

# Estudio de Elementos Finitos de un Electrodo Bipolar Internamente Refrigerado para Coagulación de Tejidos Biológicos mediante Corrientes de Radiofrecuencia

A. González Suárez<sup>1</sup>, E. Berjano Zanón<sup>1</sup>

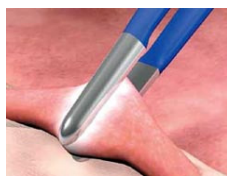
<sup>1</sup> Biomedical Synergy, Departamento de Ingeniería Electrónica, Universidad Politécnica de Valencia, Valencia, España, {angonsua@posgrado.upv.es, eberjano@eln.upv.es}

## Resumen

La resección de parénquima se aplica principalmente para la extirpación de tumores. El principal inconveniente durante la intervención quirúrgica es la excesiva pérdida de sangre, causa fundamental de los índices de morbi-mortalidad. Para conseguir coagular los vasos sanguíneos y, así, disminuir la pérdida de sangre, surgió la resección asistida por RF. Hemos estudiado un electrodo bipolar internamente refrigerado, empleando el método de elementos finitos (FEM), con objeto de valorar el efecto de diferentes parámetros de diseño (geometría del electrodo, distancia entre electrodos, profundidad de inserción en el tejido) sobre la geometría de la lesión producida tras un calentamiento por RF.

## 1. Introducción

Las corrientes de radiofrecuencia (RF) de alrededor de 500 kHz se han empleado durante más de 100 años para calentar, de forma controlada, tejidos biológicos y, así, lograr coagular los vasos sanguíneos (Figura 1). Esto puede permitir minimizar la pérdida de sangre durante operaciones quirúrgicas que implican la resección de parénquima. Así, se han desarrollado diferentes tecnologías que permiten la resección asistida por RF para minimizar la pérdida de sangre durante, por ejemplo, la resección de tumores en el hígado [1] o en el riñón [2].

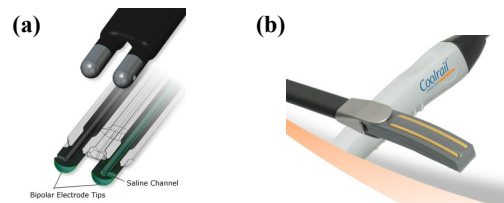


**Figura 1.** Pinzas quirúrgicas provistas de un par de electrodos para lograr la coagulación de vasos sanguíneos mediante corrientes de RF.

Los electrodos bipolares son aquellos en los que las corrientes de RF fluyen entre dos pequeños electrodos de igual geometría. Ofrecen diferentes ventajas frente a los de diseño monopolar, como requerir menos potencia para lograr el mismo efecto de coagulación y no necesitar un electrodo dispersivo, evitando así los riesgos de quemaduras en la piel por un mal contacto. Pero, lo más importante, es que se evita que las corrientes de RF fluyan por otros tejidos que no sea el que queda entre los dos electrodos, minimizando el riesgo de lesión a tejidos contiguos. Esto es especialmente importante cuando la operación quirúrgica se realiza por laparotomía.

Por otro lado, se conoce desde hace tiempo que la refrigeración interna de los electrodos (*cooled electrodes*) permite que el tejido carbonizado no se pegue en la superficie, evitando así la formación de una capa aislante que impediría que las corrientes de RF siguieran fluyendo. De este modo las lesiones son más profundas.

Hasta la fecha se han desarrollado diferentes diseños de electrodos bipolares para la coagulación de tejidos. El sistema Aquamantys (Salient Surgical Technologies, Portsmouth, NH, USA) (Figura 2(a)) permite la coagulación mediante la aplicación bipolar de corrientes de RF y se ha empleado en artroplastia de cadera [3]. Los electrodos no están internamente refrigerados, sino que por su interior fluye una solución salina que es infundida en el tejido a tratar. El electrodo bipolar internamente refrigerado de AtriCure (West Chester, OH, USA) permite la creación de lesiones en el tejido cardíaco [4].



**Figura 2.** Ejemplos de electrodos bipolares para lograr la coagulación de tejido biológico. (a) Electrodo perfundido y (b) electrodo internamente refrigerado.

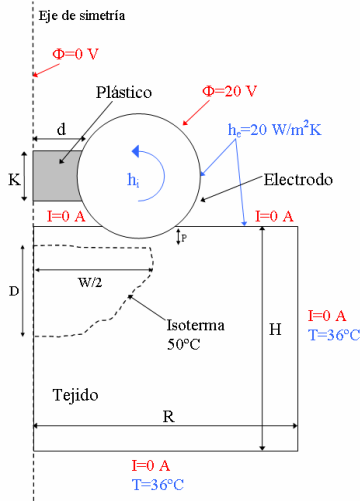
Aunque estos diseños de electrodos bipolares se emplean habitualmente en la clínica, no existen estudios previos ni teóricos ni experimentales que valoren el efecto de parámetros geométricos de diseño sobre la geometría de las lesiones creadas. Por ello, y dado que los modelos computacionales permiten una aproximación rápida a esta cuestión, planteamos un estudio teórico por el Método de Elementos Finitos (FEM) para valorar estas cuestiones.

## 2. Métodos

### 2.1. Descripción del modelo teórico

El modelo teórico emula un electrodo bipolar internamente refrigerado, es decir, compuesto por dos electrodos activos idénticos por los que internamente fluye un líquido frío. El modelo (Figura 3) está formado por un único electrodo metálico (acero inoxidable) unido a una sección de plástico (poliuretano) y un fragmento de tejido. El electrodo está insertado en el tejido a una

profundidad  $P$  y separado, mediante un plástico de longitud  $d$ , del plano de simetría.



**Figura 3.** Modelo teórico propuesto (no a escala). Dado que existe un plano de simetría, sólo incluye la mitad de todo el conjunto electrodos-tejido. La profundidad ( $D$ ) y amplitud ( $W$ ) de la lesión se marcaron usando la línea isoterma de  $50^{\circ}\text{C}$ . También se muestran las condiciones de contorno térmicas (azul) y eléctricas (rojo).

El valor de los parámetros  $R$  y  $H$  se calcularon mediante un análisis de sensibilidad a fin de evitar posibles problemas de contorno. La Tabla 1 muestra las características térmicas y eléctricas de los elementos del modelo. Se consideró un cambio en la conductividad eléctrica del tejido con la temperatura de  $+1.6\%/^{\circ}\text{C}$  y, también, se tuvo en cuenta el descenso de ésta al alcanzar la temperatura de vaporización ( $100^{\circ}\text{C}$ ).

Elemento	$\sigma$ (S/m)	$\rho$ (kg/m <sup>3</sup> )	$c$ (J/kg·K)	$k$ (W/m·K)
Tejido	0.33*	1060	3600	0.5
Electrodo	$7.4 \times 10^6$	$8 \times 10^3$	480	0.35
Plástico	10-5	70	1045	0.026

**Tabla 1.** Características de los elementos empleados en el modelado computacional (de [5]).  $\sigma$ : conductividad eléctrica;  $\rho$ : densidad;  $c$ : calor específico; y  $k$ : conductividad térmica. \*Evaluada a  $36^{\circ}\text{C}$ .

## 2.2. Ecuaciones de gobierno

La temperatura ( $T$ ) en el tejido se obtiene mediante la resolución de la ecuación de transferencia de calor (*Bioheat Equation*), que rige los fenómenos térmicos durante el calentamiento terapéutico de tejidos biológicos por RF:

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

El término  $Q_m$  se corresponde con modelos de generación de calor metabólico ( $\text{W/m}^3$ ) y se considera siempre despreciable en el modelado de ablación por RF [6]; y  $Q_p$  con la pérdida de calor causada por la perfusión sanguínea ( $\text{W/m}^3$ ). Este último término se consideró despreciable, lo que correspondería, por ejemplo, con un procedimiento quirúrgico en el que se realiza un clampaje arterial.

Finalmente, el término  $q$  es la fuente de calor generada por la energía de RF, que viene dado por:

$$q = J \cdot E \quad (2)$$

donde  $J$  es la densidad de corriente ( $\text{A/m}^2$ ) y  $E$  es la intensidad del campo eléctrico. Los valores de estos dos vectores se evalúan usando la ecuación de Laplace:

$$\nabla \cdot \sigma \nabla \Phi = 0 \quad (3)$$

donde  $\Phi$  es el voltaje (V).

Se utilizó el programa ANSYS versión 11.0 (ANSYS, Canonsburg, PA, USA) tanto para la construcción del modelo de elementos finitos (FEM) como para la resolución de las ecuaciones anteriores. Se empleó el elemento 2D PLANE67, que permite resolver el problema electro-térmico. El problema eléctrico es en realidad estático DC, lo que implica que las variables eléctricas son los valores DC en el modelo, pero corresponden con el valor cuadrático medio de la señal de alterna empleada.

## 2.3. Condiciones de contorno

La Figura 3 muestra las condiciones de contorno aplicadas sobre el modelo. Por un lado, las condiciones de contorno eléctricas (en rojo) fueron de voltaje constante de 20 V en el electrodo y de 0 V en el plano de simetría. Esto implica que el otro electrodo estaría a un potencial de -20 V, lo que equivale a un voltaje de RF de 40 V de tensión eficaz. Además, se fijó una corriente eléctrica nula en las superficies alejadas del electrodo, y en las interfases tejido-ambiente y dispositivo-ambiente.

Para las condiciones de contorno térmicas (en azul), se fijó un flujo térmico nulo en el eje de simetría y una temperatura constante de  $36^{\circ}\text{C}$  en las superficies alejadas del electrodo. El efecto de la convección térmica libre en las interfases tejido-ambiente y electrodo-ambiente, se tuvo en cuenta empleando un coeficiente de transferencia térmico ( $h_e$ ) de  $20 \text{ W/m}^2\text{K}$ , y se consideró una temperatura ambiente de  $20^{\circ}\text{C}$ . Por otro lado, se aplicó, en la pared interna del electrodo, un coeficiente de convección térmica forzada ( $h_i$ ) para modelar el efecto de refrigeración del fluido circulante. El valor de  $h_i$  para flujo laminar [5] se calculó despejando de (4):

$$Nu = \frac{h_i \cdot L}{k_f} \quad (4)$$

donde  $Nu$  es el número de Nusselt (adimensional),  $k_f$  es la conductividad térmica del fluido ( $\text{W/m}\cdot\text{K}$ ),  $L$  es la longitud del área calentada (paralela a la dirección del flujo), que se asumió de 15 mm. El número de Nusselt promedio ( $\overline{Nu}$ ) puede estimarse a partir de (5):

$$\overline{Nu} = 0.664 \cdot (\text{Re}^{1/2}) \cdot (\text{Pr}^{1/3}) \quad (5)$$

donde  $\text{Re}$  es el número de Reynolds y  $\text{Pr}$  es el número de Prandtl (ambos adimensionales). La ecuación (5) es válida para  $\text{Re} < 5 \times 10^5$ . Estos números se calculan a partir de las siguientes ecuaciones:

$$\text{Re} = \frac{\rho_f \cdot u \cdot L}{\mu} \quad (6) \quad \text{Pr} = \frac{c_f \cdot \mu}{k_f} \quad (7)$$

donde  $\rho_f$  es la densidad del fluido ( $\text{kg/m}^3$ ),  $\mu$  es la viscosidad dinámica ( $\text{N}\cdot\text{s/m}$ ),  $c_f$  es el calor específico a presión constante ( $\text{J/kg}\cdot\text{K}$ ) y  $u$  es la velocidad del fluido ( $\text{m/s}$ ) que se calcula como:

$$u = \frac{F}{60 \cdot 1000 \cdot A_t} \quad (8)$$

donde  $F$  es el flujo del fluido de valor  $100 \text{ mL/min}$  y  $A_t$  es el área de la sección transversal del tubo. Las características del fluido fueron las del agua a  $37^\circ\text{C}$ :  $k_f = 0.63 \text{ W/m}\cdot\text{K}$ ,  $\rho_f = 999.4 \text{ kg/m}^3$ ,  $\mu = 6.9 \times 10^{-4} \text{ N}\cdot\text{s/m}$ , y  $c_f = 4174 \text{ J/kg}\cdot\text{K}$ . La temperatura de refrigeración en el interior de los electrodos se consideró de  $5^\circ\text{C}$ . En este estudio, al modificar el diámetro y grosor de la pared del electrodo, obtuvimos un valor de  $h_i$  diferente para cada caso:  $h_i \approx 2100 \text{ W/m}^2\cdot\text{K}$  con un electrodo de  $5 \text{ mm}$  y pared de  $0.2 \text{ mm}$ ; para un electrodo de  $8 \text{ mm}$ ,  $h_i \approx 1300 \text{ W/m}^2\cdot\text{K}$ , y, al aumentar el grosor de la pared a  $0.5 \text{ mm}$ , de  $1400 \text{ W/m}^2\cdot\text{K}$ .

#### 2.4. Construcción del modelo

En los análisis de sensibilidad, se utilizó como parámetro de control el valor de la temperatura máxima alcanzada en el tejido ( $T_{\text{máx}}$ ) tras un periodo de  $60 \text{ s}$  de calentamiento por RF. La resolución espacial fue heterogénea: el mallado fue siempre más fino en las zonas próximas a la interfase electrodo-tejido, debido a que allí se origina el mayor gradiente de tensión y, por tanto, el máximo valor de densidad de corriente. En el tejido, el tamaño del mallado fue aumentando gradualmente con la distancia a la interfase electrodo-tejido. En primer lugar, considerando una resolución espacial y temporal tentativa, se realizó un análisis computacional para determinar las dimensiones apropiadas del tejido ( $R$  y  $H$  en la Figura 3). Estas simulaciones se llevaron a cabo incrementando proporcionalmente el valor de ambos parámetros. Cuando la diferencia de la  $T_{\text{máx}}$  entre una simulación y la anterior fue inferior al  $0.5\%$ , se consideró como óptimo el valor del parámetro obtenido en la simulación previa. Con los valores adecuados de  $R$  y  $H$ , se realizaron tests de convergencia para determinar la resolución espacial y temporal adecuada. La resolución espacial óptima se alcanzó disminuyendo el tamaño del mallado en las proximidades del electrodo hasta conseguir que la  $T_{\text{máx}}$  entre simulaciones consecutivas fuese menor al  $0.5\%$ . Finalmente, con la resolución espacial óptima, se decrementó el intervalo temporal hasta lograr cumplir el mismo criterio.

Para caracterizar la lesión térmica empleamos la isoterma de  $50^\circ\text{C}$ . Como muestra la Figura 3, la geometría de la lesión, viene definida por su profundidad ( $D$ ) y diámetro ( $W$ ) en el tejido. Se consideraron tres modelos de electrodo: de  $5 \text{ mm}$  de diámetro con  $0.2 \text{ mm}$  de pared, y de  $8 \text{ mm}$  con pared de  $0.2$  y  $0.5 \text{ mm}$ . Con estos modelos, se estudió además el efecto de variar la distancia entre electrodos ( $d$ ), de  $1$  a  $2 \text{ mm}$ , y la profundidad de inserción del electrodo ( $P$ ), de  $0.5$  a  $1.5 \text{ mm}$ , sobre la geometría de la lesión. Para ello, se realizaron simulaciones aplicando un voltaje constante de  $20 \text{ V}$  durante un periodo de tiempo de  $60 \text{ s}$ . Además, en cada simulación, se registró

el valor de la temperatura máxima ( $T_{\text{máx}}$ ) para la lesión producida, lo cual indica si pueden o no haber puntos de carbonización del tejido.

### 3. Resultados

#### 3.1. Construcción del modelo

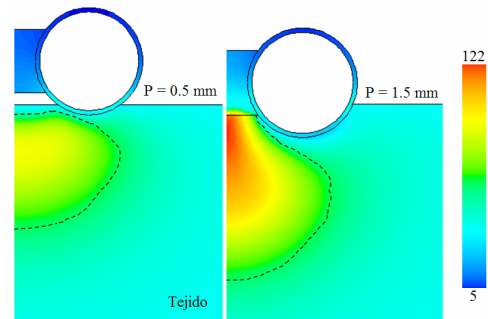
Las dimensiones externas óptimas del modelo fueron  $H = R = 50 \text{ mm}$ . El test de convergencia proporcionó un tamaño de mallado de  $0.125 \text{ mm}$  en la zona más fina (interfase electrodo-tejido), y un intervalo temporal de  $0.05 \text{ s}$ . El modelo está compuesto por cerca de  $1980$  nodos y emplea más de  $3570$  elementos triangulares.

#### 3.2. Caracterización de las lesiones

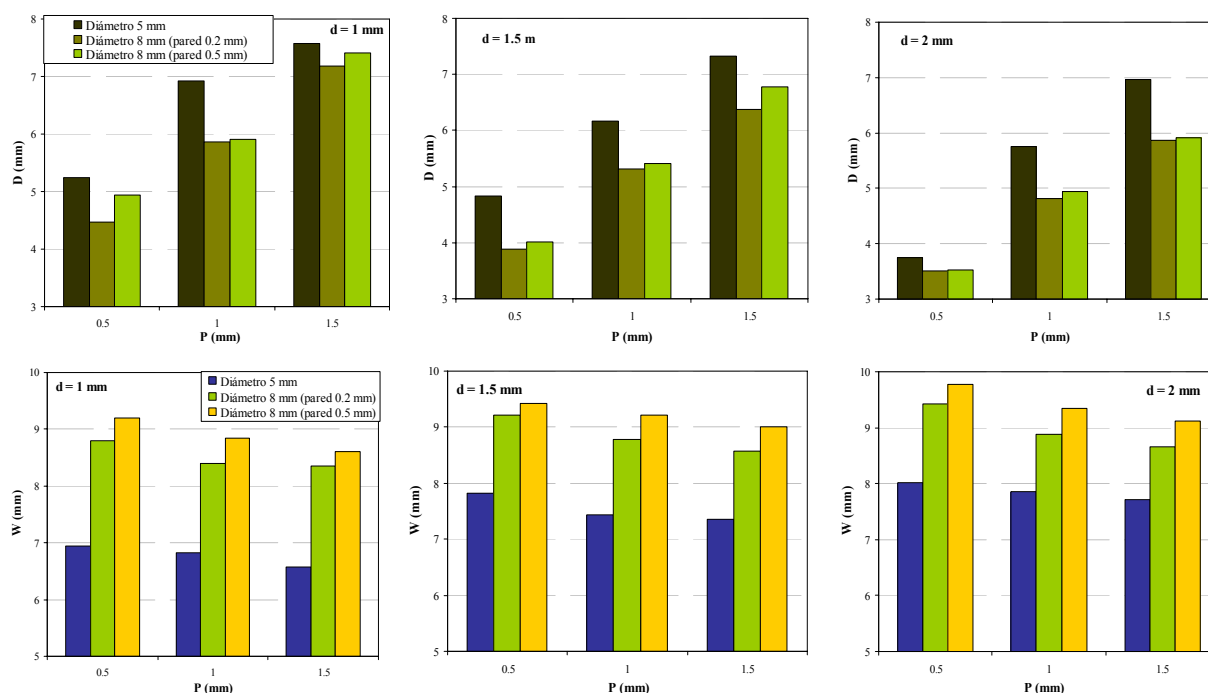
La Figura 5 muestra los resultados de las simulaciones para diferentes geometrías de electrodo, cuando se modificó tanto la inserción del electrodo en el tejido ( $P$ ), como la distancia entre electrodos ( $d$ ). En primer lugar, el incremento de  $P$ , implicó un aumento de la profundidad ( $D$ ) y una disminución de la amplitud ( $W$ ) de la lesión en el tejido, independientemente de la geometría del electrodo y de la separación entre electrodos. Por ejemplo, considerando un electrodo de  $5 \text{ mm}$  con  $d = 1 \text{ mm}$ , al variar  $P$  de  $0.5$  a  $1.5 \text{ mm}$ ,  $D$  aumentó de  $5.25$  a  $7.58 \text{ mm}$ , mientras que  $W$  descendió de  $6.94$  a  $6.58 \text{ mm}$ . Además, se observó un aumento de la  $T_{\text{máx}}$  registrada tras producirse la lesión (Figura 4), desde  $91.2$  a  $121.4^\circ\text{C}$ .

Por otra parte, al aumentar  $d$ , se observó justamente todo lo contrario, es decir, un descenso de  $D$  y un aumento de  $W$ . Siguiendo con el mismo ejemplo, con  $P$  de  $0.5 \text{ mm}$ , el incremento de  $d$  de  $1$  a  $2 \text{ mm}$ , provocó un descenso de  $D$  de  $5.25$  a  $3.75 \text{ mm}$  y un aumento de  $W$  de  $6.94$  a  $8.02 \text{ mm}$ ; produciéndose un descenso de la  $T_{\text{máx}}$  de  $91.2$  a  $69.3^\circ\text{C}$ .

Respecto al hecho de cambiar la geometría del electrodo, por una parte, el efecto de incrementar el diámetro del electrodo, causó una disminución de  $D$  y un aumento de  $W$ , independientemente del valor de  $P$  y  $d$ . Como vemos en la Figura 5, al incrementar el diámetro de  $5$  a  $8 \text{ mm}$ , para el caso de  $P = 0.5 \text{ mm}$  y  $d = 1 \text{ mm}$ ,  $D$  descendió de  $5.25$  a  $4.47 \text{ mm}$ , mientras que  $W$  aumentó de  $6.94$  a  $8.80 \text{ mm}$ . Por tanto, la  $T_{\text{máx}}$  descendió de  $91.2$  a  $71.5^\circ\text{C}$ .



**Figura 4.** Distribución de temperatura obtenida, aplicando voltaje constante ( $20 \text{ V}$ ) durante  $60 \text{ s}$ , y considerando dos posiciones del electrodo ( $0.5$  y  $1.5 \text{ mm}$ ). Todos los plots son para el caso de electrodo de  $5 \text{ mm}$ , con una distancia entre electrodos de  $1 \text{ mm}$ .



**Figura 5.** Profundidad (D) y diámetro de la lesión (W) en el tejido (en mm), obtenido tras la aplicación de un voltaje constante (20 V) durante 60 s, y variando tanto la profundidad de penetración del electrodo en el tejido (P) como la separación entre electrodos (d). Los gráficos muestran los resultados considerando tres geometrías de electrodo.

Por otra parte, el aumento del espesor de la pared de 0.2 a 0.5 mm para el electrodo de 8 mm, provocó un ligero aumento tanto de D, de 4.47 a 4.94 mm, como de W, de 8.80 a 9.20 mm. Consecuentemente, se registró un aumento de la  $T_{\text{máx}}$ , de 71.5 a 71.7°C.

#### 4. Discusión y conclusiones

Los resultados mostraron la tendencia de la geometría de la lesión y de la  $T_{\text{máx}}$  alcanzada en el tejido, al modificar los siguientes parámetros de diseño: 1) el incremento de la profundidad de penetración del electrodo en el tejido, provocó mayores lesiones y un aumento de la  $T_{\text{máx}}$ , 2) el aumento de la separación entre electrodos, menores lesiones y disminución de la  $T_{\text{máx}}$ , 3) la geometría del electrodo: por un lado, el aumento del diámetro del electrodo, menores lesiones y menor  $T_{\text{máx}}$ ; y, por otro lado, el incremento del grosor de su pared, apenas un ligero aumento de las lesiones y de la  $T_{\text{máx}}$ .

En definitiva, los resultados sugieren que para lograr crear lesiones más profundas y con menor anchura en el tejido, lo mejor sería emplear el electrodo de menor diámetro (5 mm), lo menos distante posible del otro electrodo (1 mm), y con una mayor inserción en el tejido (1.5 mm). Sin embargo, todo ello sería a costa de alcanzar una  $T_{\text{máx}}$  superior a 100°C, pudiéndose producir fenómenos de vaporización y carbonización. Estos pueden limitar drásticamente el progreso de la lesión y, por consiguiente, la expansión del área coagulada. Futuros estudios ex vivo podrían validar estas hipótesis.

#### Agradecimientos

Este trabajo está financiado por el Plan Nacional de I+D+I del Ministerio de Ciencia e Innovación (TEC2008-01369/TEC), y por la Generalitat Valenciana (Ayudas

Complementarias de I+D para Grupos de Calidad ACOMP/2010/008).

#### Referencias

- [1] Burdío F, Navarro A, Berjano E, Sousa R, Burdío JM, Güemes A, Subiró J, Gonzalez A, Cruz I, Castiella T, Tejero E, Lozano R, Grande L, Gregorio MA. A radiofrequency-assisted device for bloodless rapid transection of the liver: a comparative study in a pig liver model. *Eur J Surg Oncol*, vol 34, sup 5, 2008, pp 599-605 (ISSN: 0748-7983).
- [2] Ong AM, Bhayani SB, Hsu TH, Pinto PA, Rha KH, Thomas M, Nicol T, Su LM. Bipolar needle electrocautery for laparoscopic partial nephrectomy without renal vascular occlusion in a porcine model. *Urology*, vol 66, sup 6, 2003, pp 1144-8 (ISSN: 0090-4295).
- [3] Zeh A, Messer J, Davis J, Vasarhelyi A, Wohlrab D. The Aquamantys System-An Alternative To Reduce Blood Loss in Primary Total Hip Arthroplasty? *J Arthroplasty*, 2010. [Epub ahead of print] (ISSN 1532-8406).
- [4] Voeller RK, Zierer A, Lall SC, Sakamoto S, Schuessler RB, Damiano RJ. Efficacy of a novel bipolar radiofrequency ablation device on the beating heart for atrial fibrillation ablation: a long-term porcine study. *J Thorac Cardiovasc Surg.*, vol 140, sup 1, 2010, pp 203-8 (ISSN: 0022-5223).
- [5] Burdío F, Berjano EJ, Navarro A, Burdío JM, Grande L, González A, Cruz I, Güemes A, Sousa R, Subiró J, Castiella T. 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 8 (ISSN: 1475-925X).
- [6] Berjano EJ. Theoretical modeling of epicardial radiofrequency ablation: state-of-the-art and challenges for the future. *Biomed. Eng. Online*, vol 5, 2006, pp 24 (ISSN: 1475-925X).