

Transferencia energética en un modelo multicapa de tejido humano sometido a irradiación electromagnética de alta frecuencia

Á.J. García-Collado

*Dpto. de C. Politécnicas, Universidad Católica San Antonio,
Guadalupe-Murcia, España,
e-mail: ajgarcia@pdi.ucam.edu*

G.J. Molina-Cuberos y M.J. Núñez

*Dpto. de Física, Facultad de Químicas, Universidad de Murcia, Murcia, España,
e-mail: gregomc@um.es, maripepa@um.es*

Recibido el 31 de enero de 2008; aceptado el 6 de febrero de 2009

La forma en la que la energía es absorbida cuando la superficie de la piel es expuesta a una radiación electromagnética, y las consecuencias físicas implicadas, son esencialmente los propósitos de este trabajo. En particular, se estudia la radiación electromagnética de alta frecuencia. Cuando esta radiación incide directamente sobre la superficie de la piel, la energía es transmitida hacia el interior de los tejidos, incrementando su temperatura. Este proceso ha sido empleado de forma beneficiosa en muchos casos. Aún hoy día, existe un desconocimiento teórico sobre estos efectos. Este estudio pretende tratar el tema desde su origen, y deja vías de trabajo futuras para abordar a fondo el mismo. La piel es considerada como un sistema de múltiples capas con distintas características cada una de ellas, cada capa es caracterizada por parámetros de permitividad, conductividad, densidad y calor específico. Dos tipos de piel son analizados: un tipo fibroso y un tipo adiposo, cada uno de ellos con diferentes grados de hidratación. En este estudio se muestra la evolución temporal no lineal de la temperatura de los tejidos y es tenida en cuenta la redistribución del calor ejercida por el propio cuerpo humano.

Descriptor: Radiofrecuencia; absorción; diatermia; tejidos; modelo de transferencia de calor.

The way the energy is absorbed when skin surface is being exposed to an electromagnetic radiation, and the physical consequences involved, are essentially the purposes of this study. In particular, we are dealing with High Frequency radiation. When it is directed toward the surface of the skin, energy is transmitted to its inner layers causing an increase of the temperature. This process has experimentally been proved to be beneficial in many cases. Yet theoretically there is still a slightly hollow basis about it. This study pretends to deal with that subject from its origin, and allows future study doors to tap in depth this theme. Skin tissue is actually a multilayer tissue with a different tissue in each layer. Each one of them is characterized by some parameters, such as permittivity, conductivity, density and specific heat. Two kinds of skin tissues will be analysed: a fibrous and a fatty one, each of both with a different skin humidity. In this study some parameters such as the non-linear temporal evolution of tissue temperature and the redistribution of heat them will be take into account.

Keywords: Radio frequency; absorption; diathermy; tissues; bio-heat equation.

PACS: 44.05.+e; 44.35.+c; 44.40.+a

1. Introducción

El estudio de los efectos que la radiación electromagnética puede provocar en el ser humano es de gran actualidad y son numerosos los trabajos realizados en este campo [1-5]. Existe una gran preocupación social y científica sobre el alcance de dichos efectos y su influencia en el ser humano [6-9]. Entre los diversos efectos estudiados, se ha encontrado que la exposición local de tejido humano a radiación de alta frecuencia (HF: 3.0-30.0 MHz) provoca un aumento de temperatura que implica vasodilatación, disminución de la velocidad de sedimentación de la sangre, desnaturalización del colágeno o activación enzimática, entre otros [10,11]. Estos efectos, bien determinados y convenientemente acondicionados, pueden ser orientados a tratamientos específicos en disciplinas tan dispares como la medicina, la fisioterapia o la cosmética-estética.

En este trabajo analizaremos el aumento de la temperatura en distintas estructuras de tejidos superficiales humanos bajo la exposición de radiación electromagnética de alta fre-

cuencia, teniendo en cuenta las características físicas de la onda y de cada capa de tejido dérmico y subdérmico considerada [11]. Se establecerá una simplificación mediante el modelado de estos tejidos considerándolos como una estructura multicapa, cada una con sus características físicas propias.

Se tendrá en cuenta la posibilidad de una distribución no lineal de la temperatura dentro de los tejidos por una redistribución energética interna o enfriamiento debido a la actividad sanguínea y se va a ofrecer información teórica y resultados basados en una formulación específica de la transferencia de energía, que permitirá conocer la evolución real de la temperatura en los diversos tejidos superficiales a partir de la absorción energética de un haz de ondas electromagnéticas.

2. Modelado multicapa de tejidos humanos superficiales

Para enfocar adecuadamente este trabajo se ha de establecer un modelo adecuado de los tejidos a estudiar. La piel es el órgano más externo del cuerpo humano y lo envuelve casi

completamente. Bajo la capa de piel (dermis y epidermis) se encuentran estructuras (tejidos subcutáneos) muy diferentes entre sí, como músculo, hueso, cúmulos adiposos y otros tejidos de muy diversa constitución. A su vez, en cada una de estas estructuras cabe diferenciar otras subcapas dependiendo de aspectos tales como la zona corporal donde se sitúa. Cada una de estas capas queda definida desde el punto de vista físico por sus valores de conductividad, densidad, capacidad calorífica, grosor, etc., como se muestra en la Fig. 1. La modelización de la parte más externa del cuerpo humano se realizará mediante una superposición de capas de tejidos. Estas capas se supondrán paralelas y homogéneas en la región de aplicación de la radiación electromagnética.

Existe una gran dificultad a la hora de caracterizar de manera precisa los parámetros que definen a cada capa [12,13], y para ello es necesario fijar unas condiciones externas tales como el grado de hidratación de la piel, su contenido en agua y electrolitos y la edad del sujeto paciente. La variabilidad de estos parámetros ha de ser valorada con mayor detenimiento en estudios posteriores. Se asumirán valores promedio y que cada capa presenta un comportamiento homogéneo en todo su espesor.

Se han contemplado dos modelos básicos de tejidos superficiales atendiendo a su composición estructural. Así se diferenciará un modelo Tipo 1 (modelo fibroso) formado por piel -dermis y epidermis-, músculo y hueso, y un Tipo 2 (modelo adiposo) formado por piel -dermis y epidermis-, grasa y músculo. Las capas de dermis y epidermis se considerarán hidratadas (Tipo 1a y Tipo 2a) o no hidratadas (Tipo 1b y Tipo 2b), según sea el caso. El grado de hidratación de la piel es un factor externo que será determinante en este estudio; puede mejorarse mediante la aplicación de productos cosméticos diseñados para tal fin.

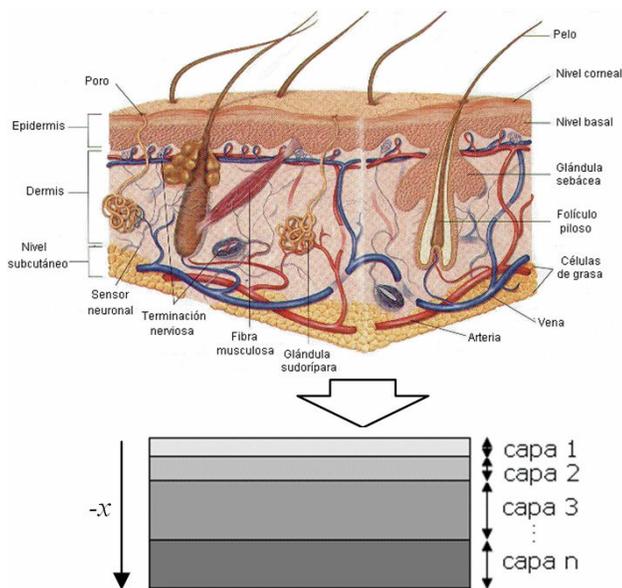


FIGURA 1. Modelo multicapa de las capas más externas del tejido humano.

TABLA I. Modelos de tejidos analizados.

Tipo 1a	Tipo 1b	Tipo 2a	Tipo 2b
P. H.: 2.1	P. S.: 2.1	P. H.: 2.1	P. S.: 2.1
Músculo: 5	Músculo: 5	Grasa: 10	Grasa: 10
Hueso: 10	Hueso: 10	Músculo: 5	Músculo: 5

Medidas en mm.

P.H.: Piel Hidratada, P.S.: Piel Seca (no hidratada)

TABLA II. Propiedades de los tejidos no dependientes de la frecuencia.

Tejido	k_t	c_t	ρ_t
Piel	0.35	3300	1200
Grasa	0.20	2300	900
Músculo	0.45	3700	1025
Hueso	0.38	1260	2100

TABLA III. Propiedades de los tejidos dependientes de la frecuencia.

Tejido	σ		ϵ_r	
	3.0 MHz	30.0 MHz	3.0 MHz	30.0 MHz
P. S.	0.063	0.341	745	152
P. H.	0.293	0.434	642	108
Grasa	0.025	0.033	21	8
Músculo	0.568	0.658	522	92
Hueso	0.031	0.052	83	20

Por lo tanto, han sido analizados cuatro modelos de tejido:

- Tipo 1a y Tipo 1b (difieren entre sí en el grado de hidratación), poseen tejido muscular y escasa presencia de lipocitos (frente facial, pómulos de la cara, etc.).
- Tipo 2a y Tipo 2b (que también difieren entre sí únicamente en el grado de hidratación). Abundan en éstos las células de grasa (lipocitos) que conforman el panículo adiposo que se sitúa en áreas subcutáneas (glúteos, abdomen, etc.).

Los espesores [10,11] de cada una de las capas consideradas se recogen en la Tabla I.

Existen diversos estudios que caracterizan de manera precisa los parámetros fundamentales de cada capa. Parte de estos parámetros no presentan dependencia con la frecuencia: conductividad térmica k_t (Wm^{-1}K), calor específico c_t ($\text{J Kg}^{-1}\text{K}$) y densidad del tejido ρ_t (Kg m^{-3}) [12,13] (Tabla II).

Una determinación más exacta de estos valores precisa del conocimiento del contenido en agua, grasa y proteínas de

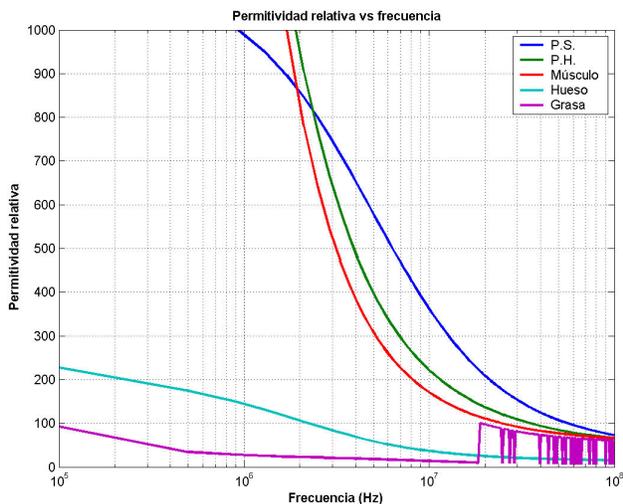


FIGURA 2. Valores de permitividad relativa en el intervalo 10⁵-10⁸ Hz.

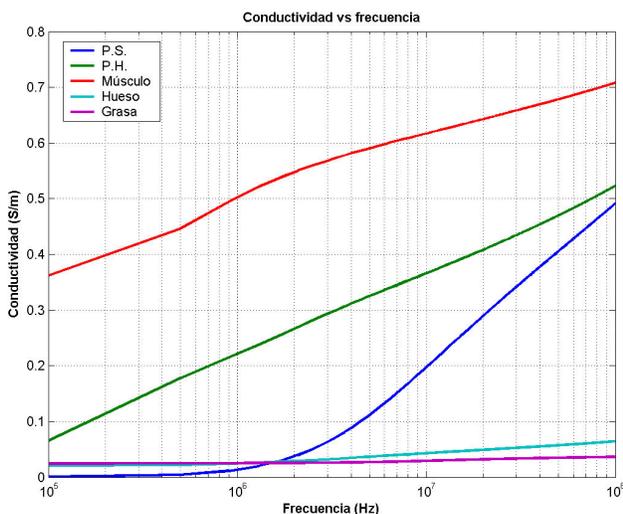


FIGURA 3. Valores de conductividad en el intervalo 10⁵-10⁸ Hz.

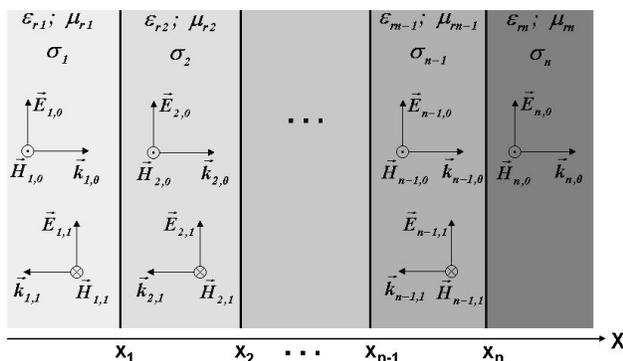


FIGURA 4. Ondas electromagnéticas en el modelo multicapa considerado.

cada tejido. Las propiedades dependientes de la frecuencia (Tabla III) son: conductividad eléctrica σ (S m⁻¹) y permitividad relativa ϵ_r [12,13]. Éstas presentan valores de gran variabilidad con la frecuencia, principalmente debido al contenido en agua de los tejidos (grado de hidratación), Figs. 2 y 3.

3. Modelo de propagación

En la Fig. 4 se muestra un esquema del modelo de propagación electromagnética seguido. En éste las capas más externas del cuerpo humano se simulan mediante láminas planoparalelas de grosor x .

Una onda TEM que se propaga en el vacío incide de forma normal sobre la capa externa de la piel. Una parte de ella se transmite al medio siguiente y otra parte se refleja. En cualquiera de las capas, una vez alcanzado el estado estacionario, se tendrán dos ondas: una propagándose a la izquierda y otra a la derecha, excepto en la última de ellas, que se ha considerado de extensión indefinida, y por tanto, al no haber reflexión, sólo se propaga una onda a la derecha. El campo eléctrico en cada capa vendrá dado por la suma de las dos contribuciones que se propagan por ella:

$$\vec{E}_i = E_{i,0}\hat{x} + E_{i,1}\hat{x}, \tag{1}$$

donde

$$E_{i,0} = E_{i,0}(x_i) \exp(-\gamma x_{i-1}^* + j\omega t), \tag{2}$$

$$E_{i,1} = E_{i,0}(x_i) \exp(+\gamma x_{i-1}^* + j\omega t), \tag{3}$$

siendo $x_i^* = x - x_i$ la coordenada x relativa a la capa i-ésima y $\gamma = \alpha + j\beta$ el factor de propagación.

Los campos eléctricos en la separación entre capas se calculan aplicando las condiciones de continuidad en cada interfase x_i a las componentes de \vec{E} y \vec{H} perpendiculares a la dirección de propagación. Particularizando:

$$E_{i,0}(x_i) + E_{i,1}(x_i) = E_{i+1,0}(x_i) + E_{i+1,1}(x_i), \tag{4}$$

$$\begin{aligned} & \sqrt{\frac{\mu_i}{\epsilon_i}} (E_{i,0}(x_i) - E_{i,1}(x_i)) \\ &= \sqrt{\frac{\mu_{i+1}}{\epsilon_{i+1}}} (E_{i+1,0}(x_i) - E_{i+1,1}(x_i)). \end{aligned} \tag{5}$$

Las condiciones de contorno establecen dos ecuaciones por cada interfase de separación. El número de incógnitas es dos por cada uno de los medios definidos y una por cada medio indefinido. Para el caso en que se tengan 4 medios, es decir, 3 interfases, el sistema de ecuaciones vendrá descrito por $\tilde{Y} = \tilde{A} \cdot \tilde{X}$, siendo \tilde{A} una matriz de coeficientes de tamaño 6×6 y \tilde{X} e \tilde{Y} los vectores incógnita y término dependiente:

$$\begin{pmatrix} -1 \\ -1 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & -1 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ -1 & -A_2 & A_2 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \mathbf{B}_2 & 1/\mathbf{B}_2 & -1 & -1 & 0 \\ 0 & B_2 & -1/\mathbf{B}_2 & -A_3 & A_3 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \mathbf{B}_3 & 1/\mathbf{B}_3 & -1 \\ 0 & 0 & 0 & \mathbf{B}_3 & -1/\mathbf{B}_3 & -A_4 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} E_{1,1} \\ E_{2,0} \\ E_{2,1} \\ E_{3,0} \\ E_{3,1} \\ E_{4,0} \end{pmatrix}, \quad (6)$$

con

$$A_i = \frac{\sqrt{\mu_i/\varepsilon_i}}{\sqrt{\mu_{i-1}/\varepsilon_{i-1}}}, \quad (7a)$$

$$B_i = \exp(-\gamma_i(x_i - x_{i-1})). \quad (7b)$$

Una vez resuelto el sistema de ecuaciones, el campo eléctrico en cualquier punto interior a los tejidos puede ser determinado y la potencia absorbida por unidad de volumen se puede calcular como

$$Q(x) = \sigma(x) |E_{i,0}(x) + E_{i,1}(x)|^2 \quad (8)$$

4. Ecuación de transferencia de calor

Para calcular la variación temporal de la temperatura en cualquier punto de tejido biológico se ha de resolver una ecuación de balance energético. Para este fin se ha adoptado el modelo de transferencia de calor de Harry H. Pennes [14], cuya expresión matemática es

$$\rho_t c_t \frac{\partial T(t, x)}{\partial t} = k_t \frac{\partial^2 T(t, x)}{\partial x^2} - w_b c_b (T(t, x) - T_{art}) + Q(x), \quad (9)$$

donde ρ_t , c_t , k_t son los parámetros dependientes del tejido anteriormente definidos, $Q(x)$ es la potencia absorbida por unidad de volumen, w_b es la tasa de perfusión sanguínea, c_b es el calor específico de la sangre arterial y T_{art} es la temperatura arterial.

El aumento de la temperatura local de los tejidos se debe a la deposición energética de la radiación incidente $Q(x)$, que viene limitada por los flujos conductivos y convectivos del torrente sanguíneo $w_b c_b (T(x, t) - T_{art})$ [15] y por la redistribución interna de la energía $k_t \partial^2 / \partial x^2 T(t, x)$.

Resolviendo (9) se podrá obtener la evolución temporal de la temperatura en cada punto de la piel $T(t, x)$, tanto en los momentos iniciales, para lo cual se realizarán algunas simplificaciones, como en cualquier momento de la exposición a la radiación. Para calcular esto último se aplicará un modelo de diferencias finitas [15]:

$$\begin{aligned} & \frac{T(n+1, j) - T(n, j)}{\Delta t} \\ &= \frac{1}{\rho_t c_t} Q(j) - \frac{w_b c_b}{\rho_t c_t} (T(n, j) - T_{art}) \\ &+ \frac{k_t}{\rho_t c_t} \frac{T(n, j+1) + T(n, j-1) - 2 \cdot T(n, j)}{(\Delta x)^2} \end{aligned} \quad (10)$$

donde los parámetros n y j hacen referencia a la discretización temporal y espacial, respectivamente. La temperatura arterial T_{art} , que refrigera la piel, se asumirá constante. La resolución iterativa de (10) a partir de unas condiciones iniciales proporcionará la evolución temporal de la temperatura en cada punto de los tejidos $T(n+1, j)$.

5. Resultados

5.1. Absorción energética

Cada uno de los modelos de tejidos superficiales analizados, con una temperatura inicial de $T=310$ K, ha sido expuesto a radiación electromagnética a las frecuencias extremas del intervalo de interés. Las Figs. 5 y 6 muestran la absorción energética de cada capa cuando los modelos planteados son expuestos a una potencia máxima de fuente de 250 W m^{-2} durante un periodo de tiempo de 10 minutos. Estos valores se corresponden con los niveles utilizados por el dispositivo comercial COMPLEX I[®] de la empresa Tahe.

La absorción energética $Q(x)$ en cada capa depende principalmente de dos factores: de sus parámetros físicos, (especialmente conductividad eléctrica y permitividad) y del campo eléctrico existente en ella, relacionado con los coeficientes de reflexión y transmisión entre capas. En el caso de tejido fibroso (modelos Tipo 1a y Tipo 1b), es el músculo el que absorbe más energía, mientras que el hueso apenas lo hace (Fig. 5). En el caso del modelo adiposo (modelos Tipo 2a y Tipo 2b), se observa cómo la grasa absorbe poca energía frente a la piel (epidermis + dermis) y el músculo (Fig. 6). Esta absorción estará directamente relacionada con el incremento de temperatura que sufrirán los tejidos por efecto de la radiación aplicada.

Por su parte, también puede comprobarse que la absorción energética en cada tipo de tejido es mayor cuanto más alta es la frecuencia aplicada, lo que se corresponde con el crecimiento del valor de la conductividad eléctrica con la frecuencia (Tabla III). Este hecho es poco apreciable en las capas más profundas, pero muy claro en la más superficial (piel), donde es notable un aumento de la absorción, para cualquier frecuencia, cuando el tejido se encuentra hidratado. La absorción decrece suavemente con la profundidad alcanzada en el tejido, mostrando un comportamiento claramente diferenciado según el tipo de material que lo constituye.

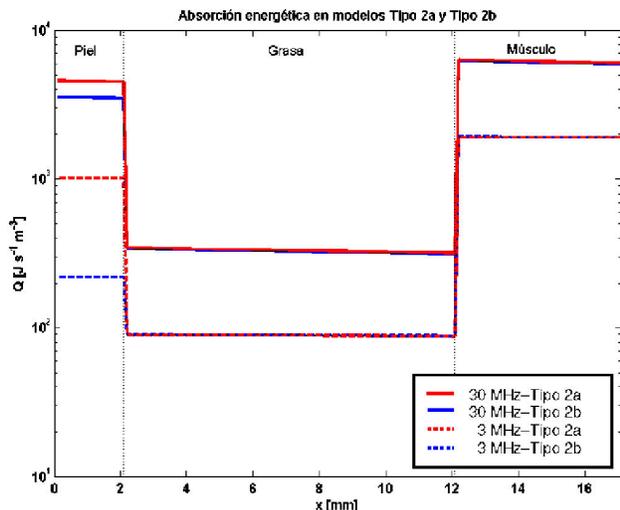


FIGURA 5. Absorción energética Q en modelos Tipo 1 (modelo fibroso).

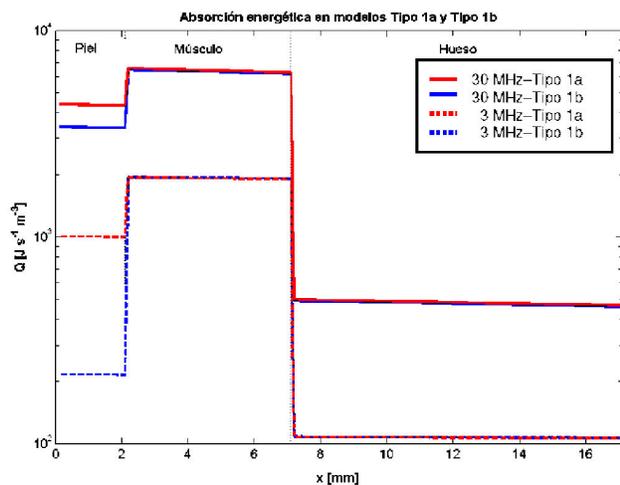


FIGURA 6. Absorción energética Q en modelos Tipo 2 (modelo adiposo).

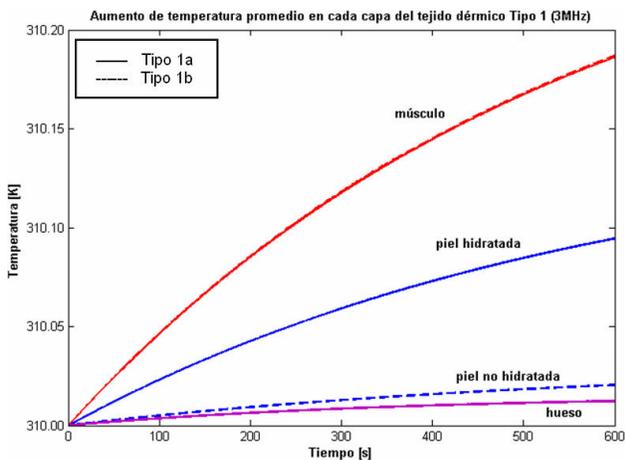


FIGURA 7. Evolución de la temperatura para exposición en tejidos Tipo 1 (a y b) a 3 MHz durante 10 minutos. Potencia de fuente $250 \text{ W}\cdot\text{m}^{-2}$.

5.2. Incremento de temperatura

A través de (10) es posible llegar a conocer la temperatura alcanzada por cada tejido en cada instante de tiempo. La Fig. 7 muestra la evolución de la temperatura para el modelo Tipo 1a y Tipo 1b a la frecuencia más baja de la banda de estudio (3 MHz), siendo la potencia de fuente de $250 \text{ W}\cdot\text{m}^{-2}$.

Como era de esperar, el aumento de temperatura en los tejidos no es lineal, debido a la actividad reguladora de temperatura realizada por la sangre [16,17]. En la medida que le sea posible, el flujo sanguíneo procurará evitar los excesos térmicos que la exposición a la energía radiante pudiera conllevar. Su actividad llega a frenar el aumento de temperatura en los tejidos, alcanzando una situación estacionaria tras una exposición en torno a 40 minutos.

Así mismo, puede observarse en la Fig. 7 que la modificación del grado de hidratación (incremento del contenido en agua del tejido) afecta fundamentalmente a las capas más externas (piel) y en menor medida a las demás capas consideradas.

La Fig. 8 muestra la evolución de la temperatura para el modelo Tipo 1a y Tipo 1b a la frecuencia extrema de la banda de estudio (30 MHz) y para la misma potencia de fuente. El comportamiento de los tejidos a esta frecuencia es similar al obtenido para la frecuencia de 3 MHz (Fig. 7), destacando el hecho de que el incremento de la temperatura es mayor cuando la frecuencia aplicada es mayor. Este comportamiento está en acuerdo con la absorción energética $Q(x)$ registrada en cada capa.

Para los tejidos del modelo adiposo (Figs. 9 y 10) se obtiene un comportamiento análogo: de nuevo cabe destacar que es en la capa más superficial donde el grado de hidratación afecta de manera más notable a la evolución local de la temperatura.

Así mismo, resulta evidente que se obtiene un mayor incremento promedio de la temperatura en todos los tejidos analizados cuando se aumenta la frecuencia de la radiación aplicada manteniendo la potencia de fuente. Los tejidos con mayor contenido en agua absorben una mayor porción de la energía aplicada externamente [9,10]. Los tejidos con menor contenido en agua (hueso y grasa) experimentan un incremento de su temperatura poco significativo.

De lo observado, el grado de hidratación de las capas más externas (dermis y epidermis) repercute directamente en la temperatura que adquieren por la irradiación electromagnética. Este dato es acorde con otros trabajos de carácter experimental [18] que demuestran cómo las propiedades térmicas de la piel pueden ser modificadas mediante la aplicación tópica de sustancias hidratantes que penetran en ella. En muchas ocasiones, este aumento local de temperatura persigue fines terapéuticos asociados a los principios activos aplicados [19,20].

Queda de manifiesto, por lo tanto, la conveniencia de aplicar tópicamente productos hidratantes si se desea un aumento de su temperatura con fines terapéuticos. Las capas más internas apenas quedan afectadas por la mayor hidratación tópica,

por lo que no aparecen diferencias de temperatura internas considerables.

Se puede alcanzar una situación estacionaria tras una exposición continuada en torno a los 40 minutos, y esto significa que transcurrido este tiempo el organismo compensa la aplicación de energía externa y no es posible un incremento sustancial de la temperatura en los tejidos que componen cada modelo expuesto.

En la Fig. 11 se representa el comportamiento de la temperatura de los tejidos de Tipo 1a al ser irradiados durante 60 min., con potencia de fuente de 250 W m^{-2} , en las frecuencias extremas de la banda de interés y suponiendo los tejidos más externos bien hidratados.

Por su parte, en la Fig. 12 se muestra este mismo comportamiento de la temperatura en el caso en el que los tejidos de Tipo 2a hayan sido previamente hidratados, con una potencia de fuente, al igual que en el caso anterior, de 250 W m^{-2} .

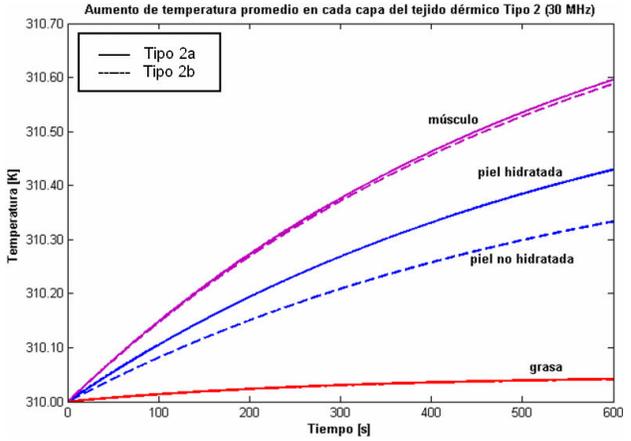


FIGURA 10. Evolución de la temperatura para exposición en tejidos Tipo 2a y Tipo 2b a 30 MHz durante 10 minutos. Potencia de fuente $250 \text{ W}\cdot\text{m}^{-2}$.

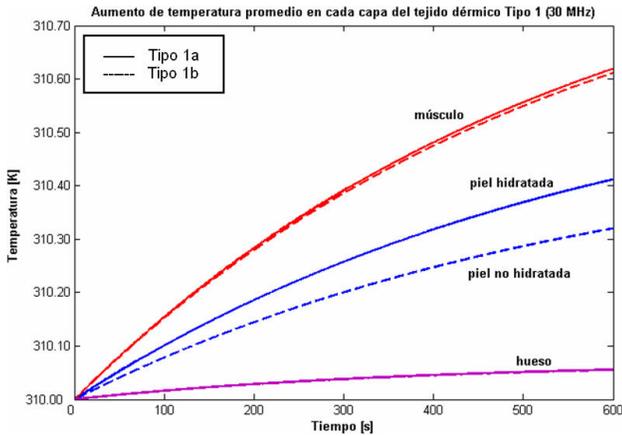


FIGURA 8. Evolución de la temperatura para exposición en tejidos Tipo 1a y Tipo 1b a 30 MHz durante 10 minutos. Potencia de fuente $250 \text{ W}\cdot\text{m}^{-2}$.

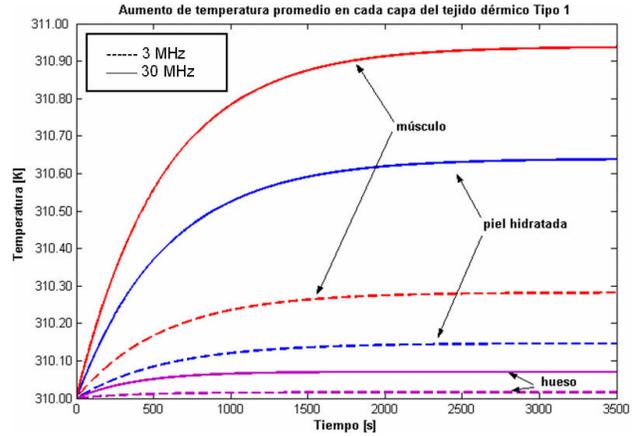


FIGURA 11. Evolución de la temperatura para exposición en tejidos dérmicos Tipo 1a a 3 MHz y 30 MHz durante 60 minutos.

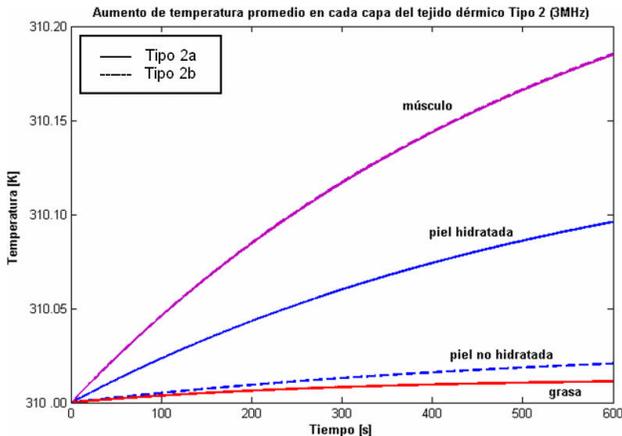


FIGURA 9. Evolución de la temperatura para exposición en tejidos Tipo 2a y Tipo 2b a 3 MHz durante 10 minutos. Potencia de fuente $250 \text{ W}\cdot\text{m}^{-2}$.

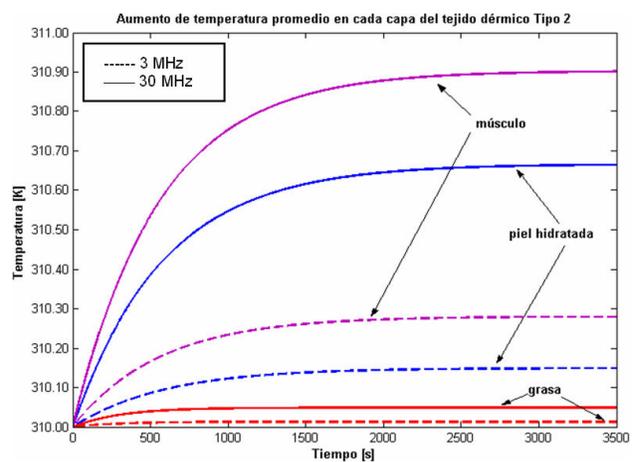


FIGURA 12. Evolución de la temperatura para exposición en tejido dérmico Tipo 2a a 3 MHz y 30 MHz durante 60 minutos.

Puede observarse que el incremento del valor de la temperatura recogido en los tipos analizados es relativamente pequeño. Si se desea lograr una temperatura notablemente más alta, se hace indispensable aumentar la potencia de la radiación incidente.

6. Conclusiones

En este trabajo se ha desarrollado un modelo numérico que muestra la absorción energética y la evolución de la temperatura de tejidos superficiales humanos expuestos a ondas electromagnéticas de radiofrecuencia, dentro del intervalo de 3 a 30 MHz. Se analiza esta exposición en diversas estructuras tisulares modelizadas a través de estructuras multicapa uniformes de comportamiento homogéneo.

Se han tenido presentes los parámetros físicos que caracterizan a cada tejido considerado y la labor termorregulatoria del propio cuerpo humano.

A la vista de los resultados obtenidos cabe destacar el efecto que la frecuencia presenta, de forma que a mayor frecuencia de aplicación mayor potencia absorbida por unidad de volumen y por consiguiente mayor es el incremento de la temperatura que afecta a los tejidos irradiados.

Por otro lado, ha quedado ampliamente demostrado que las variaciones de la temperatura por unidad de tiempo en cada punto de los tejidos humanos vivos están directamente afectadas por el grado de hidratación de los mismos, de forma que a mayor contenido de agua (tejido más hidratado) más notable es el incremento de la temperatura en el tejido. Este

hecho es especialmente significativo en las capas más externas (epidermis y dermis), siendo prácticamente despreciable en los tejidos más profundos.

Este dato es de gran interés cuando se desea llevar a cabo tratamientos terapéuticos o de cosmética-estética basados en la elevación puntual controlada de la temperatura corporal a una determinada profundidad, puesto que resulta evidente que para hacer más eficiente el tratamiento es conveniente someter a los tejidos externos a un proceso de hidratación por medio de algún tipo de crema o loción de aplicación tópica. Se observa en las gráficas obtenidas que se logra un aumento de temperatura hasta cinco veces mayor simplemente por este hecho.

Así mismo, queda demostrado que el crecimiento en la temperatura de los tejidos se estabiliza transcurrido un tiempo tras el cual la acción reguladora de la sangre minimiza la acción de la radiación electromagnética aplicada, siempre dentro de los límites marcados por la propia experiencia presentada en este trabajo.

Regulando adecuadamente el valor de la densidad de potencia aplicada, el tiempo de aplicación y la frecuencia de trabajo es posible controlar el incremento de temperatura.

Agradecimientos

Los autores de este trabajo quieren mostrar su agradecimiento al Programa Ramón y Cajal del MEC y a la empresa Tahe por su apoyo en la realización del mismo.

1. P. Stavroulakis, *Biological effects of electromagnetic fields* (Ed. Springer, 2003).
2. E.R. Adair y R.C. Petersen, *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.* **50** (2002) 3.
3. K.R. Foster y E.R. Adair, *Biomedical Engineering Online* 3:4 (2004) doi:10.1186/1475-925X-3-4.
4. N.T.M. El-dabe, M.A.A. Mohamed y A.F. El-Sayed, *African Journal of Biotechnology* **2**(2003) 453.
5. M.S. Ferreira y J.I. Yanagihara, *Bioengineering Conference ASME* **50**(2001).
6. *IEEE Standards Coordinating Committee 28 on Non-Ionizing Radiation Hazards: Standard for Safe Levels With Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3 KHz to 300 GHz* (The Institute of Electrical and Electronics Engineers, New York, 1999).
7. *Health Physics* **74** (1998) 494.
8. *IEEE Standard C95.6-2002, IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Electromagnetic Fields, 0 to 3 KHz* (The Institute of Electrical and Electronic Engineers, New York, 2002).
9. *IEEE Std C95.1-2005, IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3 KHz to 300 GHz* (The Institute of Electrical and Electronic Engineers, New York, 2005).
10. K.H. Keller y L.Jr. Seiller, *J. Appl. Physiology* **30** (1971) 5.
11. D. Shier, J.W. Hole, J. Butler y R. Lewis, *Hole's Human Anatomy & Physiology*, 8ª ed. (McGraw-Hill, 1999).
12. S. Gabriel, R.W. Lau y C. Gabriel, *Phys. Med. Biol.* **41** (1996) 2271.
13. S. Gabriel, R.W. Lau y C. Gabriel, *Phys. Med. Biol.* **41** (1996) 2251.
14. H.H. Pennes, *J. Appl. Physiology* **4** (1948) 93.
15. D.A. Torvi y J.D. Dale, *ASME J Biomech Eng.* **116** (1994) 250.
16. J.A.J. Stolwijk y J.D. Hardy, *Control of body temperature* In Handbook of Physiology, Sectio 9, Reactions to environmental agents (Edited by: Douglas HK. Bethesda, MD: American Physiological Society, 45, 1977).
17. D. Fiala, K.J. Lomas y M. Stohrer, *Int. J. Biometeorol* **45** (2001) 143.
18. G. Gutiérrez-Juárez *et al.*, *Physiological measurement.* **23** (2002) 521.
19. S.K. Chang y J.E. Riviere, *Fundam Appl Toxicol* **17** (1991) 494.
20. V.E. Hall, F.P. Attardo y J.H. Perryman, *Influence of dinitrophenol on body temperature threshold for thermal polypnea. Proc Soc Exp Biol Med.* **69** (1948) 413.