

TECNICHE DI OTTIMIZZAZIONE NEI TRATTAMENTI DI ABLAZIONE A RADIOFREQUENZA

I. M.V. Caminiti , A. Formisano* , F. Ferraioli** e R. Martone**

*Dip. Ing. Informazione, Seconda Università di Napoli, Via Roma 29, 81031, Aversa (CE)

** Ansaldo Energia, Via Nuova Delle Breccie 260, Napoli 80134

L'ablazione a radiofrequenza (Radio Frequency Ablation, RFA) è una terapia oncologica adatta al trattamento di alcuni distretti, tra cui quello epatico, nei casi in cui l'intervento chirurgico è impraticabile o sconsigliato. La RFA punta sulla distruzione dei tessuti lesi tramite trattamento termico: appositi elettrodi simili ad aghi, inseriti per via percutanea laparoscopica o chirurgica, iniettano nelle regione da trattare correnti alternate con frequenze dell'ordine di 450-550 kHz. Negli schemi tradizionali il circuito elettrico viene chiuso mediante una piastra conduttiva appoggiata sul dorso del paziente. La deposizione di potenza ohmica viene calibrata affinché si realizzi una opportuna distribuzione di calore: alle temperature dell'ordine di 45-50°C, si avvia un processo di deterioramento delle proteine intracellulari e delle membrane cellulari che porta alla morte cellulare. A temperature dell'ordine di 60°C la morte cellulare è istantanea, mentre a quelle dell'ordine dei 90°C si manifestano fenomeni di carbonizzazione [1- 6].

L'unità di ricerca della Seconda Università di Napoli da alcuni anni è impegnata nella messa a punto di modelli numerici per l'ottimizzazione dei trattamenti RFA; gli aspetti specificamente trattati riguardano la forma e la allocazione dell'elettrodo e, inoltre, le misure necessarie per la prevenzione di possibili danneggiamenti indesiderati delle regioni sane che circondano le lesioni. A tale scopo è opportuno introdurre gradi di libertà aggiuntivi, sostituendo al singolo elettrodo previsto nel trattamento standard un sistema multiplo di elettrodi di ritorno col quale influenzare le mappe di campo della corrente. In letteratura è stato infatti mostrato che l'adozione di elettrodi di ritorno multipli consente un seppur limitato controllo della mappa di densità di corrente all'interno del corpo del paziente. E' anche stato proposto di trarre vantaggio dalla disponibilità dei vari elettrodi previsti dalla RFA per utilizzare le tecniche della Tomografia di Impedenza Elettrica (Electrical Impedance Tomography – EIT) alle esigenze di imaging on line della ablazione.

Gli effetti della ablazione sul tessuto dipendono secondo leggi complesse dalla evoluzione oraria della temperatura. Per questo motivo l'ottimizzazione della potenza deposta durante il trattamento RFA ricade nella classe dei problemi di "ottimizzazione dinamica". Per questo motivo la ricerca della Unità della Seconda Università di Napoli ha introdotto il concetto di ottimizzazione dinamica dei pattern di corrente negli elettrodi multipli di ritorno nell'ambito di un opportuno spazio di stato, legato alla mappa di temperatura all'interno del paziente. Il problema è stato formulato come la minimizzazione dinamica di un opportuno funzionale \underline{F} , definito dal seguente modello accoppiato termo-elettromagnetico:

$$\left\{ \begin{array}{l} \underline{T}(t+1) = g(\underline{T}(t), \tilde{\underline{I}}(t), t) \\ t = t_i, t_i + 1, \dots, t_f - 1 \\ \underline{T}(t_i) = \underline{x} \\ (\underline{T}(t_f), t_f) \in \mathbf{B} \\ \underline{F}(\underline{x}, t_i) = \sum_{t=t_i}^{t_f-1} \underline{D}(\underline{T}(t), \tilde{\underline{I}}(t), t) \end{array} \right. \quad (1)$$

dove \underline{T} è il vettore delle sequenze di temperatura in un opportuno insieme di punti (ad esempio, i nodi della mesh utilizzata nell'analisi agli elementi finiti) nella regione di interesse; $\tilde{\underline{I}}$ il vettore delle sequenze delle correnti negli elettrodi; g è un'opportuna funzione del tempo che, modellando l'accoppiamento termo-elettromagnetico, fornisce la distribuzione di temperatura all'istante successivo della sequenza temporale. Infine, t_i è l'istante iniziale della sequenza e t_f quello finale; B è "l'insieme target" degli andamenti ritenuti soddisfacenti per la temperatura, e \underline{D} la "discrepanza" tra la mappa di temperatura effettiva \underline{T} e quella desiderata \underline{T}_r nella regione oggetto dell'intervento terapeutico:

$$\underline{D}(\underline{T}(t), \tilde{\underline{I}}(t), t) = \left\| \underline{W}(t)^T (\underline{T}(t, \tilde{\underline{I}}(t)) - \underline{T}_r(t)) \right\|_{l_2} \quad (2)$$

essendo $\underline{W}(t)$ un vettore di funzioni peso funzione peso.

A titolo di esempio, in Fig. 1 è riportato il dominio FEM corrispondente al torso del paziente opportunamente stilizzato, mentre in Fig. 2 è riportato un esempio di profilo dell'andamento della temperatura in una zona tumorale (alto) e in una sana (basso).

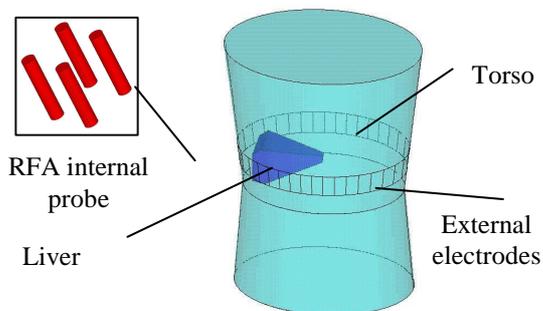


Fig. 1 - Esempio di discretizzazione 3D utilizzato nello studio.

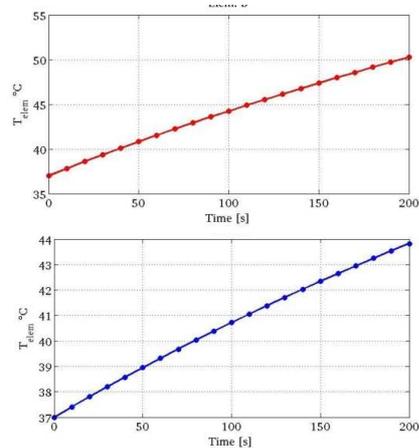


Fig.2 – Andamento della temperatura durante il trattamento di ablazione nei tessuti tumorali (alto) e tessuti sani (basso).

Referenze

- [1] Bayford R. H. (2006), "Bioimpedance Tomography (electrical impedance tomography)", *Ann. Rev. Biomed. Eng.*, Vol. 8, pp. 63–91.
- [2] Caminiti I. M. V., Ferraioli F., Formisano A. and Martone R. (2010), "Adaptive Ablation Treatment Based on Impedance Imaging", *IEEE Trans. on Magnetics*, Vol. 46, pp. 3329-3332.
- [3] Chang I. A. and Nguyen U. D. (2004), "Thermal Modeling of Lesion Growth with Radiofrequency Ablation Devices", *BioMedical Engineering OnLine*, Vol. 3.
- [4] Conway J. (1987), "Electrical Impedance Tomography for Thermal Monitoring of Hyperthermia Treatment: an Assessment using in Vitro and in Vivo Measurements", *Clinical Phys. Physiol. Meas.*, Vol. 8, pp. 141–146.
- [5] Griffiths H. and Ahmed A. (1987), "Applied Potential Tomography for Non-Invasive Temperature Mapping in Hyperthermia", *Clinical Phys. Physiol. Meas.*, Vol. 8, pp. 147–153.
- [6] Dughiero F. and D'Ambrosio V. (2004), "FEM models of radiofrequency thermal treatments in cancer cure", in *Proceedings of HES 2004*, Padua, Italy.