

SAR E INCREMENTI DI TEMPERATURA INDOTTI IN UN MODELLO DEL CUORE DA UN'ANTENNA PER ABLAZIONE CARDIACA

Paolo Bernardi*, Marta Cavagnaro*, Stefano Pisa*, Emanuele PiuZZi*, James C. Lin^o

*Dipartimento di Ingegneria Elettronica, Università di Roma "La Sapienza"
Via Eudossiana, 18, 00184 Roma

bernardi@die.uniroma1.it

^oDepartment of Bioengineering and Department of Electrical and Computer Engineering, University of Illinois at Chicago,
Chicago, IL 60607-7053 USA

Abstract

A 2D cylindrical-coordinate (2D-cyl) finite-difference time-domain code together with an explicit 2D-cyl finite-difference solution of the bio-heat equation have been developed for studying antennas for microwave cardiac ablation. Following validation, the tools have been used to evaluate the performance of a 2450-MHz cap-choke antenna imbedded in a homogeneous dielectric phantom. The numerical tools have been subsequently applied to analyze the catheter antenna imbedded in a two-layer heart model. Both the effect of the antenna position relative to the blood – muscle interface (touching or pressed inside the muscle) and the effect of blood velocity (over-leaflets and underneath-leaflets positions) have been investigated.

INTRODUZIONE

Recentemente è stato proposto, per la cura delle aritmie cardiache, l'utilizzo di applicatori a microonde [1]. Le aritmie cardiache sono dovute ad una mancanza di coordinamento nella contrazione delle cellule muscolari cardiache, a sua volta generata dalla presenza di cammini spuri per la conduzione del segnale elettrico nel cuore. La cura delle aritmie tramite campi elettromagnetici (em) a microonde viene effettuata provocando un forte incremento di temperatura ('ablazione') che distrugge il tessuto sede dei cammini spuri. L'ablazione cardiaca è stata dapprima sviluppata utilizzando correnti a radio-frequenza, mentre recentemente è stato proposto l'utilizzo di campi em a microonde. Infatti, poiché la deposizione di potenza nel tessuto segue a microonde un decadimento quadratico con la distanza, rispetto ad uno del quarto ordine a radio-frequenza, con l'ablazione a microonde si possono ottenere lesioni di profondità maggiore [2], [3]. Nel progetto di antenne per ablazione cardiaca, lo sviluppo di codici numerici è estremamente importante. Lo studio numerico, infatti, permette di verificare il comportamento dell'applicatore in diverse condizioni operative riducendo al minimo la sperimentazione animale; inoltre, possono essere studiate situazioni più realistiche rispetto ai fantocci utilizzati negli studi "in vitro".

In questo lavoro, è stato sviluppato un codice bidimensionale in coordinate cilindriche alle differenze finite nel dominio del tempo (2D-cil-FDTD) per la valutazione della potenza elettromagnetica assorbita dal tessuto cardiaco. Inoltre, per valutare il corrispondente incremento di temperatura, è stata sviluppata una soluzione

bidimensionale in coordinate cilindriche dell'equazione del bio-calore con il metodo delle differenze finite. I codici sono stati dapprima convalidati mediante confronto con dati presenti in letteratura, quindi sono stati utilizzati per lo studio di un applicatore progettato a 2450 MHz. In particolare, l'antenna in esame è stata studiata sia inserita all'interno di un semplice fantoccio cilindrico omogeneo, sia inserita all'interno di un fantoccio a due strati in cui è stata considerata l'influenza del flusso sanguigno e dell'esatta posizione dell'antenna (in contatto o premuta contro il muscolo) sulla deposizione di SAR e sul relativo incremento di temperatura.

METODI E MODELLI

La Fig. 1 riporta l'antenna presa in esame inserita all'interno del fantoccio cilindrico usualmente usato per gli studi "in vitro" (Fig. 1a) ed inserita nel modello a due strati del cuore (Fig. 1b). L'antenna considerata è realizzata partendo da un cavo coassiale flessibile RG/178BU, ripiegando il conduttore centrale e terminandolo con un disco, e collegando un *choke* cilindrico al conduttore esterno [1]. La fessura che separa il disco terminale dal *choke* viene riempita con una resina.

Il fantoccio cilindrico considerato ha un diametro di 8 cm ed è, nel primo caso riempito con un materiale equivalente, dal punto di vista elettrico, al muscolo, mentre, nel secondo caso, è costituito da due strati, l'uno, in cui rimane inserita l'antenna, costituito da sangue, e l'altro da muscolo. Questo secondo modello rappresenta un'approssimazione planare di una piccola parte del cuore. Esso permette di considerare diversi valori per la perfusione sanguigna ed un posizionamento dell'antenna più o meno premuto contro la parete cardiaca.

Il problema elettromagnetico è stato risolto utilizzando il metodo FDTD [4], mentre una soluzione alle differenze finite è stata usata per risolvere il problema termico [5].

Poiché le antenne, i cateteri ed i fantocchi hanno una simmetria cilindrica, i codici numerici sfruttano questa simmetria. In particolare, considerando un sistema di coordinate cilindriche (ρ, φ, z) , con l'asse z corrispondente all'asse dell'antenna, il problema può essere ridotto ad una geometria bidimensionale nel piano (ρ, z) , in cui

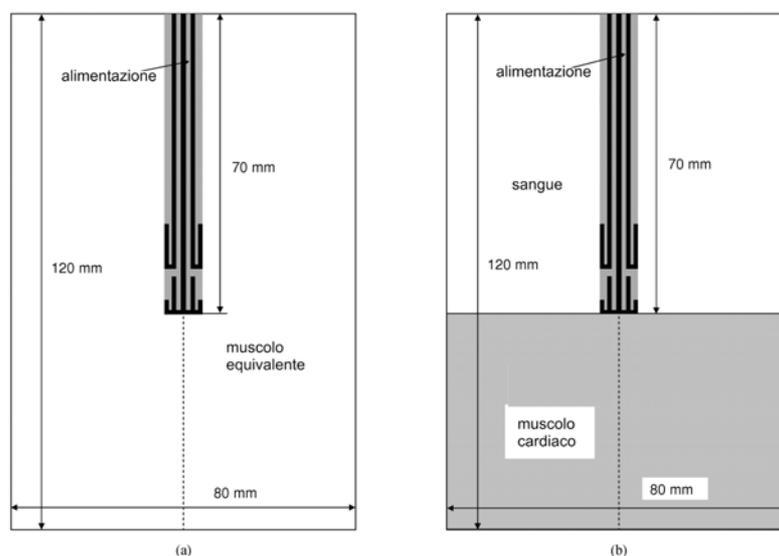


Fig. 1: Antenna per ablazione cardiaca inserita in un fantoccio omogeneo cilindrico (a) e in un modello a due strati del cuore (b)

solo le componenti H_φ , E_ρ ed E_z del campo risultano non nulle, ed in cui non c'è flusso di calore in direzione circonferenziale ($\partial T / \partial \varphi = 0$) [6].

Nel codice FDTD il campo elettromagnetico viene eccitato in corrispondenza di un'assegnata sezione nella linea coassiale che alimenta l'antenna, con una configurazione corrispondente al modo TEM della linea e con una dipendenza dal tempo di tipo gaussiano. L'antenna, dalla parte dell'eccitazione viene terminata con una condizione di assorbimento di tipo UPML (uniaxial perfectly matched layer) [7].

La distribuzione dell'incremento di temperatura viene valutata risolvendo l'equazione del bio-calore [8] e la corrispondente condizione al contorno [9]. Quest'ultima, in particolare, rappresenta lo scambio di calore tra il muscolo cardiaco ed il sangue che circola nel suo intorno, attraverso uno scambio convettivo forzato. La soluzione alle differenze finite di queste equazioni si ottiene in modo esplicito dividendo il modello biologico in celle elementari (nello stesso modo usato nel metodo FDTD), ed imponendo il bilancio termico ad ognuna delle celle considerate.

RISULTATI

Il metodo FDTD in coordinate cilindriche è stato convalidato confrontando il coefficiente di riflessione di un'antenna per ablazione a monopolo e la corrispondente distribuzione di SAR con i dati riportati in [10]. La soluzione dell'equazione del bio-calore è stata invece convalidata considerando la distribuzione di temperatura fisiologica in un cilindro indefinito di muscolo, e confrontando la soluzione numerica con quella analitica [11]. In Fig. 2 è riportata la distribuzione di SAR, numerica e sperimentale, parallela all'asse dell'antenna e a 2.5 e 7.5 mm di distanza da questo, ottenuta nel fantoccio omogeneo di Fig. 1a. Dalla figura si nota come la distribuzione di potenza sia concentrata essenzialmente in corrispondenza della punta dell'antenna.

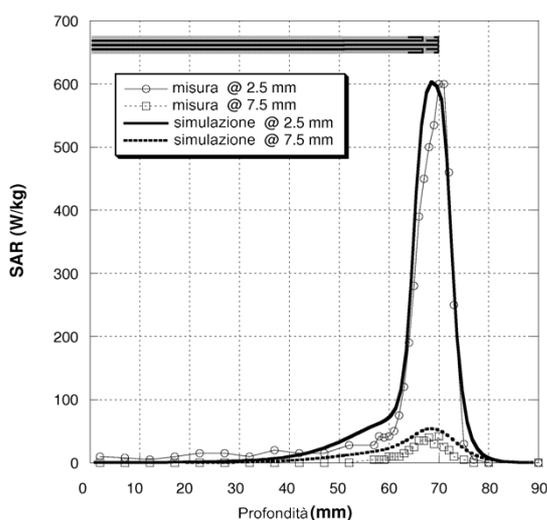


Fig. 2: Distribuzione di SAR lungo una direzione parallela all'asse dell'antenna a 2.5 e 7.5 mm di distanza. Confronto tra valori simulati e misurati

Tab. I: Potenza radiata in funzione della dimensione della lesione (D), del tempo di applicazione (t), della posizione dell'antenna: C, in contatto; P, premuta; BP, bassa perfusione sanguigna; AP, alta perfusione sanguigna.

D (mm)	t (s)	Potenza (W)			
		C BP	C AP	P BP	P AP
1	60	2.5	4.0	2.0	2.5
	120	2.2	3.9	1.7	2.3
3	60	6.2	10	5.0	6.2
	120	4.8	8.7	3.6	5.3
5	60	16	23	13	16
	120	10	17	7.8	11
7	60	44	58	38	44
	120	21	35	16	22
9	60	125	155	112	122
	120	47	70	35	47

In Tabella I sono riportate le potenze necessarie per indurre lesioni profonde 1, 3, 5, 7 e 9 mm nel cuore nelle due condizioni di antenna appoggiata alla superficie del muscolo o premuta contro di esso, con una bassa o alta perfusione sanguigna, per applicazioni di 60 o 120 secondi. La Tabella mostra ad esempio come, per ottenere una lesione profonda 5 mm in una regione a bassa perfusione sanguigna, che è un tipico obiettivo clinico dell'ablazione cardiaca, siano sufficienti 16 W di potenza radiata per 60 sec, mentre in una situazione di alta perfusione sanguigna, siano necessari 23 W radiati per lo stesso periodo di tempo.

CONCLUSIONI

In questo lavoro è stato presentato lo studio numerico di un'antenna per ablazione cardiaca. In particolare, l'analisi ha permesso di analizzare l'influenza della posizione dell'antenna rispetto all'interfaccia sangue-muscolo (in contatto o premuta contro il muscolo) e l'effetto della velocità del sangue a seconda delle diverse cavità del cuore (alta o bassa perfusione sanguigna).

I possibili sviluppi del modello numerico di antenne per ablazione cardiaca a microonde comprendono l'analisi dell'incertezza nella valutazione delle prestazioni delle antenne legata alla variabilità individuale delle proprietà elettriche dei tessuti biologici e l'inserimento della coagulazione del sangue nei microvasi durante l'applicazione di potenza em.

BIBLIOGRAFIA

- [1] J. C. Lin, "Catheter microwave ablation therapy for cardiac arrhythmias," *Bioelectromagnetics*, vol. 20, no. S4, pp. 120-132, 1999.
- [2] T. L. Wonnell, P. R. Stauffer, and J. J. Langberg, "Evaluation of microwave and radio-frequency catheter ablation in a myocardium-equivalent phantom model," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 39, no. 10, pp. 1086-1095, Oct. 1992.
- [3] J. C. Lin, Y. L. Wang, and R. J. Heriman, "Comparison of power deposition patterns produced by microwave and radio frequency cardiac ablation catheters," *Electronics Lett.*, vol. 30, no. 12, pp. 922-923, June 1994.
- [4] K. S. Yee, "Numerical solution of initial boundary value problems involving Maxwell's equations in isotropic media," *IEEE Trans. Antennas Propagat.*, vol. AP-14, no. 3, pp. 302-307, May 1966.
- [5] P. Bernardi, M. Cavagnaro, S. Pisa, and E. Piuze, "Specific absorption rate and temperature elevation in a subject exposed in the far-field of radio-frequency sources operating in the 10-900 MHz range," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 50, no. 3, pp. 295-304, Mar. 2003.
- [6] K. S. Kunz and R. J. Luebbers, *The Finite Difference Time Domain Method for Electromagnetics*. Boca Raton, FL: CRC, 1993.
- [7] S. D. Gedney, "An anisotropic perfectly matched layer-absorbing medium for the truncation of FDTD lattices," *IEEE Trans. Antennas Propagat.*, vol. 44, pp. 1630-1639, Dec. 1996.
- [8] H. H. Pennes, "Analysis of tissue and arterial blood temperatures in resting forearm," *J. Appl. Physiol.*, vol. 1, pp. 93-122, 1948.
- [9] R. G. Gordon, R. B. Roemer, and S. M. Horvath, "A mathematical model of the human temperature regulatory system – transient cold exposure response," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 23, pp. 434-444, Nov. 1976.
- [10] S. Labonté, A. Blais, S. R. Legault, H. O. Ali, and L. Roy, "Monopole antennas for microwave catheter ablation," *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol. 44, no. 10, pp. 1832-1840, Oct. 1996.
- [11] F. Bardati, G. Gerosa, and P. Lampariello, "Temperature distribution in simulated living tissues irradiated electromagnetically," *Alta Frequenza*, vol. XLIX, no. 2, pp. 61-67, 1980.