

REVIEW

# I flutter atriali atipici Dall'elettrofisiologia al mappaggio tridimensionale

Giuseppe Arena, Maria Grazia Bongiorno

G Ital Aritmol Cardioslim 2006;3:127-132

Dipartimento Cardiotoracico,  
Azienda Ospedaliera-Universitaria Pisana, Pisa

## Classificazioni e meccanismi elettrofisiologici

Nell'ultimo decennio abbiamo assistito a un rapido sviluppo delle tecniche di mappaggio e di ablazione transcateretere delle aritmie, in particolare delle aritmie atriali; oltre ad aver ampliato le possibilità di trattamento, queste tecniche hanno evidenziato i limiti delle vecchie classificazioni delle aritmie, apportando nuove conoscenze sui meccanismi elettrofisiologici che ne stanno alla base. In passato la classificazione delle tachiaritmie atriali sincronizzate (escludendo le tachicardie da rientro atrioventricolare e da rientro nodale) si basava esclusivamente su criteri elettrocardiografici, indicando con il termine di tachicardia atriale le aritmie con frequenza <240-250 bpm con una linea isoelettrica evidente tra le deflessioni atriali, mentre con il termine di flutter atriale le aritmie con frequenza superiore al cut-off suddetto e senza linea isoelettrica evidente. L'accuratezza classificativa aveva un'importanza relativa quando le uniche terapie disponibili erano costituite dalla cardioversione elettrica o dai farmaci; ancora oggi non esistono farmaci antiaritmici con caratteristiche di reale selettività nei confronti dei meccanismi elettrofisiologici delle singole aritmie. Al contrario, l'utilizzo delle tecniche di ablazione richiede un'esatta definizione del substrato anatomico e funzionale e, al fine di poter confrontare i risultati dei vari gruppi e delle varie tecniche, una classificazione organica e riconosciuta risulta indispensabile. A tale scopo nel 2001 i gruppi di lavoro sulle aritmie della *European Society of Cardiology* e della *North American Society of Pacing and Electrophysiology* hanno proposto una classificazione congiunta delle tachiaritmie atriali.<sup>1</sup> Questa classificazione distingue le tachicardie atriali focali (automatiche, da attività triggerata e da microrientro) dalle tachicardie atriali da macrorientro (MAT) (che includono il flutter atriale tipico e altri ben caratterizzati circuiti da macrorientro nell'atrio destro e nell'atrio sinistro). Altre aritmie descritte in letteratura, che gli Autori hanno ritenuto a sé stanti per inadeguata definizione dei meccanismi, sono: il flutter atriale atipico, il flutter atriale di tipo II, la tachicardia sinusale inappropriata, la tachicardia da rientro sinusale e la conduzione fibrillatoria. Nell'ambito di tale classificazione quindi la definizione di flutter atriale atipico dovrebbe essere riservata alle tachicardie che pre-

sentano il classico pattern elettrocardiografico senza isoelettrica tra le onde P (*"continuously undulating pattern"*), ma differente dal flutter atriale tipico comune e non comune.<sup>2,3</sup> Tuttavia, se il circuito è abbastanza stabile da permetterne la caratterizzazione mediante le tecniche di mappaggio e di entrainment, gli Autori ritengono che la specifica aritmia debba essere inserita nell'ambito delle tachicardie atriali da macrorientro. Il termine flutter atriale di tipo II come descritto originariamente da Wells<sup>4</sup> dovrebbe essere riservato ad aritmie atriali a frequenza particolarmente elevata (>350 bpm) e nelle quali non possono essere utilizzate le tecniche di entrainment; tali aritmie sono spesso instabili e possono convertirsi spontaneamente in flutter tipico o fibrillazione atriale. Anche se sono stati dimostrati possibili meccanismi di rientro,<sup>5</sup> spesso le camere atriali presentano attività elettrica disorganizzata con aree di elettrogrammi frazionati o attività elettrica continua, rendendone spesso difficile la distinzione dalla cosiddetta conduzione fibrillatoria. Tale termine dovrebbe essere utilizzato nei casi di pattern elettrocardiografico di fibrillazione atriale, ma nei quali il mappaggio individua possibili meccanismi di rientro con aree atriali sensibili al pacing; la presenza di rotori (aree stabili di microrientro) è stata recentemente suggerita per tale tipo di aritmia.<sup>6</sup>

Anche da tale classificazione si deduce comunque che l'esatto inquadramento delle varie forme di tachiaritmia atriale richiede una valutazione elettrofisiologica completa. I meccanismi variano dall'origine focale a forme di macrorientro talora molto complesse, che rendono spesso necessaria la correlazione tra il mappaggio e l'anatomia delle camere atriali data l'importanza delle barriere morfologiche e funzionali nel determinismo dell'aritmia, nonché nella scelta della strategia ablativa più opportuna nel singolo caso. Oltre alle normali barriere anatomiche e funzionali (quali gli anelli atrioventricolari, gli osti venosi, la cresta terminale, ecc.), le cicatrici assumono un ruolo importante in pazienti sottoposti a intervento chirurgico per cardiopatie congenite o acquisite; inoltre in entrambi gli atri possono essere presenti aree elettricamente silenti, di natura spesso indefinita e a sede molto variabile, che rendono conto della potenziale fallacità dei criteri elettrocardiografici. Come affermato da Cosio et al.,<sup>7</sup> nelle MAT atipiche il pattern ECG può variare dal flutter ati-

pico (senza linea isoelettrica di base) alla tachicardia atriale (onde P discrete con linea isoelettrica interposta); inoltre le onde P registrate sull'ECG possono riflettere l'attivazione di sedi atriali esterne al circuito di rientro, oltre al fatto che spesso la loro morfologia risulta difficilmente definibile a causa della sovrapposizione con le altre onde del tracciato elettrocardiografico. Date le possibilità offerte dalle attuali tecniche di ablazione transcateretere, al di là della terminologia utilizzata, risultano indispensabili l'esatta localizzazione e la natura degli ostacoli centrali, la direzione del fronte d'onda, la presenza di aree di blocco funzionale e di aree a conduzione lenta, nonché la localizzazione di sedi istmiche critiche per il trattamento ablativo.

Ai fini del presente lavoro, il termine flutter atriale atipico (FAA) verrà utilizzato includendo tutte le tachiaritmie atriali sincronizzate in cui l'istmo cavo-tricuspidale non rappresenta una zona critica per il mantenimento del circuito e, dunque, un eventuale target per il trattamento ablativo; da tale definizione sono quindi esclusi il flutter atriale tipico comune e non comune e le due varianti più rare note con i termini inglesi di *lower loop reentry* e *double wave reentry*.

## Studio elettrofisiologico convenzionale

Lo studio elettrofisiologico ha in primo luogo lo scopo di distinguere la natura focale o da macrorientro del FAA.

### Aritmie focali

Le aritmie con origine focale sono caratterizzate da un'attivazione atriale ritmica originante in un'area discreta (focus) da cui essa si diffonde centrifugamente.<sup>8</sup> Frequenti localizzazioni di tali foci sono la cresta terminale e le vene polmonari, ma possono essere presenti in tutte le sedi di entrambe le camere atriali, e non di rado in più sedi.<sup>9,10</sup> I meccanismi elettrofisiologici alla base dell'attività focale sono rappresentati da esaltato o anomalo automatismo, attività triggerata e microrientro.<sup>11</sup> Il ciclo di tali aritmie è di solito  $\geq 250$  msec, ma anche aritmie con ciclo  $< 200$  msec possono avere natura focale: la frequenza non è quindi un criterio assoluto di diagnosi differenziale. Più caratteristicamente il ciclo dell'aritmia in caso di origine focale presenta mag-

giore variabilità; sono inoltre ben noti i fenomeni di "warm up" (progressivo aumento della frequenza all'insorgenza dell'aritmia) e di "cool down" (progressiva riduzione della frequenza prima dell'interruzione della tachicardia), nonché la particolare sensibilità del ciclo dell'aritmia alle variazioni del tono neurovegetativo. Il mappaggio endocardico consente di individuare la sede di più precoce attivazione con la caratteristica diffusione centrifuga; la registrazione unipolare ha una notevole importanza dato che mostra un aspetto QS con deflessione iniziale rapida a livello della sede di origine. La diffusione dell'attivazione può non essere uniformemente radiale a causa delle barriere anatomiche e/o funzionali. Generalmente è presente un periodo di silenzio elettrico lungo il ciclo che, sull'ECG di superficie, si traduce nella linea isoelettrica tra le deflessioni atriali; il mappaggio endocardico mostrerà porzioni significative in fase diastolica di assenza di attività elettrica registrabile, nonostante un mappaggio completo dell'atrio destro, dell'atrio sinistro e del seno coronario. Tuttavia, in presenza di disturbi della conduzione intra- e/o interatriale l'attivazione elettrica può occupare gran parte del ciclo della tachicardia. In questi casi sono particolarmente utili le tecniche di entrainment; infatti i criteri elettrocardiografici di fusione costante o progressiva non potranno essere soddisfatti, mentre la registrazione endocardica escluderà la collisione dei fronti di attivazione e/o la locale variazione di attivazione.

### **Aritmie da macrorientro**

Le aritmie da macrorientro sono causate da un'attività elettrica rientrante intorno a un ostacolo centrale. L'ostacolo può essere una normale struttura anatomica o un'area patologica o una lesione iatrogena, inoltre può essere anatomico o funzionale. Il concetto di attivazione precoce o tardiva in questo contesto è puramente arbitrario, in quanto per definizione non esiste un singolo punto di origine dell'aritmia e il tessuto atriale al di fuori del circuito di rientro può essere attivato da varie parti del circuito stesso. La descrizione del macrorientro deve quindi essere messa in relazione con l'anatomia atriale, includendo una descrizione dettagliata degli ostacoli e di eventuali istmi critici che possono costituire il target per l'efficacia dell'ablazione. Sebbene il ciclo delle MAT sia solitamente  $\leq 250$  msec, il meccanismo del rientro non si può escludere in presenza di

cicli più lunghi, soprattutto nel caso di tachicardie postincisionali che spesso presentano aree di conduzione particolarmente lenta; anche l'effetto dei farmaci antiaritmici può essere responsabile dell'allungamento del ciclo. Se il mappaggio endocavitario è completo, solitamente registra un'attivazione elettrica continua lungo tutto il ciclo della tachicardia, anche durante gli intervalli isoelettrici presenti sull'ECG di superficie. Al di là del concetto di precocità, risulta comunque utile la definizione di una sede di riferimento (scelta come tempo zero), quale il seno coronarico prossimale, cui raffrontare i tempi di attivazione nelle restanti aree mappate. La presenza di linee di blocco anatomiche (atriotomia, ecc.) o funzionali (cresta terminale, ecc.) è spesso documentata dalla registrazione di doppi potenziali, che rappresentano l'attivazione ai due lati della linea di blocco; tuttavia possono essere registrate al di fuori del circuito di rientro, per cui la loro interpretazione va inserita nel contesto della sequenza di attivazione generale e della risposta dei potenziali durante la stimolazione. Elettrogrammi con componenti multipli (frazionati) possono essere registrati in aree a conduzione lenta; anche in questo caso le tecniche di stimolazione sono fondamentali per dimostrare la criticità di tali aree per il mantenimento del circuito di rientro.

### ***Ruolo delle tecniche di entrainment***

La dimostrazione del meccanismo di rientro si basa quindi principalmente sulle tecniche di stimolazione per ottenere il cosiddetto entrainment transitorio descritto originariamente da Waldo et al.<sup>12</sup> Esso si basa sulla stimolazione a frequenza lievemente superiore durante la tachicardia, ottenendo un'accelerazione della tachicardia stessa alla frequenza di stimolazione con recupero della frequenza originaria al momento dell'interruzione della stimolazione. Waldo et al. proposero tre criteri di entrainment; i primi due erano basati sulla modificazione della morfologia dell'onda F (deflessione elettrocardiografica correlata all'attività elettrica atriale durante il flutter) durante la stimolazione, con la dimostrazione della fusione costante a frequenza di stimolazione fissa e della fusione progressiva a frequenza di stimolazione crescente. Il terzo criterio richiedeva la registrazione endocavitaria ed era soddisfatto dalla dimostrazione che l'interruzione della tachicardia fosse associata con il blocco della conduzione locale per un bat-

tito seguito da un'attivazione locale da differente direzione, come evidente da una diversa morfologia dell'elettrogramma locale, e con un tempo di conduzione locale più corto. Successivamente è stato descritto il quarto criterio di entrainment,<sup>13</sup> che rappresentava l'equivalente endocavitario della fusione progressiva (secondo criterio). Il quarto criterio era soddisfatto dall'osservazione di una variazione del tempo di conduzione e della morfologia dell'elettrogramma locale in una sede di registrazione stimolando da un'altra sede a differenti frequenze costanti, ognuna delle quali era maggiore della frequenza della tachicardia ma non la interrompeva. Particolare importanza ha avuto la successiva dimostrazione del cosiddetto "entrainment occulto", fenomeno per il quale si osserva la cattura atriale alla frequenza di stimolazione, ma senza variazione della morfologia dell'ECG e dei pattern di attivazione endocavitari.<sup>14</sup> L'entrainment occulto è legato alla stimolazione in una sede prossima al punto di uscita del circuito o all'interno della zona a conduzione lenta; nel primo caso alla stimolazione consegue assenza di fusione e minima o assente latenza tra artefatto di pacing e onda F, mentre nel secondo caso, oltre all'assenza di fusione, esisterà una latenza dipendente dal punto di stimolazione all'interno della zona a conduzione lenta. La sede di entrainment occulto con latenza rappresenta spesso un target ottimale per l'erogazione efficace dell'energia ablativa; tuttavia in taluni casi tale fenomeno è osservabile stimolando da sedi a conduzione lenta in rapporto con sedi critiche del circuito di rientro, ma non all'interno del circuito stesso, rendendo quindi inefficace l'ablazione in tale sede. Per evitare questo errore è stato introdotto il cosiddetto criterio della "latenza equivalente", secondo il quale l'intervallo tra stimolo e onda F durante l'entrainment occulto deve essere equivalente all'intervallo tra l'elettrogramma atriale locale e l'onda F durante la tachicardia spontanea.<sup>15</sup> Tale equivalenza rappresenta un'evidenza di stimolazione all'interno del circuito, dato che nel caso di sedi esterne al circuito si indurrebbe una latenza significativamente maggiore durante stimolazione.

Sebbene tali tecniche siano state ampiamente testate per varie forme di tachicardia da macrorientro, nel caso del flutter spesso sono difficilmente applicabili a causa della difficoltà dell'individuazione attendibile dell'inizio dell'onda F sull'ECG di superficie, in parti-

colare nelle forme post-chirurgiche in cui non infrequentemente l'onda F presenta bassi voltaggi per la dilatazione atriale e i ritardi di conduzione intra- e interatriale. Allo scopo di superare questi limiti, un metodo ampiamente utilizzato per determinare se la sede di pacing sia all'interno del circuito è il calcolo della differenza tra l'intervallo post-pacing (IPP, misurato come latenza a livello della sede di stimolazione tra l'artefatto dello stimolo e il successivo elettrogramma atriale) e la lunghezza del ciclo della tachicardia (LCT).<sup>16</sup> Quando  $IPP-LCT < 25$  msec la sede di pacing durante entrainment è all'interno del circuito di rientro, mentre per valori superiori è al di fuori del circuito di rientro; tale criterio ha il vantaggio di essere indipendente da misure eseguite sull'ECG di superficie che presentano i limiti suddetti. Anche questo metodo tuttavia presenta alcuni limiti, legati soprattutto alla necessità di eseguire i calcoli sull'elettrogramma a livello della stessa sede di pacing. Infatti, in dipendenza della durata dello stimolo, del guadagno degli amplificatori, dei filtri utilizzati e del sistema di registrazione utilizzato, spesso l'elettrogramma atriale nella sede di stimolazione non è interpretabile a causa dell'artefatto da polarizzazione o per altri rumori di fondo indotti dallo stimolo stesso. Una parziale soluzione a tale problema è costituita dalla registrazione a livello del dipolo prossimale alla sede di pacing, che però introduce un certo errore nel metodo di calcolo. Triedman et al.<sup>17</sup> hanno proposto un'altra soluzione, elegante e più efficiente, basata sulla registrazione e misurazione degli intervalli in una sede fissa (elettrogramma esofageo, seno coronarico prossimale), distante dalla sede di stimolazione. Il metodo proposto rappresenta una variante della latenza equivalente sostituendo l'origine dell'onda F con l'elettrogramma atriale sinistro. Nel caso in cui tale sede venga attivata ortodromicamente durante la stimolazione, la latenza sarà equivalente se la sede di pacing è all'interno del circuito, mentre sarà superiore rispetto alla latenza durante tachicardia se la sede di pacing è esterna al circuito di rientro. Il grado di attivazione antidromica della sede atriale sinistra presa come riferimento è calcolabile dalla differenza tra IPP a tale livello e LCT; se  $IPP = LCT$  è desumibile che sia attivata ortodromicamente durante il pacing, mentre in caso di attivazione antidromica tali intervalli saranno differenti, dato che il tempo di attivazione dalla sede di pacing alla sede

atriale sinistra di riferimento sarà più corto rispetto al tempo di attivazione durante tachicardia. Correggendo la differenza delle latenze misurate durante pacing e durante tachicardia con il grado di antidromicità (definito dalla differenza tra IPP e LCT nella sede remota considerata), gli Autori hanno trovato un'ottima correlazione del metodo descritto con il gold standard rappresentato dal calcolo di IPP-LCT nella sede di pacing.

## Sistemi di mappaggio tridimensionale

Le tecniche di entrainment descritte vanno ovviamente interpretate nell'ambito della mappa di attivazione; pur essendo affidabili e riproducibili, spesso risultano particolarmente complesse e talora di difficile interpretazione. Inoltre, i tentativi di stimolazione per validare i criteri di entrainment possono provocare l'interruzione dell'aritmia, con conseguente necessità di reinduzione ai fini del mappaggio, con il rischio di indurre un'altra tachicardia in presenza di circuiti multipli<sup>18</sup> o di provocare la degenerazione del flutter in fibrillazione atriale. L'attuale disponibilità di sistemi computerizzati di mappaggio tridimensionale rappresenta sicuramente un notevole passo avanti per la diagnosi e il trattamento ablativo delle tachicardie e dei FAA in particolare. Tali sistemi consentono una fondamentale correlazione tra segnali elettrici endocavitari e dettagli anatomici, risultando particolarmente utili nell'interpretazione di circuiti da macrorientro complessi, che si possono verificare per esempio negli atri chirurgici a causa della presenza di linee di atriotomia o patch, oppure negli atri di pazienti sottoposti ad ablazione del substrato della fibrillazione atriale.

La navigazione convenzionale utilizza la fluoroscopia multiplana, che ha l'importante limite dell'esposizione radiologica del paziente e degli operatori, particolarmente rilevante nelle tecniche di mappaggio e ablazione dei FAA per la frequente complessità interpretativa dell'aritmia. Tutti i sistemi di mappaggio 3D<sup>19</sup> (CARTO, LocaLisa, Ensite, ecc.) consentono una notevole riduzione dell'utilizzo della fluoroscopia,<sup>20</sup> con l'ulteriore vantaggio di un'elevata risoluzione spaziale. L'interfacciamento con il computer fornisce l'insostituibile opportunità dell'analisi off-line dei dati elettrici e ana-

tomici acquisiti, permettendo un'oculata interpretazione dei meccanismi dell'aritmia e della scelta della strategia ablativa. A parte la peculiarità dei singoli sistemi, è possibile ottenere mappe di attivazione, di voltaggio e di isopotenziali; tali mappe possono essere messe in relazione con le strutture anatomiche o con eventuali altre barriere iatrogene o patologiche, consentendo la ricostruzione del circuito di rientro e l'individuazione di istmi critici che costituiscono il target del trattamento ablativo.

Tuttavia, è importante ricordare che il mappaggio 3D non sostituisce bensì affianca l'elettrofisiologia convenzionale: senza un chiaro processo di priorità e di settaggio del sistema basato su presupposti elettrofisiologici, il rischio di erronea interpretazione risulta estremamente elevato, con conseguente spreco di energie e di risorse. Questo campo applicativo è infatti un chiaro esempio della necessità che sia l'uomo a guidare la macchina, e non viceversa. Se ben applicata, nonostante che il mappaggio e l'ablazione dei FAA siano possibili anche con l'elettrofisiologia convenzionale,<sup>21</sup> l'elevata precisione della ricostruzione geometrica delle camere atriali, associata alla topografia degli elettrogrammi endocavitari, rende ragione della maggiore efficienza del mappaggio 3D in termini di efficacia a breve e lungo termine e riduzione dei tempi di esposizione radiologica.<sup>18,20,22-24</sup> Un ulteriore vantaggio offerto dai sistemi di mappaggio 3D è la possibilità di "rinavigazione", ossia di raggiungere una sede precedentemente mappata con un'elevata risoluzione spaziale.

La possibilità, entrata ormai nell'applicazione clinica in alcuni laboratori di elettrofisiologia, di integrazione dei sistemi di mappaggio 3D con la ricostruzione anatomica delle strutture cardiache ottenuta mediante tecniche di radiologia (TC, RM), sembra essere molto promettente.<sup>25</sup> Una volta attuata tale integrazione (relativamente semplice e veloce), il catetere mappante naviga all'interno della ricostruzione anatomica delle camere atriali; la gestione via software di vari piani di sezione rende particolarmente adatta tale navigazione a dirigere l'energia ablativa nelle sedi anatomiche scelte come target con possibile riduzione dei rischi connessi alla procedura. La reale valenza di tale tecnologia integrata nel trattamento dei FAA richiede conferma dall'applicazione clinica, tuttora limitata.

## Bibliografia

1. Saoudi N, Cosio F, Waldo A, et al. A classification of atrial flutter and regular atrial tachycardia according to electrophysiological mechanisms and anatomical bases; a Statement from a Joint Expert Group from The Working Group of Arrhythmias of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. *Eur Heart J* 2001; 22(14):1162-1182.
2. Kalman JM, Olgin JE, Saxon LA, et al. Electrocardiographic and electrophysiologic characterization of atypical atrial flutter in man: use of activation and entrainment mapping and implications for catheter ablation. *J Cardiovasc Electrophysiol* 1997;8(2):121-144.
3. Lesh MD, Kalman JM. To fumble flutter or tackle "tach"? Toward updated classifiers for atrial tachyarrhythmias. *J Cardiovasc Electrophysiol* 1996;7(5):460-466.
4. Wells JL, Jr., MacLean WA, James TN, et al. Characterization of atrial flutter. Studies in man after open heart surgery using fixed atrial electrodes. *Circulation* 1979;60(3):665-673.
5. Allesie MA, Lammers WJ, Bonke IM, et al. Intra-atrial reentry as a mechanism for atrial flutter induced by acetylcholine and rapid pacing in the dog. *Circulation* 1984;70(1):123-135.
6. Mandapati R, Skanes A, Chen J, et al. Stable microreentrant sources as a mechanism of atrial fibrillation in the isolated sheep heart. *Circulation* 2000;101(2):194-199.
7. Cosio FG, Martin-Penato A, Pastor A, et al. Atypical flutter: a review. *Pacing Clin Electrophysiol* 2003;26(11):2157-2169.
8. Gillette PC, Garson A, Jr. Electrophysiologic and pharmacologic characteristics of automatic ectopic atrial tachycardia. *Circulation* 1977;56(4 Pt 1):571-575.
9. Tang CW, Scheinman MM, Van Hare GF, et al. Use of P wave configuration during atrial tachycardia to predict site of origin. *J Am Coll Cardiol* 1995;26(5):1315-1324.
10. McGuire MA, Johnson DC, Nunn GR, et al. Surgical therapy for atrial tachycardia in adults. *J Am Coll Cardiol* 1989;14(7):1777-1782.
11. Chen SA, Chiang CE, Yang CJ, et al. Sustained atrial tachycardia in adult patients. Electrophysiological characteristics, pharmacological response, possible mechanisms, and effects of radiofrequency ablation. *Circulation* 1994;90(3):1262-1278.
12. Waldo AL, MacLean WA, Karp RB, et al. Entrainment and interruption of atrial flutter with atrial pacing: studies in man following open heart surgery. *Circulation* 1977;56(5):737-745.
13. Henthorn RW, Okumura K, Olshansky B, et al. A fourth criterion for transient entrainment: the electrogram equivalent of progressive fusion. *Circulation* 1988;77(5):1003-1012.
14. Okumura K, Henthorn RW, Epstein AE, et al. Further observations on transient entrainment: importance of pacing site and properties of the components of the reentry circuit. *Circulation* 1985;72(6):1293-1307.
15. Stevenson WG, Sager PT, Friedman PL. Entrainment techniques for mapping atrial and ventricular tachycardias. *J Cardiovasc Electrophysiol* 1995;6(3):201-216.
16. Olgin JE, Kalman JM, Fitzpatrick AP, et al. Role of right atrial endocardial structures as barriers to conduction during human type I atrial flutter. Activation and entrainment mapping guided by intracardiac echocardiography. *Circulation* 1995;92(7):1839-1848.
17. Triedman JK, Alexander ME, Berul CI, et al. Estimation of atrial response to entrainment pacing using electrograms recorded from remote sites. *J Cardiovasc Electrophysiol* 2000;11(11):1215-1222.
18. Nakagawa H, Shah N, Matsudaira K, et al. Characterization of Reentrant Circuit in Macroreentrant Right Atrial Tachycardia After Surgical Repair of Congenital Heart Disease: Isolated Channels Between Scars Allow "Focal" Ablation. *Circulation* 2001;103(5):699-709.
19. Ben-Haim SA. Catheter Navigation in Modern Electrophysiology. *J Cardiovasc Electrophysiol* 2000;11(11):1193-1195.
20. Paul T, Windhagen-Mahnert B, Kriebel T, et al. Atrial Reentrant Tachycardia After Surgery for Congenital Heart Disease: Endocardial Mapping and Radiofrequency Catheter Ablation Using a Novel, Noncontact Mapping System. *Circulation* 2001; 103(18):2266-2271.
21. Nakao M, Nogami A, Sugiyasu A, et al. Catheter ablation of tachycardias after undergoing a surgical atriotomy using a multipolar electrode catheter: conventional mapping method without an electroanatomical mapping system. *Circ J* 2005;69(7):837-843.
22. Tai CT, Liu TY, Lee PC, et al. Non-contact mapping to guide radiofrequency ablation of atypical right atrial flutter. *J Am Coll Cardiol* 2004;44(5):1080-1086.
23. Okishige K, Kawabata M, Umayahara S, et al. Radiofrequency catheter ablation of various kinds of arrhythmias guided by virtual electrograms using a noncontact, computerized mapping system. *Circ J* 2003;67(5):455-460.
24. Reithmann C, Hoffmann E, Dorwarth U, et al. Electroanatomical mapping for visualization of atrial activation in patients with incisional atrial tachycardias. *Eur Heart J* 2001;22(3):237-246.
25. Tops LF, Bax JJ, Zeppenfeld K, et al. Fusion of multislice computed tomography imaging with three-dimensional electroanatomic mapping to guide radiofrequency catheter ablation procedures. *Heart Rhythm* 2005;2(10):1076.

### Indirizzo per la corrispondenza

Giuseppe Arena  
UO Malattie Cardiovascolari I Univ.  
Dipartimento CardioToracico - AOUP  
Ospedale di Cisanello  
Via Paradisa, 2  
56100 Pisa  
E-mail: g.arena@ao-pisa.toscana.it