

VARIACIÓN DE LA TEMPERATURA EN LAS CAPAS EXTERNAS DEL CUERPO HUMANO IRRADIADO A ALTA FRECUENCIA (HF)

Ángel J. García Collado⁽¹⁾, Gregorio J. Molina-Cuberos⁽²⁾, José Martí Soler⁽¹⁾, María J. Núñez Trigueros⁽²⁾
ajgarcia@pdi.ucam.edu, gregomc@um.es, josems12@ono.com, maripepa@um.es

⁽¹⁾ Dpto. de Ciencias Politécnicas, Universidad Católica San Antonio (UCAM), Avda. de los Jerónimos s/n, Guadalupe, Murcia

⁽²⁾ Dpto. de Física, Universidad de Murcia (UMU), Facultad de Químicas, Campus de Espinardo, Murcia

Abstract- The absorption of energy by human external tissue when HF irradiation and the physical consequences involved are the purposes of this study. 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.

Skin tissue is actually a multilayer tissue with a different characteristic 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 analyzed: a fibrous and a fatty one, each of both with a different skin humidity. Our model takes into account the heating by HF radiation, the redistribution of energy through the tissues and the cooling rate by blood in order to predict the increasing of tissue temperature in different situations.

I. 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]. 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 lleva consigo la vasodilatación, disminución de la velocidad de sedimentación de la sangre, desnaturalización del colágeno, activación enzimática, etc. [2]. Experimentalmente se ha encontrado que una exposición localizada y controlada puede lograr una mejora en la apariencia externa de la piel [3].

En este trabajo analizaremos el aumento de la temperatura en distintas estructuras de tejidos superficiales bajo la exposición de radiación de alta frecuencia. Para ello nos basaremos en un trabajo anterior en el que calculamos la cantidad de energía electromagnética absorbida por los tejidos, teniendo en cuenta las características físicas de la onda y de cada capa de tejido dérmico y subdérmico considerada [4]. Se tendrá en cuenta la posibilidad de una distribución no lineal de la temperatura dentro de los tejidos debida a una redistribución energética interna y el enfriamiento por actividad sanguínea. Resolveremos la ecuación de balance térmico, lo que nos permitirá modelar la evolución de la temperatura en los diversos tejidos superficiales a partir de la absorción energética de un haz de ondas electromagnéticas de radiofrecuencia.

II. MODELO DE TRANSFERENCIA ENERGÉTICA

A. Modelado multicapa.

La piel es el órgano más externo del cuerpo humano y lo envuelve casi completamente. Bajo la capa de piel se encuentran estructuras muy diferentes entre sí, como músculo, hueso, grasas y otros tejidos de muy diversa constitución. La modelización de la parte más externa del cuerpo humano la realizaremos mediante una superposición de capas paralelas tejidos, cada una con sus características físicas propias.

La piel en sí misma es una estructura multicapa formada por diferentes estratos: epidermis, dermis y nivel subcutáneo, con otras subcapas dentro de éstas cuyo grosor difiere de una parte a otra del cuerpo. En este trabajo simularemos toda la piel como una única estructura con parámetros definidos de conductividad, densidad, capacidad calorífica y grosor. Las capas de epidermis y dermis se considerarán secas o hidratadas según sea el caso. La hidratación de la piel es por tanto determinante; puede mejorarse mediante la aplicación de productos cosméticos diseñados para tal fin. Por tanto, haremos una diferenciación entre piel seca e hidratada dado que presentan propiedades muy distintas.

El tejido situado inmediatamente bajo la piel, según sea el modelo analizado, se ha considerado que está formado por músculo, si es tejido subdérmico muscular, o grasa, si se trata de un tejido subdérmico adiposo. Existen zonas del cuerpo en la que el tejido óseo se encuentra muy cerca de la piel, por lo que es necesario tener en cuenta su absorción energética.

Han sido estudiados cuatro modelos de tejido:

a) tipo 1 y tipo 2 (difieren entre sí en el grado de hidratación de la piel), relacionados con un modelo fibroso o muscular; poseen tejido muscular y escasa presencia de lipocitos (frente, pómulos de la cara, etc.) [5].

b) tipo 3 y tipo 4 (también difieren entre sí únicamente en el grado de hidratación de la piel), relacionados con un modelo adiposo de piel. Abundan en éstos las células de grasa (lipocitos) que conforman el pániculo adiposo que se sitúa en áreas subcutáneas (tipo de tejido existente en glúteos, abdomen, etc.) [5].

La Tabla 1 muestra los cuatro tipos de modelos dérmicos considerados, con los respectivos espesores [mm] de sus capas.

Tipo 1	Tipo 2	Tipo 3	Tipo 4
P. S.: 2.1	P. H.: 2.1	P. S.: 2.1	P. H.: 2.1
Músculo: 5	Músculo: 5	Grasa: 10	Grasa: 10
Hueso: 10	Hueso: 10	Músculo: 5	Músculo: 5

P. S.: Piel Seca, P. H.: Piel Hidratada

Tabla 1. Cuatro modelos dérmicos considerados.

Las Tablas 2 y 3 muestran los valores de los parámetros físicos con los que hemos caracterizado cada tejido. Para las propiedades físicas mostradas en la Tabla 2: conductividad térmica k_t , calor específico c_t y densidad ρ_t del tejido se han adoptado valores promedio [5]. Las propiedades dependientes de la frecuencia (Tabla 3) presentan valores con una gran variabilidad con la misma: conductividad eléctrica σ y permitividad relativa ϵ_r [6]-[7].

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 2. Parámetros no dependientes de la frecuencia: conductividad térmica k_t , calor específico c_t y densidad ρ_t de los tejidos (unidades en el SI).

Tejido	f (MHz)	σ	ϵ_r
Piel seca	3	0.063	750
	30	0.34	150
Piel húmeda	3	0.29	640
	30	0.43	110
Grasa	3	0.026	21
	30	0.033	8.1
Músculo	3	0.57	520
	30	0.66	92
Hueso	3	0.032	83
	30	0.052	21

Tabla 3. Parámetros dependientes de la frecuencia: conductividad eléctrica σ y permitividad relativa ϵ_r de los tejidos.

B. Modelo de propagación electromagnética.

Consideramos una onda TEM que incide sobre la capa más externa de la piel, la parte de la señal que se propaga se verá afectada por la absorción y la reflexión de las diferentes capas internas del cuerpo humano. La Figura 1 muestra un esquema del modelado por capas. En las primeras capas tendremos ondas propagándose hacia izquierda y derecha, mientras que para la última capa establecemos la condición de contorno de acoplamiento.

Aplicando la condición de continuidad en las componentes transversales del campo eléctrico obtenemos un sistema de ecuaciones cuya solución nos proporciona la amplitud del campo eléctrico en cada interfase. Conocida la constante de propagación, que dependerá básicamente del tejido que se trate, podemos determinar el campo eléctrico en

cualquier punto del interior. La potencia absorbida por unidad de volumen se calcula como:

$$Q(x) = \sigma(x) |\vec{E}(x)|^2 \quad (1)$$

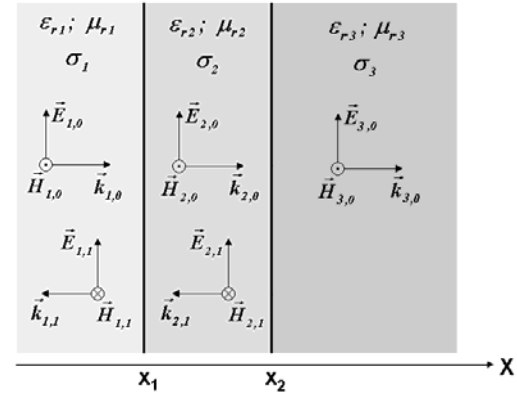


Fig. 1. Ondas electromagnéticas en el modelo por capas considerado.

C. Ecuación de transferencia de calor.

Para calcular la variación temporal de la temperatura en cualquier punto de tejido biológico hemos de resolver la ecuación de balance energético. Para este fin hemos adoptado el modelo de transferencia de calor de Harry H. Pennes [8], cuya expresión matemática es:

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

donde ρ_t , c_t y k_t son densidad, calor específico y conductividad térmica del tejido; w_b es el ratio de perfusión sanguínea, c_b es el calor específico de la sangre arterial y T_{art} es la temperatura arterial.

Los términos de (2) indican que 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 $w_b c_b (T(t,x) - T_{art})$ [9]-[10] y por la redistribución interna de la energía $k_t \partial^2 / \partial x^2 T(t,x)$.

D. Resolución por diferencias finitas.

Hemos discretizado la ecuación (2) para resolverla mediante un método de diferencias finitas, que se puede reescribir:

$$\frac{T(i+1,j) - T(i,j)}{\Delta t} = B(j) \frac{T(i,j+1) + T(i,j-1) - 2 \cdot T(i,j)}{(\Delta x)^2} + D(j)Q(j) - C(j)(T(i,j) - T_{art}) \quad (3)$$

en donde los parámetros:

$$B(j) = \frac{k_t}{\rho_t c_t}, \quad C(j) = \frac{w_b c_b}{\rho_t c_t} \quad \text{y} \quad D(j) = \frac{1}{\rho_t c_t},$$

tomarán un valor dependiendo de las propiedades del tejido en el que sean evaluados (piel seca o hidratada, músculo,

grasa o hueso). En la notación empleada, el subíndice i hace referencia al tiempo y el subíndice j a la profundidad.

La resolución iterativa de (3) a partir de unas condiciones iniciales proporcionará la evolución temporal de la temperatura en cada punto de los tejidos $T(i+1, j)$.

III. RESULTADOS

Cada uno de los modelos dérmicos analizados (Tabla 1), con una temperatura inicial de $T=310$ K, ha sido expuesto a radiación a las frecuencias extremas del rango de interés (3 y 30 MHz). En las gráficas de las figuras 2 a 5 se muestra la evolución de la temperatura media de cada capa en los distintos modelos considerados expuestos a una potencia de fuente de $250 \text{ W}\cdot\text{m}^{-2}$ a 3 MHz y 30 MHz durante 10 minutos. Estos valores se corresponden con los niveles utilizados por el dispositivo comercial COMPLEX I de la empresa Tahe®.

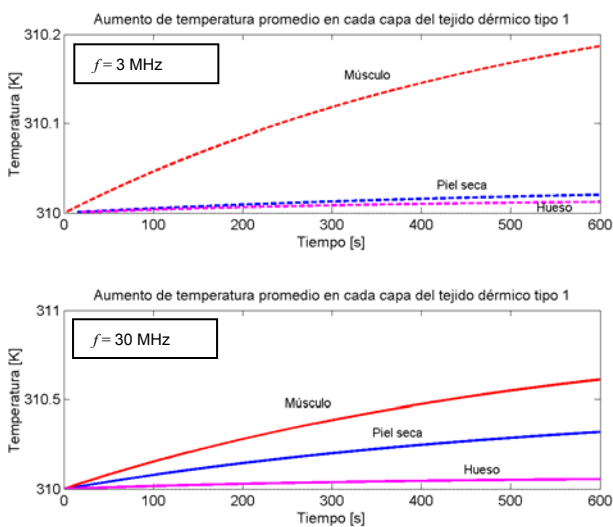


Fig. 2. Evolución de la temperatura para exposición en tejido tipo 1 a 3 MHz y 30 MHz durante 10 minutos.

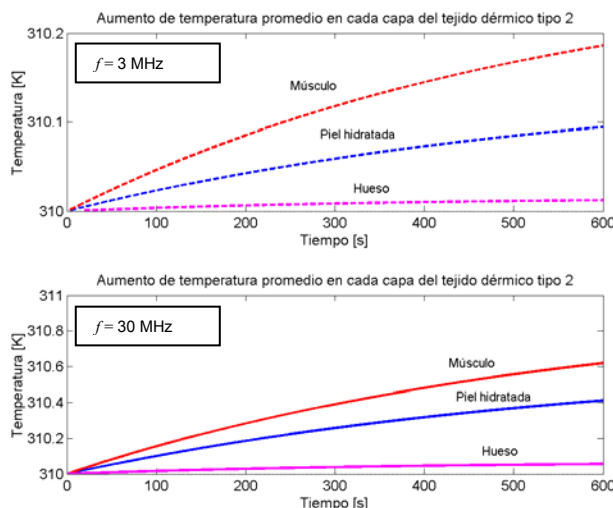


Fig. 3. Evolución de la temperatura para exposición en tejido tipo 2 a 3 MHz y 30 MHz durante 10 minutos.

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. En la medida que le sea posible, la sangre 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 (Figura 6).

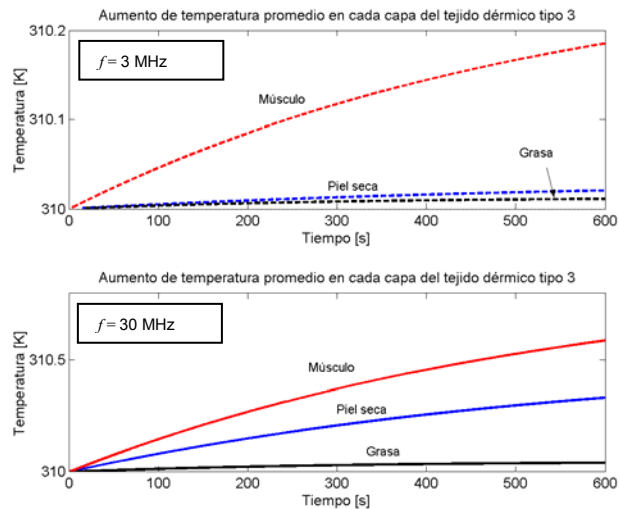


Fig. 4. Evolución de la temperatura para exposición en tejido tipo 3 a 3 MHz y 30 MHz durante 10 minutos.

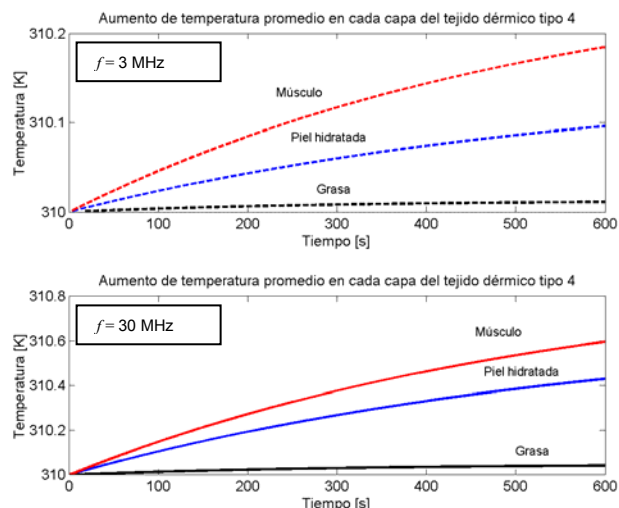


Fig. 5. Evolución de la temperatura para exposición en tejido tipo 4 a 3 MHz y 30 MHz durante 10 minutos.

Resulta evidente que se obtiene un incremento promedio de la temperatura mayor en todos los tejidos analizados cuando se incrementa la frecuencia de la radiación aplicada. Así mismo, los tejidos con mayor contenido en agua absorben una mayor porción de la energía aplicada externamente. Los tejidos con menor contenido en agua (hueso y grasa) experimentan un incremento de su temperatura poco significativo.

El grado de hidratación de las capas más externas (dermis y epidermis) repercute directamente en la temperatura que adquieren tras la irradiación electromagnética. Este hecho pone de manifiesto la necesidad de aplicar en la piel productos cosméticos hidratantes si se desea un aumento de su temperatura con fines terapéuticos.

IV. CONCLUSIONES

Se ha desarrollado un modelo que muestra la evolución de la temperatura de tejidos biológicos al estar expuestos a ondas de radiofrecuencia en la banda HF. Se ha aplicado el modelo a varios casos que simulan las distintas capas externas del cuerpo humano. En todos los casos se ha procurado no superar los valores de irradiación máximos de aplicaciones terapéuticas para tejidos biológicos vivos.

El contenido en agua de los tejidos marca grandes diferencias en el incremento de temperatura que sufren al ser irradiados. El grado de hidratación en las capas más externas de piel repercute en un incremento de la temperatura del orden de cinco veces mayor por el mero hecho de existir dicha hidratación. Es por ello conveniente, en caso de un tratamiento de diatermia, y para hacerlo más eficiente, someter a la piel a una hidratación previa con algún tipo de producto cosmético específico.

Con los tratamientos de diatermia se desea aumentar localmente la temperatura de un tejido biológico durante un tiempo relativamente breve con finalidad terapéutica. También se contemplan fines cosméticos derivados de la respuesta de los tejidos al aumento de la temperatura local: regeneración del colágeno, eliminación de acné, etc. Con nuestro análisis podemos predecir el comportamiento de los tejidos para conocer a priori su evolución de temperatura cuando son sometidos a irradiaciones controladas de alta frecuencia.

AGRADECIMIENTOS

Los autores de este trabajo quieren mostrar su agradecimiento a la empresa Tahe.

REFERENCIAS

- [1] P. Stavroulakis, "Biological effects of electromagnetic fields", Ed. Springer, 2003.
- [2] E.R. Adair and R.C. Petersen, "Biological Effects of Radio-Frequency/Microwave Radiation", IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, vol. 50, No. 3, 2002.
- [3] S. Navarro Sanchez, A.J. García Collado y A. Nicolás Bastida, "High frequency electromagnetic waves applied of the dermatological cosmetic. Acne treatment", IV International Academy of Cosmetic Dermatology, Paris, 2005.
- [4] J. Martí Soler, G.J. Molina-Cuberos, A.J. García Collado y M.J. Núñez Trigueros, "Transferencia de calor mediante la aplicación de RF sobre un modelo multicapa de tejido dérmico", XX Simposium Nacional URSI, Gandía, 2005.
- [5] D. Shier, J.W. Hole, J. Butler and R. Lewis, "Hole's Human Anatomy & Physiology", 8ª edición, McGraw-Hill, 1999.
- [6] S. Gabriel, R.W. Lau and C. Gabriel, "The Dielectric Properties of Biological Tissue: III. Parametric Models for the Dielectric Spectrum of Tissues", Phys. Med. Biol., vol. 41, pp. 2271-2293, 1996.
- [7] S. Gabriel, R.W. Lau and C. Gabriel: "The Dielectric Properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz", Phys. Med. Biol., vol. 41, pp. 2251-2269, 1996.
- [8] H.H. Pennes, "Analysis of tissue and arterial blood temperature in the resting forearm", J. Appl. Physiology, vol. 4, 93, 1948.
- [9] K.R. Foster and E.R. Adair, "Modeling thermal responses in human subjects following extended exposure to radiofrequency energy", Biomedical Engineering Online, doi:10.1186/1475-925X-3-4, 3:4, 2004.
- [10] K.H. Keller and L. Seiller, Jr, "An analysis of peripheral heat transfer in man", J. Appl. Physiology, vol. 30, nº. 5, 1971.

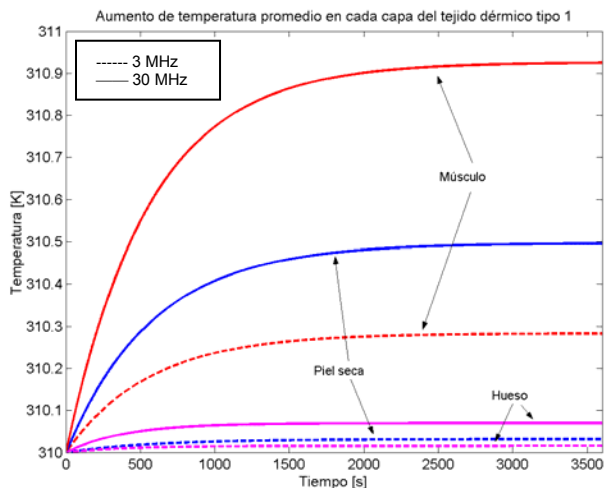


Fig. 6. Evolución de la temperatura para exposición en tejido dérmico tipo 1 a 3 MHz y 30 MHz durante 60 minutos.

Puede observarse que el incremento del valor de la temperatura recogido en los cuatro modelos es relativamente pequeño. Se hace indispensable aumentar la potencia de la radiación incidente si se desea lograr una temperatura notablemente más alta. Se ha propuesto una irradiación de $13 \text{ KW}\cdot\text{m}^{-2}$ a 3 MHz y de $3.85 \text{ KW}\cdot\text{m}^{-2}$ a 30 MHz como límites en aplicaciones terapéuticas, tal y como es un tratamiento diatérmico, consistente en la elevación local y controlada de la temperatura de los tejidos con fines médicos o cosméticos [1].

A continuación se muestra la evolución temporal de la temperatura en un tratamiento de diatermia realizado sobre los modelos 1 y 2 con una potencia $13 \text{ KW}\cdot\text{m}^{-2}$ durante 10 minutos y a la frecuencia de 3 MHz.

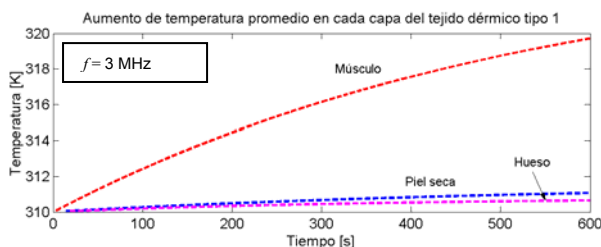


Fig. 7. Evolución de la temperatura para exposición de modelo dérmico 1.

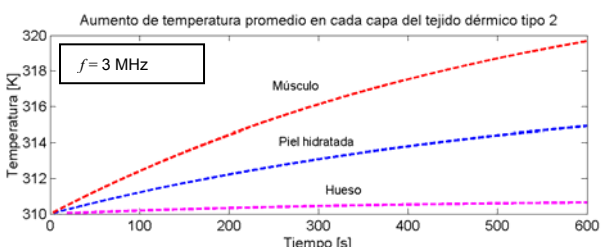


Fig. 8. Evolución de la temperatura para exposición de modelo dérmico 2.

Se puede apreciar que el aumento de la temperatura en estos casos de alta irradiación es bastante abrupto, del orden de 1 K por minuto, siendo siempre mayor en el músculo y, seguidamente y con este orden, en la piel hidratada, piel seca, tejido graso y hueso. Es notorio el aumento de temperatura por la mayor hidratación de la piel, siendo del orden de cinco veces mayor.