



Vincenzo Cirimele (nollo)

IL FATTORE DI PERCORSO. SIMULAZIONE NUMERICA

20 February 2011

Salve a tutti, ecco il mio primo articolo tratto dalla mia tesi di laurea.

Introduzione

La pericolosità delle folgorazioni dipende dalla gravità dei danni che possono derivare dal verificarsi dell'evento sfavorevole. Nel corpo umano, è facile intuire come questi danni dipendano fortemente dagli organi interessati dal passaggio della corrente elettrica.

La **norma IEC** modella questo fenomeno con il fattore di percorso; lo scopo della mia tesi è stato il calcolo del fattore di percorso con l'ausilio di tecniche di soluzione numerica attraverso l'utilizzo di modelli di corpo umano.

I modelli utilizzati e le operazioni eseguite

I modelli utilizzati derivano dalla manipolazione di informazioni ottenute tramite tecniche di indagine corporea come la **MRI** o la **TAC** o, nell'unico caso del **modello HUGO** del **VHP** (Visible Human Project), da osservazione diretta.

Le informazioni vengono rappresentate tridimensionalmente con l'ausilio dei **voxel**: elementi di volume che rappresentano un valore di una grandezza in uno spazio tridimensionale.

I modelli reperiti per questo lavoro sono il modello HUGO nel VHP e Zubal dell'Università di Yale. Con l'ausilio della geometria esaedrica del voxel diviene possibile trattare l'intero modello come l'insieme di circuiti equivalenti R o RC e studiare il comportamento durante la folgorazione tramite il metodo del potenziale ai nodi nella sua espressione in forma matriciale, dove A è la matrice di incidenze nodi-lati mentre la matrice Y è una matrice diagonale contenente le ammettenze di ciascun lato.

Per costruire la matrice è necessario conoscere i parametri di conducibilità e permittività dei materiali che compongono i modelli. Per il calcolo di tali parametri vengono utilizzate le relazioni di Cole-Cole i cui parametri vengono descritti nello studio sperimentale di C. Gabriel. Le indicazioni fornite permettono il calcolo su 44 materiali, mentre i modelli sono generalmente composti da più materiali.

Un'operazione preliminare importante consiste nel cercare di includere alcuni materiali dei modelli all'interno dei materiali dalle proprietà note associandoli per caratteristiche simili. Le operazioni più importanti sono l'assimilazione di tutte le ghiandole al materiale thyroid, l'assegnazione del materiale cortical bone a tutte le ossa corte e del materiale cancellous bone a tutte le ossa lunghe. L'ultima operazione risulta più forte per il modello HUGO in quanto, tra i materiali originali, non esiste la distinzione tra ossa spugnose e ossa compatte: vista la preponderanza di osso compatto nel corpo umano, risulta idoneo approssimare tutte le ossa del modello con il cortical bone.

Altro rilevante problema sono quegli organi e tessuti molto specifici che non consentono un facile inserimento delle macrocategorie. E' questo il caso della faringe, dell'esofago, dei gas e dei fluidi intestinali, e dell'urina.

Per i gas intestinali si assume un comportamento prossimo a quello dell'aria, mentre, per gli altri materiali, si ricorre ad una più accentuata forzatura che porta ad assegnare alla faringe il materiale muscle, all'esofago il materiale stomach, ai gas intestinali il materiale blood. Tra questi materiali l'urina, che è posta ad avere le stesse proprietà del sangue, è quella che, in termini di parametri elettrici, comporta la più forte approssimazione: questo materiale ha una forte concentrazione di ioni che lo rendono molto conduttivo (circa 3 S/m), circa tre volte in più del sangue.

L'ultimo problema sull'assegnazione si presenta all'interno del **modello Zupal** con due materiali denominati lesion e artificial lesion. Ignorando l'origine di tali materiali si decide di individuarli all'interno del modello e di inglobarli nel materiale in cui sono contenute ponendoli uguali, rispettivamente, al materiale liver e al materiale cerebellum.

Punto importante sulla manipolazione dei modelli è la possibilità di ridurre la risoluzione in quanto, mentre il modello HUGO è distribuito con diverse discretizzazioni, ciò non accade per gli altri modelli; ci si può trovare quindi di fronte ad una dimensione del voxel eccessivamente piccola e, di conseguenza, ad un numero di voxel così elevato da non consentire una semplice e ragionevolmente veloce analisi e simulazione. Si rende così necessaria l'elaborazione di un software capace di ridurre la risoluzione del modello evitando il più possibile la perdita di informazioni, adeguando quindi i tempi di simulazione, valutando il trade-off tra costo computazionale e accuratezza dei risultati.

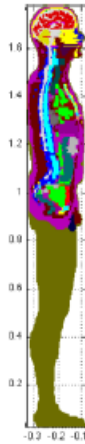


Fig.1 Zubal fine

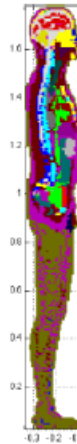


Fig.2 Zubal coarse

Zubal.PNG

L'idea base consiste nel creare dei voxel di dimensione maggiore a partire da più voxel adiacenti assegnando a questo “macro voxel” un opportuno valore di identificazione del materiale. La situazione base scelta è la lettura del contenuto di otto cubi adiacenti, disposti secondo un cubo più grande che li contiene tutti, e l'assegnazione, al macro cubo, del materiale maggiormente presente all'interno dei cubi di partenza. Effettuando una operazione di questo tipo, tutte le dimensioni del modello vengono ridotte di un fattore 2 e quindi l'intero modello viene ridotto di un fattore 8.

Condizioni al contorno

Per dare delle condizioni per la risoluzione del modello, si è scelto di imporre una corrente nota di **225 mA** entrante nelle zone indicate dalla norma IEC; per ottenere una equa distribuzione delle cadute di potenziale garantendo anche una simmetrica distribuzione della corrente, si è scelto di assegnare delle aree opportune e uguali in ampiezza.

La corrente di 225 mA viene scelta perché indicata dalla norma come corrente di riferimento in quanto questo valore delimita la soglia di fibrillazione ventricolare nel percorso di riferimento (con $F = 1$) mano sinistra-piedi. Utilizzando il metodo del potenziale ai nodi occorre comunque indicare un generico nodo rispetto al quale riferire tutti gli altri potenziali.

Analisi dei risultati

Le simulazioni sono state condotte su una workstation equipaggiata con 2 processori Intel Xeon quad-core E5440 2.83 GHz e 32 GB di RAM.

Il tipo di solver iterativo utilizzato è gradiente coniugato con [precondizionatore Incomplete Cholesky](#) con zero fill-in.

Valutando i tempi di simulazione si evince come quelle condotte sui modelli di Zubal giungano a compimento in tempi dimezzati rispetto ai corrispondenti modelli di HUGO.

Quanto accade è dovuto alla presenza o assenza della pelle: i modelli di Zubal, che possiedono ampiamente questo materiale, presentano una forte caduta di potenziale sui rispettivi voxel che si trovano concentrati agli estremi di ogni percorso. Durante la soluzione, questa configurazione permette una rapida convergenza in quanto la parte più pesante degli aggiustamenti della norma va fatta su questi pochi voxel estremi e quindi in una zona molto più limitata.

L'aggiustamento dei voxel più interni diviene operazione molto veloce una volta arrivati a convergenza lì dove si manifesta il grosso della caduta di potenziale. Il programma sviluppato per condurre le simulazioni è in grado di fornire informazioni riguardo tre precisi oggetti di analisi:

- intero volume cardiaco: cioè l'intero cuore comprensivo del sangue in esso contenuto;
- tessuto cardiaco: il muscolo cardiaco privo del contenuto in sangue;
- nodo seno-atriale;

Per ogni elemento di interesse viene calcolata la massima densità di corrente in modulo e in componenti.

Una prima valutazione riguarda l'individuazione dei risultati più rappresentativi. In questo senso sembrano collocarsi i fattori di percorso calcolati per il nodo seno-atriale ed in particolare la componente verticale è quella che maggiormente si avvicina ai valori di fattori di percorso indicati dalla IEC.

Anche il modulo sembra dare risultati molto prossimi eccetto che per il percorso mano sinistra-mano destra dove il risultato offre un valore di F circa doppio rispetto a FIEC.

Tra i valori ricavati, vale la pena sottolineare quanto si riscontra nel percorso mani-piedi e in quello mano sinistra-mano destra. Da ogni analisi effettuata, il primo risulta notevolmente meno pericoloso rispetto a quanto affermato dalla norma (che assegna a questo caso lo stesso fattore unitario del percorso di riferimento).

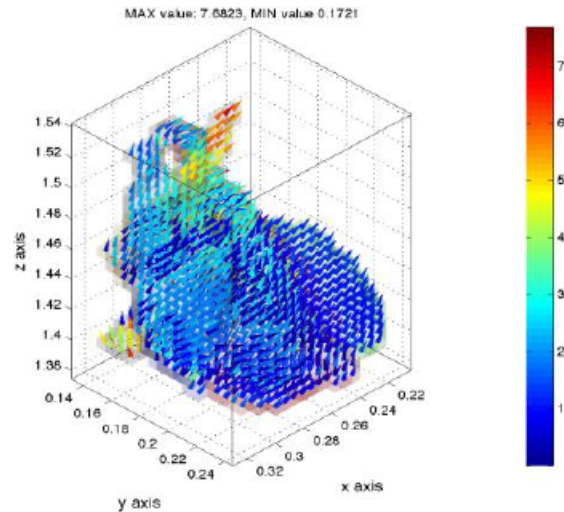


Fig. 3 Densità di corrente nel cuore

cuore.PNG

Un'osservazione riguardo la differenza tra i modelli resistivi e quelli capacitivi mostra che, anche in questo caso, la differenza tra quello che accade con HUGO e quello che accade con Zubal è notevole.

Si può valutare come, i risultati ottenuti con il modello resistivo di HUGO, si discostino in misura inferiore al 5% rispetto al caso capacitivo. Questo non accade per Zubal che presenta delle variazioni anche superiori al 20% tra i due modelli. Ancora una volta è la presenza della pelle a giustificare questa differenza: questo materiale presenta accentuate caratteristiche dielettriche che non compaiono nel modello HUGO e che si manifestano nel passaggio da circuito equivalente R a circuito equivalente RC. Quello che accade è assolutamente confrontabile con quanto si manifesta tra i modelli fine e coarse.

Spero di non essere stato troppo lungo e che l'articolo possa essere di vostro interesse.

Estratto da "<http://www.electroyou.it/mediawiki/index.php?title=UsersPages:Nollo:il-fattore-di-percorso-simulazione-numerica>"