i,j+1}^n + C_{ay} \left(E_x|_{i,j+3/2}^{n+1/2} - E_x|_{i,j+1/2}^{n+1/2} \right) - C_{ax} \left(E_y|_{i+1/2,j+1}^{n+1/2} - E_y|_{i-1/2,j+1}^{n+1/2} \right) + C_{qx} H_y|_{i,j+1}^{n+1/2} - C_{qy} H_x|_{i,j+1}^{n+1/2}, \quad (18)$$

$$E_x|_{i,j+1/2}^{n+1/2} = D_a|_{i,j+1/2} E_x|_{i,j+1/2}^{n-1/2} - D_{by}|_{i,j+1/2} \left(H_z|_{i,j+1}^n - H_z|_{i,j}^n \right) + D_{qy} E_z|_{i,j+1/2}^{n-1/2}, \quad (19)$$

$$E_y|_{i-1/2,j+1}^{n+1/2} = D_a|_{i-1/2,j+1} E_y|_{i-1/2,j+1}^{n-1/2} - D_{bx}|_{i-1/2,j+1} \left(H_z|_{i,j+1}^n - H_z|_{i-1,j+1}^n \right) + D_{qx}|_{i-1/2,j+1} E_z|_{i-1/2,j+1}^{n-1/2}, \quad (20)$$

$$E_z|_{i-1/2,j+1/2}^{n+1/2} = D_a|_{i-1/2,j+1/2} E_z|_{i-1/2,j+1/2}^{n+1/2} + D_{bx}|_{i-1/2,j+1/2} \left(H_y|_{i,j+1/2}^n - H_y|_{i-1,j+1/2}^n \right) - D_{ay}|_{i-1/2,j+1/2} \left(H_x|_{i+1/2,j+1}^n - H_x|_{i+1/2,j}^n \right) + D_{qx} E_y|_{i-1/2,j+1/2}^{n-1/2} - D_{qy} E_x|_{i-1/2,j+1/2}^{n-1/2}, \quad (21)$$

donde

$$\begin{aligned} C_{ay} &= \frac{\Delta t}{\mu_0 \Delta y}, & C_{ax} &= \frac{\Delta t}{\mu_0 \Delta x}, \\ C_{qy} &= \beta \omega k_y \Delta t, & C_{qx} &= \beta \omega k_x \Delta t, \\ D_a|_{i,j} &= \frac{2\varepsilon_{i,j} - \sigma_{i,j} \Delta t}{2\varepsilon_{i,j} + \sigma_{i,j} \Delta t}, \\ D_{by}|_{i,j} &= \frac{2\Delta t / \Delta y}{2\varepsilon_{i,j} + \sigma_{i,j}}, & D_{bx}|_{i,j} &= \frac{2\Delta t / \Delta x}{2\varepsilon_{i,j} + \sigma_{i,j}}, \\ D_{qy} &= (\beta \omega k_y \Delta t) \left/ \left(1 + \frac{\sigma_{i,j} \Delta t}{2\varepsilon_{i,j}} \right) \right., \\ D_{qx} &= (\beta \omega k_x \Delta t) \left/ \left(1 + \frac{\sigma_{i,j} \Delta t}{2\varepsilon_{i,j}} \right) \right. \end{aligned}$$

Asumimos que los puntos de la grilla espacial están definidos como (i, j, k) con coordenadas $(i\Delta x, j\Delta y, k\Delta z)$, donde $\Delta x = \Delta y = \Delta z = \Delta$ es la magnitud de la celda cúbica y Δt es el incremento temporal.

El uso de las ecuaciones anteriores en la simulación de la propagación de pulsos gaussianos en una interfase aquiral-quiral se detallan en la Ref. 9. Un problema importante a considerar en la resolución de ecuaciones electromagnéticas en el dominio temporal usando FDTD son las condiciones de borde absorbentes. En nuestro modelo se utiliza la aproximación de Mur de segundo orden para problemas de radiación de campos cercanos. En el estudio de la absorción de ondas de MW por parte de la cabeza, los límites absorbentes externos, que rodean el modelo utilizado, se ubican a una distancia de $4-7 \Delta$, siendo Δ expresado en mm.

5. Simulación del coeficiente de absorción específico (SAR)

Después de haber obtenido el campo eléctrico quiral inducido, a través del método FDTD, la tasa de absorción específica

puntual (SAR) se calcula por medio de:

$$SAR_{i,j} = \frac{\sigma_{i,j} E_T^2|_{i,j}}{2\rho_{i,j}}, \quad (22)$$

donde

$$E_T|_{i,j} = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_1^n E_y^2|_{i,j} + E_x^2|_{i,j} + E_z^2|_{i,j}}.$$

En estas ecuaciones los campos eléctrico (magnético) dependen no sólo de E (resp. H) sino también de las componentes transversales. En efecto, existe acoplamiento entre las Ecs. (19) y (20) a través de los términos $E_z|_i^{n+1}$ y $E_y|_i^{n+1}$. De esta manera aparece una nueva dificultad: la imposibilidad de conocer ambas variables al mismo tiempo. Esto se resuelve retardando uno de los campos, cuando incide en la interfase aquiral-quiral, entonces se almacenan los campos correspondientes a los pasos n y $n-1$ para la evaluación respectiva del campo en $(n+1)$, [Ecs. (12) y (15)].

A fin de analizar el efecto de las ondas electromagnéticas de los teléfonos celulares sobre la estructura interna de la cabeza, se realizaron simulaciones volumétricas considerando $\Delta z = 0.5 \text{ cm}$. Los resultados se presentan como en estructura planar (x-y), pero son válidos hasta una profundidad de $\Delta z = 0.5 \text{ cm}$, por lo que concuerdan con la norma ANSI/IEEE C95.1-1992. Los parámetros considerados fueron:

- la densidad de la potencia incidente y
- la tasa a la cual se absorbe la energía electromagnética (SAR).

La fuente de radiación del teléfono celular fue modelada por una antena dipolo equivalente R_a , que varía entre 40 y 200 ohms. Como potencia transmitida asumimos los valores máximos permitidos por el sistema GSM, a saber 0.25, 2 y 3.56 W. Como la potencia está dada por $P = V^2/2R_a$, el voltaje a través de la resistencia de antena se determina como una función de R_a .

Para la simulación del SAR usamos la Ec. (9). El modelo de cabeza humana fue construido con 64.000 celdas cúbicas, cada una de 0.5 cm. El número total de capas que pueden ser usadas en este modelo es de 50. La capa elegida es la 35 (Fig. 3), por tener mayor cantidad de tejido cerebral y donde el parámetro quiral es relevante. El modelo de cabeza es creado de *scanners* (figuras) de MRI, que son transformadas en malla de diferencias finitas en el dominio del tiempo (FDTD grid). El modelo computacional incluye 4 tejidos, para los cuales las propiedades eléctricas son prescritas a 900 MHz. Para cada celda en el espacio discretizado FDTD se asignan los valores de ϵ , μ , σ y β . Para obtener la imagen discretizada se tomaron imágenes tipo ρ para hueso y piel, imágenes tipo T_1 para cerebro y T_2 para sangre [22]. Las imágenes *gif* son convertidas a postscript para obtener los datos de los píxeles en formato ASCII. Estos datos son convertidos a enteros. Los 256 niveles en cada pixel son interpretados como uno de los 5 diferentes materiales incluyendo al aire. Se considera que cada tipo de material que tenga un exclusivo intervalo para una rápida conversión a colores. La cuantización de cada celda de material permite el paso de las imágenes MRI originales a imágenes discretizadas (Fig. 3), cuyo programa específico se inserta en el programa FDTD del cálculo del SAR. Tanto la conductividad como la constante dieléctrica fueron obtenidas de la literatura [17-20]. Las principales consideraciones tomadas en cuenta para desarrollar el programa de simulación fueron:

- La frecuencia usada, que corresponde a 900 MHz.
- La antena del teléfono celular produce una señal isotrópica, asumiendo una onda plana que se propaga desde el centro de la antena.
- Cuatro tipos de tejidos fueron usados para el cálculo: piel, hueso, sangre y cerebro.

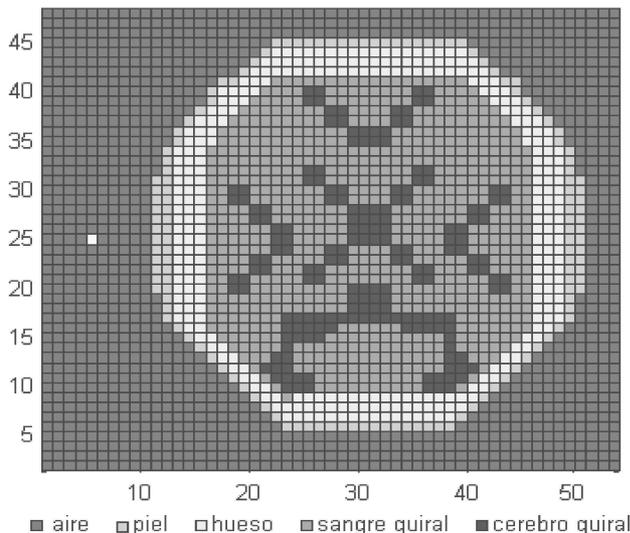


FIGURA 3. Modelo discretizado de la cabeza humana con estructura cúbica de 50 capas. Se muestra la capa 35 contada desde la parte inferior de la cabeza.

6. Análisis de resultados

Para determinar y analizar la absorción de microondas por parte del tejido cerebral bajo radiación de teléfono celular, las simulaciones realizadas consideran como referencia los resultados obtenidos para un medio normal, es decir, con un factor quiral nulo. En las Figs. 4 se observa, en detalle, la variación del parámetro SAR con $\beta=0$, para efectos de comparación con los resultados que se obtuvieron con $\beta \neq 0$.

A medida que la onda se desplaza al interior de la cabeza atraviesa las diferentes partes constituyentes de la misma y el valor del SAR se atenúa rápidamente, en razón del cambio de medio y del aumento de la distancia de la fuente emisora (antena). Este último parámetro, distancia desde la antena a la cabeza y su efecto sobre el coeficiente SAR, se muestra en la Fig. 5, donde, para una potencia de operación constante, se observa que a medida que la fuente emisora se aleja de la cabeza disminuye la absorción y por lo tanto también lo hace el SAR. Así, para una potencia de operación de 0.25 W

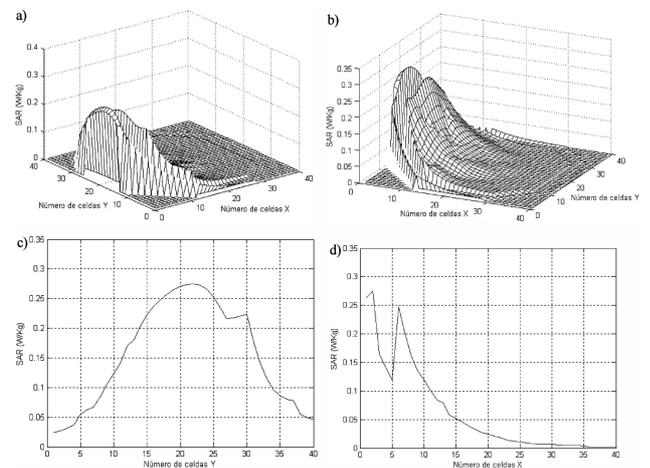


FIGURA 4. Distribución del SAR en la capa 35, contada desde la parte inferior de la cabeza, para un factor $\beta=0$. a) distribución en el plano XY; b) distribución en el plano XY rotado en 90° ; c) perfil para apreciar el valor máximo del SAR; d) perfil para ver en que celda se ubica el máximo de absorción.

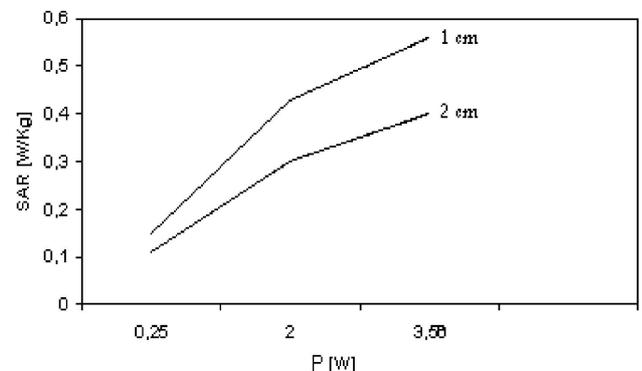


FIGURA 5. Coeficiente SAR en función de la potencia de entrada para 1 y 2 cm de distancia entre antena y cabeza.

se observa una disminución del 40 % del SAR al aumentar la distancia de 1 a 2 cm. Para el caso de 2 y 3.65 W la disminución es aproximadamente del 58 %.

La Fig. 6 muestra el efecto de la resistencia de la antena celular sobre el coeficiente SAR. Los valores usados fueron 40, 120 y 180 ohms y resulta un aumento del SAR a medida que la resistencia de antena aumenta, debido a que, para una potencia de operación constante, al aumentar R_a lo hace también el voltaje y por ende el SAR. El valor máximo del SAR obtenido en condiciones acquirales fue de 0.27 W/Kg y se produce a nivel de la piel (celda N° 1). También es importante destacar que el SAR a nivel del hueso tiene una amplitud de aproximadamente el 90 % de la correspondiente a la parte externa (piel).

Los resultados logrados, con $\beta=0$, son similares (aunque menor en magnitud) a los obtenidos por otros autores [17-19] cuyos modelos no consideran la quiralidad del medio. Estas curvas se obtuvieron realizando varias simulaciones y haciendo luego una media estadística del parámetro SAR. Siguiendo el mismo procedimiento anterior se evaluó el modelo electrodinámico propuesto en este trabajo, es decir, cuando el cerebro es considerado un bioplasma quiral con pérdidas, lo

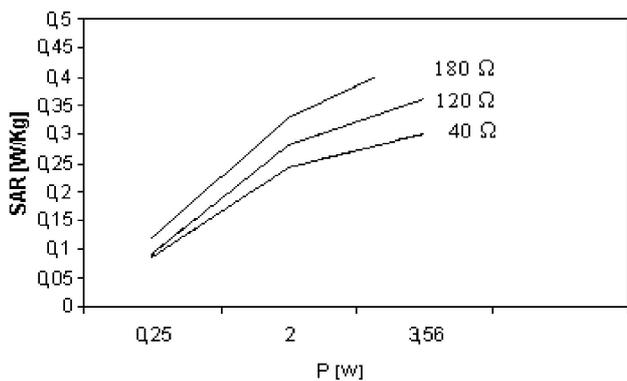


FIGURA 6. Coeficiente SAR en función de la potencia de entrada para diferentes valores de la resistencia de antena.

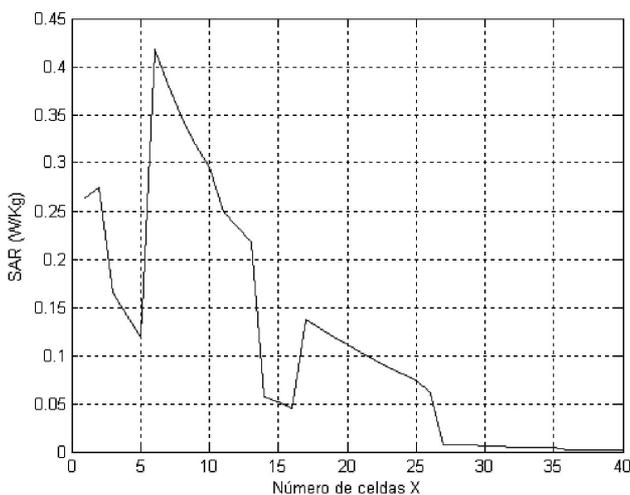


FIGURA 7. Distribución del SAR en la capa 35, contada desde la parte inferior de la cabeza para un factor $\beta=1$.

que se toma en cuenta a través del factor quiral β en las ecuaciones de Maxwell, [Ecs. (2) y (3)].

La Fig. 7 muestra la distribución del SAR en función de la distancia para un factor quiral unitario. Se puede observar, en este caso, una distribución diferente del SAR siendo máximo a nivel de la celda N° 5, es decir, a nivel del hueso y su valor es de 0.42 W/Kg. Esta mayor absorción de energía se debe a la quiralidad del medio.

Se realizaron simulaciones, en forma sistemática, a fin de determinar el efecto que la variación del coeficiente quiral tenía sobre la absorción de las ondas (SAR) y los resultados se observan en las Figs. 8-11.

En la Fig. 8 se muestra el perfil del SAR en el interior de la cabeza, a partir de su valor máximo y para variaciones del factor quiral entre +1 y -1. Una respuesta similar se tiene para valores altos de β , entre ± 4 , según se ve en la Fig. 9. En ambas curvas se observa la atenuación que sufren los campos electromagnéticos a medida que ingresan hacia la cabeza.

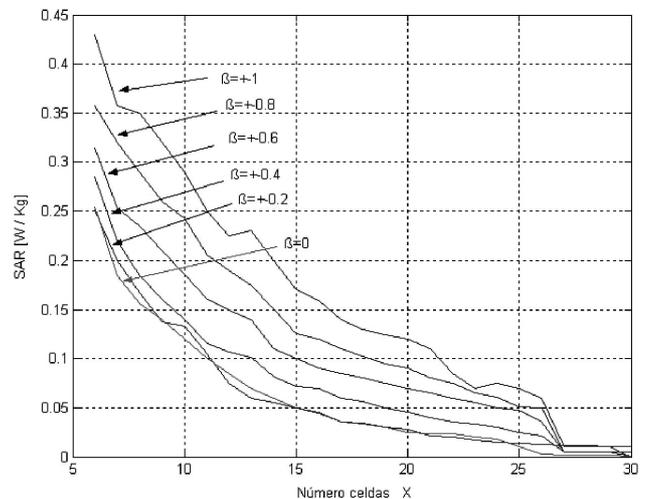


FIGURA 8. Variación del SAR, en función de la distancia transversal, para valores pequeños de β .

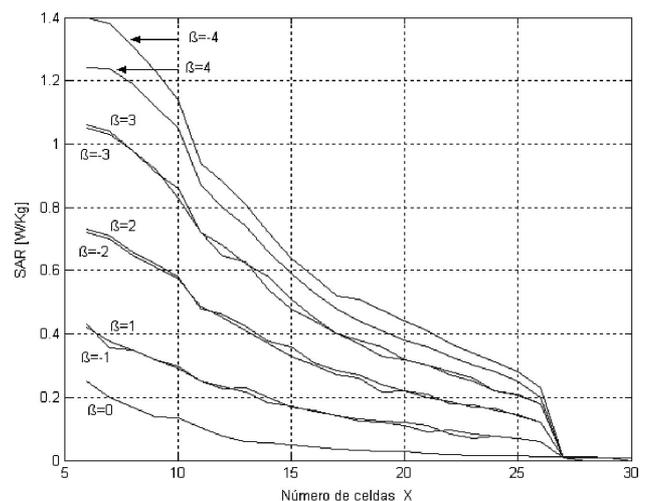


FIGURA 9. Variación del SAR, en función de la distancia transversal, para grandes valores de β .

Las Figs. 8 y 9 fueron simuladas para una potencia de operación de 3.65 W y una impedancia de antena de 180 ohms, resultados similares se obtienen para potencias de 2 y 0.6 W y para antenas de 120 y 40 ohms, según se muestra en las Figs. 10 y 11, donde se observa la variación del SAR para valores pequeños (± 1) y altos (± 4) de β , respectivamente. En este último caso se puede observar que para un coeficiente $\beta = \pm 1$ el SAR aumenta un 68 % respecto del caso aquiral, y para $\beta = \pm 2$ el SAR aumenta casi tres veces. Este aumento corresponde a la mayor potencia absorbida por la cabeza debido al efecto quiral.

La Fig. 11, por otra parte, representa la variación del SAR máximo en función del coeficiente quiral; se observa que la curva es simétrica para valores de β hasta ± 3 . Para valores superiores se observa una mayor dispersión entre valores iguales positivos y negativos de β .

La Fig. 12 muestra una simulación en condiciones similares a las de la Fig. 7, pero con una mayor resolución de la grilla por longitud de onda de 70 a 300, lo que significa un muestreo más fino y representa un efecto acumulativo de la absorción de las microondas. Se puede observar que el nivel del SAR es mayor en todas las capas consideradas, desde la piel hasta el cerebro (comparar Figs. 7 y 12). Es decir, esta simulación es el resultado que puede esperarse de una permanencia prolongada del aparato celular en contacto con la cabeza.

Los resultados logrados con el modelo bioplasmático quiral, en la determinación de la magnitud y distribución del coeficiente SAR (Figs 8-11), son similares a los obtenidos por otros autores [18,19], usando modelos distintos al presentado en este trabajo.

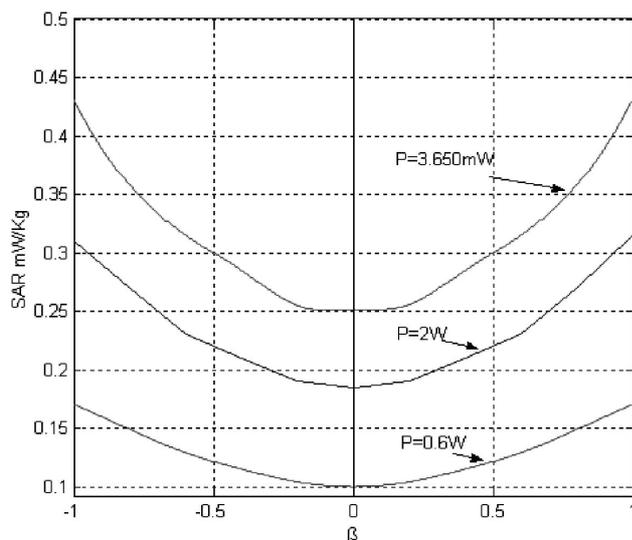


FIGURA 10. SAR en función de β entre ± 1 para potencias de 0.6; 2 y 3.65 W.

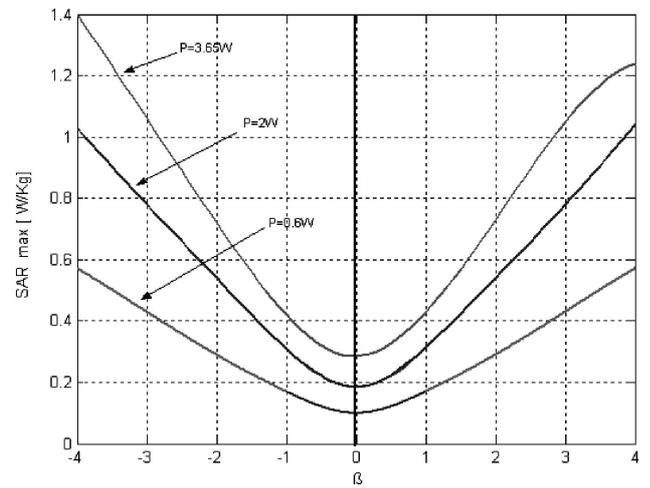


FIGURA 11. SAR en función de β entre ± 4 para potencias de 0.6; 2 y 3.65 W.

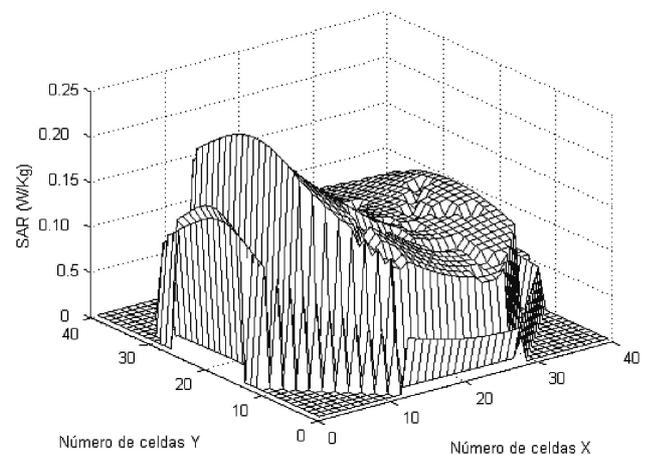


FIGURA 12. Distribución del SAR en la capa 35 con resolución de grilla aumentada de 70 a 300.

7. Conclusiones

Se ha presentado un modelo bioplasmático quiral de la cabeza humana que permite determinar y evaluar la absorción inducida por la radiación de teléfonos celulares. Primeramente se determinaron los campos electromagnéticos radiados mediante la técnica FDTD y luego el coeficiente de absorción específica SAR. Se ha demostrado que, el uso de imágenes de resonancia magnética (MRI) en conjunto con el modelo de celdas (FDTD) y teniendo en consideración la quiralidad de las neuronas cerebrales, permite determinar de una manera más precisa los campos cercanos inducidos en la cabeza por la radiación de microondas durante el uso de teléfonos celulares. Primeramente se verificó a través del modelo clásico (aquiral) que la potencia absorbida por la cabeza disminuye cuando aumenta la distancia entre la fuente emisora (celular) y la cabeza y que el SAR se incrementa si aumenta la resistencia de la antena. Usando el modelo propuesto, bioplasmático-quiral, se determinó por simulación la distribución del SAR cuando se considera la quiralidad del medio. Los resultados

muestran que la potencia, absorbida por la cabeza, aumenta con el factor quirial. Para $\beta = \pm 1$ es 68% mayor que en el caso aquiral. De igual manera, para $\beta = \pm 3$ el aumento es de casi 3 veces y para $\beta = \pm 4$ es de 5 veces.

Estos resultados preliminares son significativos porque la consideración de que la estructura cerebral es quirial equivale a un aumento de la absorción, por parte de la cabeza humana, de la radiación emitida durante el uso de los teléfonos celulares. Será necesario ahora corroborar la importancia de estos primeros resultados mediante modelos más avanzados. Por ello la continuación de nuestras investigaciones se orientará hacia el uso de un modelo bioplasmático-quirial tridimen-

sional con un mayor número de celdas, considerando además otros cortes transversales, diferentes de la capa 35. También, en trabajos futuros, se llevará en cuenta el efecto de la polarización de las ondas sobre la magnitud y distribución del coeficiente SAR.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado, parcialmente, por los proyectos Fondecyt-Chile N°s 1010300 y 1040744 y por los proyectos UTA-Chile N° 8721-03 y 8722-03.

1. M.D. Taurisano y A. Vander Vorst, *IEEE Trans. on MTT* **48** (2000).
2. Research Coordinate Committee, Office of Global and Integrated Environmental Health. "International EMF Project: Health effects of static and time varying electric and magnetic fields". World Health Organization, Geneva, Switzerland (1997).
3. F. Apollonio, M. Liberti, G. d'Inzeo y L. Tarriconi, *IEEE Trans. on MTT* **48** (2000) 2082.
4. M.A. Mangoud, R.A. Abd-Alhameed y P.S. Excell, *IEEE Trans. on MTT* **48** (2000) 2014.
5. M. Okoniewski y M.A. Stuchly, *IEEE Trans. MTT* **44** (1996) 1855.
6. O.P. Gandhi y J.Y. Chen, *IEEE Trans. Electromag. Compat.* **37** (1995) 547.
7. P.J. Rui y K.R. Foster, *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **46** (1999) 911.
8. M.A. Jensen y Y. Rahmat-Samii, *Proc. IEEE* **83** (1995) 7.
9. H. Torres y M. Zamorano, *Revista Facultad de Ingeniería UTA* **11** (2003) 3.
10. H. Torres-Silva, *The Japanese Journal of Physics* **67** (1998) 850.
11. H. Torres-Silva, *Rev. Mex. Fís.* **44 S3** (1998).
12. M. Zamorano y H. Torres Silva, *Rev. Mex. Fís.* **46** (2000) 62.
13. H. Torres-Silva y M. Zamorano, *The Journal Mathematics and Computers in Simulation* **62** (2003) 149.
14. M. Zamorano y H. Torres-Silva, *Rev. Mex. Fís.* **49** (2003).
15. Y. Yu y J. Yingy, *IEEE Trans. On Magnetics* **32** (1996).
16. A. Taflove y S.C. Hagness, *Computational Eelectrodynamics: The Finite-Difference Time Domain Method*, Artech House, Second Edition (2000).
17. H.Y. Chen, *IEEE Trans. MTT* **42** (1994) 2249.
18. G. Lazzi, *IEEE Trans. on MTT* **48** (2000) 2033.
19. A. Schiavoni, P. Bertotto, G. Richiardi y P. Bielli, *IEEE Trans. on MTT* **48** (2000) 2064.
20. Y. Rahmat-Samii, Real Time Simulation of the Interaction of Electromagnetic Waves with a Human Head", <http://www.ee.olemiss.edu/atef/headpresentation/index.html>
21. J. Paul, *Modeling of General Electromagnetic Material Properties in TLM*, Doctoral Thesis, University of Nottingham, UK, Chapter 6, 1998.
22. <http://www.med.harvard.edu/AANLiB/home.html>