

# Ablación por Radiofrecuencia de la Pared Ventricular mediante Acceso Epicárdico: Estudio Computacional

A. González Suárez<sup>1</sup>, M. Trujillo Guillén<sup>2</sup>, J. Koruth<sup>3</sup>, A. d'Avila<sup>3</sup>, E. Berjano Zanón<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Biomedical Synergy, Departamento de Ingeniería Electrónica, Universitat Politècnica de València, Valencia, España, {angonsua@eln.upv.es, eberjano@eln.upv.es}

<sup>2</sup> Instituto Universitario de Matemática Pura y Aplicada, Universitat Politècnica de València {matrugui@mat.upv.es}

<sup>3</sup> Helmsley Cardiac Electrophysiology Center, Mt Sinai Medical Center and School of Medicine, New York, USA {jacob.koruth@mountsinai.org, andre.d'avila@mountsinai.org}

## Resumen

*La ablación bipolar por radiofrecuencia empleando dos catéteres colocados en las superficies opuestas de la pared libre ventricular (VFW) ha sido recientemente propuesta para crear lesiones transmurales, empleando tanto el modo de aplicación bipolar (BM) como el secuencial unipolar (SUM). Aunque estudios previos sugirieron que el BM consigue lesiones más profundas que el SUM, el efecto de algunos factores tales como el espesor de la VFW o la variación de la posición del catéter sobre la superficie epicárdica no han sido estudiados hasta la fecha. Se construyeron modelos 2D y 3D para estudiar la distribución de temperatura y la geometría de la lesión en el tejido. Los resultados mostraron que cuando el fluido pericárdico rodeaba completamente el electrodo, el BM logró crear lesiones transmurales, mientras que el SUM sólo logró transmuralidad para paredes  $\leq 7.5$  mm. Por el contrario, cuando existía el aire alrededor de este electrodo, se observó ausencia de lesión en la superficie endocárdica para el BM, mientras que el SUM sí permitió crear lesiones transmurales para espesores de pared ventricular  $\leq 7.5$  mm. Adicionalmente, con el BM, los resultados mostraron que el cambio de posición del electrodo sobre el epicardio no tuvo efecto sobre la lesión creada. Nuestros resultados confirman los estudios experimentales previos en los que el BM fue superior al SUM para lograr lesiones transmurales, siempre que no exista aire alrededor del electrodo epicárdico.*

## 1. Introducción

El éxito de la ablación por radiofrecuencia (ARF) de la taquicardia ventricular (TV) originada en determinados sitios del ventrículo izquierdo, tales como el septo interventricular (IVS) o la pared libre ventricular (VFW), es a menudo limitada por la presencia de profundos circuitos intramurales. Por lo que se precisa de la creación de lesiones profundas o, incluso, transmurales que no siempre pueden lograrse con la 'ARF unipolar'. Recientes estudios experimentales han demostrado que el uso de dos catéteres colocados en las superficies opuestas del IVS [1] empleando el modo de ARF bipolar (en contraposición al secuencial unipolar) permite crear lesiones más profundas y, por lo tanto, sugieren que el BM podría ser más eficaz para la eliminación de TVs en sitios profundos intramurales dentro del IVS o de la VFW. En un estudio previo, empleando modelos numéricos bidimensionales, ya comprobamos la superioridad del BM respecto al SUM en la ablación del IVS [2].

En este estudio nos hemos centrado en la ablación de la VFW (aproximación endocardio-epicardio), comparando ambos modos de ablación (BM y SUM). Aunque estos han sido previamente comparados en la ablación de la VFW [3,4], el efecto de otros factores tales como el espesor de la pared ventricular, el cambio de orientación del catéter respecto a la superficie epicárdica y la desalineación entre los catéteres no han sido estudiados hasta el momento. Nuestro objetivo fue evaluar las lesiones térmicas creadas en la VFW, en particular, el grado de transmuralidad logrado con la ARF bipolar y secuencial unipolar. Para ello, se construyeron modelos numéricos en dos y tres dimensiones y se realizaron simulaciones para investigar la distribución de temperatura y la geometría de la lesión creada en la VFW.

## 2. Materiales y métodos

### 2.1. Ecuaciones de gobierno

Los modelos numéricos se basaron en un problema electro-térmico acoplado resuelto numéricamente usando el método de elementos finitos (MEF) con el software COMSOL Multiphysics (COMSOL Inc., Burlington MA, USA). La ecuación que rige el problema térmico es la ecuación de transferencia de calor (*Bioheat Equation*) [5]:

$$\rho \cdot c \cdot \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla(k \nabla T) + q + Q_p + Q_m \quad (1)$$

donde  $T$  es temperatura,  $t$  tiempo,  $\rho$  densidad,  $c$  calor específico y  $k$  conductividad térmica. El término  $Q_p$  se corresponde con la pérdida de calor por perfusión sanguínea y puede ignorarse en el caso de ablación cardíaca; y  $Q_m$  con la generación de calor metabólico, despreciable en ablación por RF. Finalmente,  $q$  es la fuente de calor generada por la energía de RF y viene dada por  $q = \sigma \cdot |E|^2$ , donde  $|E|$  es la magnitud del vector campo eléctrico (V/m). El valor de este vector se obtiene de  $\vec{E} = -\nabla\Phi$ , donde  $\Phi$  es el voltaje (V) que se calcula mediante la ecuación de Laplace:

$$\nabla \cdot \sigma \nabla \Phi = 0 \quad (2)$$

Se consideró una aproximación casi-estática, debido a que para las frecuencias de RF ( $\approx 500$  kHz) y el área de interés, los tejidos pueden considerarse puramente resistivos [5].

Se modeló además la vaporización del tejido cardíaco empleando el método de entalpía [6]. Para ello, se modificó la ecuación (1) incorporando el cambio de fase:

$$\frac{\partial(\rho h)}{\partial t} = \nabla(k\nabla T) + q + Q_p + Q_m \quad (3)$$

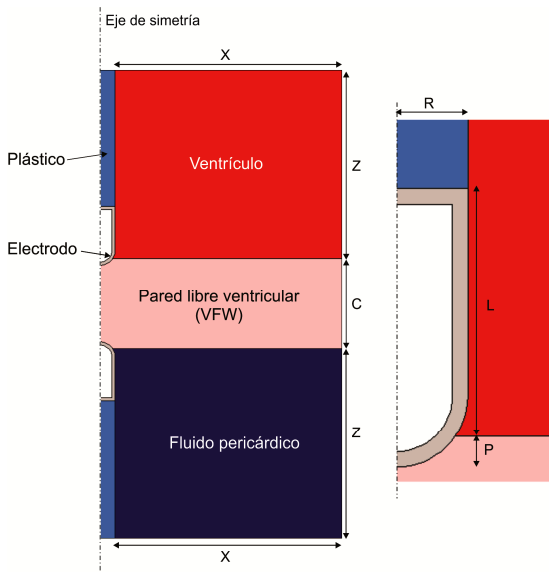
donde  $h$  es la entalpía. Para los tejidos biológicos, la entalpía está relacionada con la temperatura del tejido:

$$\rho h = \begin{cases} \rho_l c_l T & 0 < T \leq 99^\circ \text{C} \\ \rho h(99) + h_{fg} C \frac{(T - 99)}{(100 - 99)} & 99 < T \leq 100^\circ \text{C} \\ \rho h(100) + \rho_g c_g (T - 100) & T > 100^\circ \text{C} \end{cases} \quad (4)$$

donde  $\rho_i$  and  $c_i$  son la densidad y el calor específico del tejido líquido ( $i=l$ ) y de éste tras el cambio de fase ( $i=g$ ), respectivamente;  $h_{fg}$  es el calor latente y  $C$  el contenido de agua del tejido. Se consideró un  $h_{fg} = 2.162 \cdot 10^9 \text{ J/m}^3$ , que corresponde al producto del calor latente de vaporización del agua y de su densidad a  $100^\circ\text{C}$ , y un  $C$  de 0.75.

## 2.2. Modelado computacional

En los modelos se consideraron dos electrodos internamente refrigerados (7Fr de diámetro, 4 mm punta catéter) similares a los que actualmente se utilizan en la ARF del tejido cardíaco [3]. La Fig. 1 muestra el modelo propuesto para la ablación de la VFW, donde el electrodo epicárdico está completamente rodeado de fluido pericárdico. Aunque esta es la situación habitual, durante una punción epicárdica puede introducirse aire y acumularse alrededor de este electrodo. Por este motivo, hemos realizado también simulaciones remplazando el fluido pericárdico por aire a fin de representar el peor escenario posible. Puesto que la región de estudio presenta un eje de simetría, pudo considerarse un modelo bidimensional. Las dimensiones externas del modelo X y Z se calcularon mediante un test de convergencia para evitar posibles problemas de contorno. Se realizó otro test de convergencia para obtener la resolución espacial y temporal adecuada [7].



**Figura 1.** Modelo computacional para la ablación de la VFW. C: espesor pared, radio electrodo:  $R=1.155 \text{ mm}$  (7Fr), longitud electrodo:  $L= 3.5 \text{ mm}$  (0.25 mm espesor pared) y profundidad de inserción:  $P=0.5 \text{ mm}$ .

Además, se construyeron modelos en tres dimensiones que nos permiten simular situaciones habituales de la clínica real como el efecto de variar la posición (de perpendicular a paralela) del catéter epicárdico o la alineación entre electrodos.

Las características térmicas y eléctricas del plástico, metal, tejido cardíaco y sangre se obtuvieron de [8,9]. Debido a la falta de información sobre las características eléctricas y térmicas del fluido pericárdico, consideramos las características del suero como una aproximación. Las conductividades eléctrica y térmica del tejido cardíaco se consideraron dependientes de la temperatura, por lo que las definimos mediante funciones a trozos empleando la función Heaviside que en COMSOL se corresponde con la *flc2hs* [10]. Para la conductividad eléctrica ( $\sigma$ ) se consideró un crecimiento exponencial de  $1.5\%/^\circ\text{C}$  hasta  $100^\circ\text{C}$  [9] y luego, disminuyó abruptamente cuatro órdenes entre  $100$  y  $105^\circ\text{C}$  [11]. La conductividad térmica ( $k$ ) aumentó linealmente  $0.001195 \text{ K}^{-1}$  hasta  $100^\circ\text{C}$ , tras lo cual se mantuvo constante.

Las simulaciones se llevaron a cabo aplicando unas condiciones de contorno eléctricas y térmicas sobre el modelo. Para modelar el BM, se aplicó una condición de aislamiento eléctrico en los límites del modelo y una caída de tensión de  $40 \text{ V}$  entre ambos electrodos durante  $120 \text{ s}$ ; así, las corrientes fluyen entre los electrodos. Por el contrario, para modelar el SUM, se fijó un voltaje de  $0 \text{ V}$  en los límites del modelo (modelando el electrodo dispersivo) y  $40 \text{ V}$  en uno de los electrodos, mientras que el otro se mantuvo aislado eléctricamente durante  $60 \text{ s}$ . Estas condiciones se intercambiaron durante los siguientes  $60 \text{ s}$ ; de esta forma, las corrientes fluyen entre el electrodo activo y el dispersivo. En ambos modos se aplicó una condición de simetría axial en el eje de simetría. En cuanto a las condiciones térmicas, se consideró una temperatura constante de  $37^\circ\text{C}$  en las superficies alejadas del electrodo activo. Para modelar la refrigeración del electrodo se aplicó en su pared interna un coeficiente de convección térmico forzado de  $10629 \text{ W/m}^2\text{K}$  y una temperatura de refrigeración de  $21^\circ\text{C}$  (temperatura ambiente). El valor de este coeficiente se estimó mediante cálculos teóricos de convección forzada dentro de un tubo [7]. Además, se consideraron diferentes coeficientes de convección térmico forzado en la interfase endocardio-sangre ( $3636 \text{ W/m}^2\text{K}$ ) y electrodo-sangre ( $708 \text{ W/m}^2\text{K}$ ) [9] para modelar la refrigeración sanguínea ( $37^\circ\text{C}$ ) y otro de convección libre en la interfase epicardio-aire/fluido pericárdico ( $20 \text{ W/m}^2\text{K}$ ).

Se evaluó el efecto de variar el espesor de la VFW de  $5$  a  $15 \text{ mm}$ . Las lesiones térmicas se evaluaron con el modelo de daño de Arrhenius usando los parámetros obtenidos por Jacques y Gaeni [12], por lo que el daño tisular causado por el calentamiento por RF se calculó como una función dependiente tanto del incremento de temperatura como del tiempo de exposición.

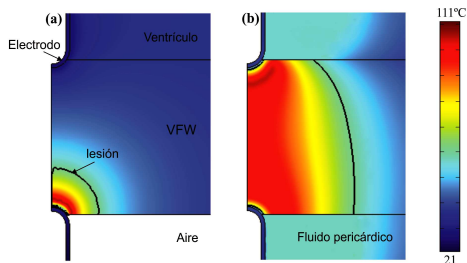
## 3. Resultados

Los resultados obtenidos de los test de convergencia fueron: dimensiones externas  $X=Z=40 \text{ mm}$ , tamaño de

mallado de 0.2 mm en la interfase electrodo-tejido e intervalo temporal de 0.05 s. En ninguna simulación la temperatura del tejido cardíaco fue superior a 111°C, y la temperatura en el electrodo fue siempre inferior a 50°C. Los mapas térmicos del ventrículo no son realistas, puesto que no hemos considerado el movimiento de la sangre.

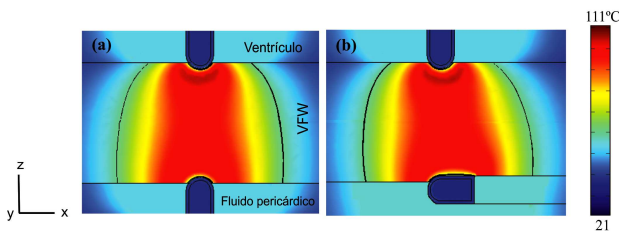
### 3.1. Ablación bipolar de la VFW

La Fig. 2 muestra las distribuciones de temperatura en la VFW tras 120 s de ARF empleando modo bipolar (BM). Se analizaron dos situaciones: a) la punta del catéter epicárdico rodeado de aire o b) fluido pericárdico. El resultado más importante fue la ausencia de lesión térmica en el lado endocárdico (i.e. las lesiones nunca fueron transmurales) cuando el electrodo epicárdico estaba rodeado de aire (Fig. 2a). En este caso, la lesión en el epicardio tuvo una profundidad y anchura de  $\approx 3$  mm y 6 mm, respectivamente. Sin embargo, si el espacio epicárdico contenía fluido pericárdico, las lesiones fueron siempre transmurales y simétricas para espesores de hasta 15 mm (Fig. 2b).



**Figura 2.** Distribuciones de temperatura en la VFW (10 mm de espesor) tras 120 s de ARF bipolar, con el electrodo epicárdico rodeado de (a) aire o (b) fluido pericárdico.

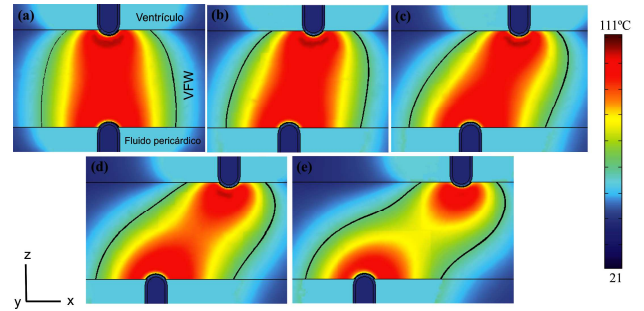
La Fig. 3 muestra el efecto de variar la orientación del electrodo epicárdico, de perpendicular a paralela, sobre la geometría de la lesión térmica, cuando este estaba rodeado de fluido pericárdico. Se observó que las distribuciones de temperatura en las dos situaciones fueron prácticamente idénticas, lo que indica que la orientación del electrodo no tiene un efecto significativo sobre la geometría de la lesión.



**Figura 3.** Distribuciones de temperatura en la VFW (10 mm de espesor) tras 120 s de ARF bipolar. Dos posiciones del electrodo epicárdico: colocado (a) perpendicular o (b) paralelo respecto a la superficie.

La Fig. 4 muestra la distribución de temperatura en la VFW tras 120 s de ARF bipolar, al variar la alineación entre electrodos desde 0 (electrodos alineados) hasta 10 mm, considerando el electrodo epicárdico rodeado de fluido. Se observó como las lesiones fueron cada vez más largas (con forma de reloj de arena) a medida que la

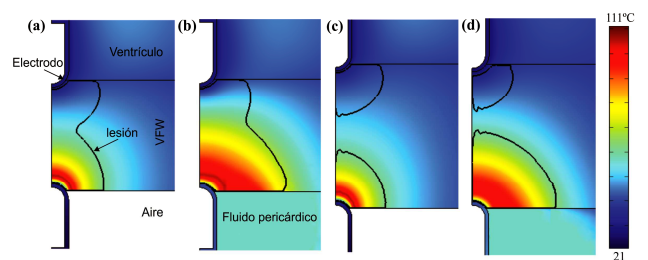
desalineación entre electrodos se incrementaba (Fig. 4e), aunque sin perderse su transmuralidad.



**Figura 4.** Distribuciones de temperatura en la VFW (10 mm de espesor) tras 120 s de ARF bipolar, con desalineación entre electrodos de: (a) 0 (b) 2.5 (c) 5 (d) 7.5 y (e) 10 mm.

### 3.2. Ablación secuencial unipolar de la VFW

Los resultados de la ablación secuencial unipolar (SUM) difieren significativamente del BM. La Fig. 5 muestra las distribuciones de temperatura en la VFW tras la ARF para dos espesores 7.5 y 10 mm, considerando dos situaciones: aire o fluido pericárdico en el espacio epicárdico. Para espesores de pared  $\geq 10$  mm, las lesiones en general tenían la forma mostrada en la Figura 5c-d, es decir, nunca fueron transmurales, independientemente del contenido del espacio epicárdico (aire o fluido). La forma de las lesiones creadas a cada lado de la pared fueron similares, con profundidades comprendidas entre 3.7 y 4.1 mm y anchuras entre 6.4 y 7.5 mm (los valores más altos corresponden a las lesiones en el lado epicárdico, Fig. 5c), cuando el espacio epicárdico estaba formado por aire. En cambio, cuando este contenía fluido pericárdico, la lesión en el lado epicárdico fue significativamente mayor que la del endocardio (Fig. 5d). Por otro lado, para espesores  $\leq 7.5$  mm, las lesiones fueron transmurales con forma de reloj de arena (Fig. 5a-b). En este caso, la lesión en el lado epicárdico fue mayor cuando el electrodo estaba cubierto por fluido pericárdico (Fig. 5b).



**Figura 5.** Distribuciones de temperatura en la VFW tras 120 s de ARF secuencial unipolar (el catéter de arriba activado en primer lugar): 7.5 mm con (a) aire y (b) fluido pericárdico; 10 mm con (c) aire y (d) fluido pericárdico.

## 4. Discusión

Nuestro objetivo fue comparar el BM y SUM durante la ARF de la VFW, donde un electrodo se encuentra en el lado endocárdico y el otro en la superficie epicárdica. Nuestros resultados sugieren que, en ausencia de aire alrededor de la punta del catéter epicárdico, i.e. cuando

este está completamente cubierto por fluido pericárdico (esto se aproximara a lo que se encuentra clínicamente), las lesiones creadas en la VFW con el BM son transmurales. Además, el efecto de cambiar la orientación de la punta del catéter epicárdico es insignificante sobre la geometría de la lesión (Fig. 3). La transmuralidad de las lesiones se sigue manteniendo cuando los electrodos no están alineados (ver Fig. 4).

En cambio, cuando el fluido es reemplazado por aire, el BM, produce solamente lesión en el lado epicárdico, haciendo improbable lograr la transmuralidad. Esto es debido a la gran diferencia entre las densidades de corriente eléctrica de ambos catéteres: el situado sobre la superficie epicárdica tiene un área de contacto muy pequeña con el tejido, lo que implica una densidad de corriente alta; mientras que el electrodo endocárdico está completamente cubierto por tejido cardíaco y la sangre (la conductividad eléctrica de la sangre es incluso mayor que la del tejido cardíaco) y, por tanto, el área de contacto es mucho mayor, por lo que la densidad de corriente es menor. Como la energía de RF es absorbida por el tejido, es directamente proporcional al cuadrado de la densidad de corriente, por lo que las lesiones son preferentemente creadas en el lado del catéter epicárdico, debido a su alta densidad de corriente respecto al endocárdico. En esta situación, cuando el BM opera en la VFW con aire alrededor del catéter epicárdico, no debe considerarse como un modo puramente bipolar y, de hecho, la distribución de temperatura mostrada en la Fig. 2a sugiere que el electrodo en el epicardio en realidad actúa como un electrodo activo, mientras que el situado en el endocardio desempeña el papel del dispersivo, por lo que el calentamiento es insignificante en sus proximidades (definición del modo unipolar). En este sentido, hemos observado que el SUM es más eficaz que el BM para lograr crear lesiones transmurales (Fig. 5), al menos para pequeños espesores de pared ventricular.

Este estudio presenta algunas limitaciones. Nosotros hemos modelado únicamente electrodos internamente refrigerados que, aunque se utilizan durante la ARF del tejido cardíaco [3], también se emplean otros tipos de electrodos como secos o irrigados. Por lo tanto, las conclusiones alcanzadas en este estudio podrían ser diferentes si se utilizaran otros tipos de electrodos. Futuros estudios de modelado podrían abordar este aspecto. Por otra parte, aunque las lesiones podrían ser diferentes a las presentadas si se considerasen: a) diferentes profundidades de inserción del electrodo en el tejido y b) diferentes voltajes/tiempos, es probable que las anteriores conclusiones se mantendrían invariables en cuanto al impacto sobre la geometría de la lesión del modo de ablación bipolar vs. secuencial unipolar, el espesor de la VFW, y la desalineación entre electrodos.

## 5. Conclusiones

Nuestros resultados sugieren que la ARF con BM es superior que con SUM para lograr la transmuralidad de la lesión en la VFW, excepto cuando existe aire alrededor del catéter epicárdico. Además, hemos observado que la variación de la orientación de la punta del catéter respecto

a la superficie epicárdica durante la ARF es irrelevante en términos de forma y profundidad de la lesión, y que la desalineación entre los catéteres durante la ablación ventricular no afecta a la transmuralidad de la lesión.

## Agradecimientos

Este trabajo está financiado por el Plan Nacional de I+D+I del Ministerio de Ciencia e Innovación (TEC2011-27133-C02-01), por la Universitat Politècnica de València (PAID-06-11 Ref. 1988) y por una beca VaLi+D (ACIF/2011/194) de la Generalitat Valenciana.

## Referencias

- [1] Sivagangabalan G, et al. Bipolar ablation of the interventricular septum is more efficient at creating a transmural line than sequential unipolar ablation, *PACE*, vol 33, 2010, pp 16–26
- [2] González Suárez A. et al. Ablación por radiofrecuencia empleando dos catéteres colocados en los lados opuestos de la pared ventricular: comparativa entre el modo bipolar y secuencial unipolar mediante modelado computacional. *Actas del XXIX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica*, Cáceres, 2011, pp 431-434
- [3] D'Avila A, et al. Catheter ablation of ventricular epicardial tissue: a comparison of standard and cooled-tip radiofrequency energy, *Circulation*, vol 109, sup 19, 2004, pp 2363-2369
- [4] Nagashima K, et al., Epicardial ablation with irrigated electrodes: effect of bipolar vs. unipolar ablation on lesion formation, *Circ J*, vol 76, 2012, pp 322-327
- [5] Berjano EJ. Theoretical modeling of epicardial RF ablation: state-of-the-art and challenges for the future. *Biomed Eng Online*, vol 5, 2006, pp 24
- [6] Abraham JP, Sparrow EM. A thermal-ablation bioheat model including liquid-to-vapor phase change, pressure- and necrosis-dependent perfusion, and moisture-dependent properties. *Int J Heat Mass Tran*, vol 50, 2007, pp 2537-2544
- [7] Burdío F, et al. Research and development of a new RF-assisted device for bloodless rapid transection of the liver: Computational modeling and in vivo experiments. *Biomed Eng Online*, vol 8, 2009, pp 10
- [8] Schutt D, et al. Effect of electrode thermal conductivity in cardiac radiofrequency catheter ablation: a computational modeling study. *Int J Hyperthermia*, vol 25, 2009, pp 99–107
- [9] Gopalakrishnan JA. Mathematical model for irrigated epicardial radiofrequency ablation. *Ann Biomed Eng*, 2002 vol 30, 2002, pp 884–893
- [10] Bilotsky Y, Gasik M. Modelling multilayers systems with time-dependent Heaviside and new transition functions. *Proceeding of the Nordic COMSOL Conference*, 2006.
- [11] Haemmerich D, et al. Hepatic radiofrequency ablation with internally cooled probes: effect of coolant temperature on lesion size, *IEEE Trans Biomed Eng*, vol 50, 2003, pp 493–499
- [12] Jacques SL, Gaeeni MO. Thermally induced changes in optical properties of heart. *IEEE Eng Med Biol Soc*, 11th Ann Int Conf, vol 4, 1989, pp 1199–1200.