

La Risonanza Magnetica Nucleare nei pazienti con protesi metalliche impiantate: stent coronarici, valvole cardiache, stimolatori

Giorgio Corbucci,¹ Elio Giroletti²

G Ital Aritmol Cardioslim 2003;4:222-230

¹Vitatron Medical Italia

²Dipartimento di Fisica Nucleare e Teorica, Università degli Studi di Pavia

Parole chiave: risonanza magnetica, stent coronarici, valvole cardiache, stimolatori cardiaci impiantabili

La risonanza magnetica nucleare (RMN) è una tecnica spettroscopica nata nel 1945. Essa è oggi applicata a innumerevoli branche della medicina e anche in campo cardiologico, per esempio per la valutazione delle patologie congenite o acquisite del cuore e dei grandi vasi. In letteratura sono reperibili varie indicazioni cliniche alla RMN e sulle procedure per la gestione ottimale dei pazienti cardiopatici da sottoporre a questo esame. In particolare, si segnalano quelle predisposte nel 1998 dalla Task Force della Società Europea di Cardiologia.¹ In esse si sottolinea che non sono stati rilevati effetti negativi sui pazienti sul lungo periodo e che durante la procedura solo il 2% di essi può soffrire di claustrofobia. Per i pazienti con protesi metalliche impiantate, quali le protesi d'anca, valvole meccaniche cardiache e suture sternali, viene escluso ogni potenziale problema quando i materiali utilizzati non sono ferromagnetici, cioè non sono attratti in maniera sensibile da un campo magnetico esterno. Invece, si invita a evitare di sottoporre a RMN pazienti con stimolatori elettronici impiantati quali pacemaker e defibrillatori, per il potenziale rischio di indurre sui cateteri endocardici correnti elettriche in grado di stimolare ad alta frequenza il cuore, con la possibilità quindi di innescare aritmie pericolose. Si prende atto, però, che con opportune precauzioni i pazienti con stimolatori cardiaci sono stati sottoposti a RMN. Non viene tuttavia specificato nulla sulle "opportune precauzioni".

Da allora ad oggi sono stati pubblicati diversi lavori specifici sulle interazioni tra RMN e protesi metalliche impiantate; da rilevare anche che è migliorata, rispetto al passato, la compatibilità elettromagnetica dei sistemi impiantabili. È utile pertanto approfondire l'argomento allo scopo di documentare e comprendere i fenomeni fisici che sono alla base delle interferenze, per valutare i rischi e le possibili misure di tutela da adottare nei confronti del paziente che si trovi nella stringente necessità di usufruire di questo tipo di indagine.

Nel presente lavoro di review, dopo alcune semplici informazioni relative alla RMN e ai possibili fenomeni fisici che possono produrre effetti indesiderati sui pazienti sottoposti a questo esame, verranno analizzate le

indicazioni presenti in letteratura con particolare riferimento a stent coronarici, valvole cardiache artificiali e stimolatori cardiaci impiantabili.

La risonanza magnetica nucleare

La RMN è una metodica spettroscopica che consente di ricavare immagini diagnostiche molto accurate utilizzabili anche in campo medico, con elevate capacità di evidenziare strutture funzionali, per alcuni versi superiori e diverse da quelle fornite da altre metodiche. È divenuta, per esempio, la procedura prescelta per le patologie congenite, traumatiche, ereditarie, vascolari o metaboliche del sistema nervoso centrale, ivi comprese le strutture tumorali, che risultano ben contrastate rispetto al tessuto circostante.

Il funzionamento della RMN si basa sul fatto che ogni tessuto è caratterizzato da una diversa densità di atomi di idrogeno, e ciò lo rende individuabile dalle immagini prodotte dalla risonanza magnetica, la cui ricostruzione si basa proprio sulla posizione degli atomi di idrogeno. Il sistema di acquisizione ed elaborazione di una RMN genera tre tipi di campo elettromagnetico: un campo magnetico statico, un campo magnetico variabile nel tempo oltre che linearmente e un campo elettromagnetico pulsato a radiofrequenza. Molto sinteticamente si può dire che:

- Il campo statico, B_0 , serve a magnetizzare principalmente i nuclei di idrogeno (costituiti da un solo protone), allineandoli tutti opportunamente nella stessa direzione. La sua intensità può variare tipicamente da 0,2 a 1,5 Tesla (T) in funzione del tipo e modello di scanner usato; attualmente si ha la tendenza a incrementare tale valore fino a 4 T. A titolo di confronto, si osserva che un normale magnete da pacemaker ha un'intensità dell'ordine di 0,1-0,3 T e che il campo magnetico terrestre è 100.000 inferiore a tale valore. Il campo B_0 (di solito) è allineato lungo l'asse centrale; è comunque estremamente uniforme nella cavità del magnete (ove si posiziona la parte del corpo da sottoporre a indagine), mentre il suo gradiente (variazione nello spazio) è molto elevato ai bordi del magnete stesso (Fig. 1). Da rilevare che esso è sempre presente, anche quando lo scanner non è in

acquisizione e si estende, seppure per valori estremamente più bassi, anche nel suo intorno (sala RMN e oltre).

- Il campo magnetico variabile permette al sistema di determinare la posizione dell'atomo di idrogeno che ha emesso il segnale; opera alla frequenza di circa 1 kHz ed è presente solo durante le acquisizioni. La sua intensità varia lungo tre differenti orientazioni tra loro perpendicolari.
- Il campo pulsato a radiofrequenza (alcune decine di Mhz, 21-64) serve ad eccitare i nuclei di idrogeno (protoni) aumentandone il livello energetico; i nuclei, a loro volta, quando il campo RF viene interrotto, ritornano allo stato fondamentale emettendo un segnale a radiofrequenza che viene captato dal sistema. Il campo RF ha frequenza dell'ordine di decine di MHz ed è generato da bobine dedicate al corpo intero ovvero al capo ed è presente soltanto durante l'acquisizione dell'immagine. La potenza del campo RF si esprime spesso in termini di energia specifica assorbita dal tessuto nell'unità di tempo (*specific absorption rate, SAR*), che va da 0,6 a 1,3 W/kg per un esame al corpo intero.

Quali le possibili interazioni con i materiali?

I potenziali effetti indesiderati prodotti dalla RMN sono correlati all'interazione tra i campi elettromagnetici e i materiali ferromagnetici o conduttori di cui sono costruiti i dispositivi (si veda la Tab. I):

- campo magnetico statico, B_0 : forze di trazione (maggiori ai bordi dello scanner) e di torsione (maggiori al suo interno); inibire il funzionamento dell'interruttore magnetico del dispositivo (reed switch); variazioni nell'elettrocardiogramma per il movimento di parti del corpo (sangue, polmoni, ecc.);
- campo magnetico variabile: differenza di potenziale sui cateteri con conseguente produzione di correnti spurie; interferenza elettromagnetica che potrebbe inibire il pacemaker; attivare o inibire l'interruttore magnetico;
- campo pulsato a radiofrequenza: correnti elettriche che possono causare un malfunzionamento dell'interruttore magnetico oppure riscaldare i materiali

TABELLA I Possibili effetti e interazioni tra apparecchiature RMN e dispositivi impiantati

Interazione	Stimolatori cardiaci impiantabili	Cateteri
Campo magnetico statico, B_0 (intensità: 0,5-1,5 Tesla)	<ul style="list-style-type: none"> • Forze magnetiche di trazione e di torsione (maggiori nei defibrillatori) • Interazione con l'interruttore magnetico (stimolazione asincrona) • Variazioni nell'elettrocardiogramma • Saturazione dell'induttanza di alto voltaggio (negli ICD) 	
Campo magnetico variabile (intensità: fino a 50 mT/m per msec; freq.: 1 kHz)	<ul style="list-style-type: none"> • Inopportune rilevazioni attivazioni, a causa di differenze di potenziale indotte • Interazione con l'interruttore magnetico 	Differenza di potenziale indotta
Campo a radiofrequenza (RF) (Freq: 21-64 MHz, in funzione dell'intensità del campo B_0)	<ul style="list-style-type: none"> • Sprogrammazione del pacemaker • Reset del pacemaker • Stimolazione ad alta frequenza • Distruzione di componenti (?) 	Riscaldamento delle punte dei cateteri e del tessuto circostante

Adattata da Hug J.⁴

conduttori (e il tessuto circostante) per deposizione di potenza nel conduttore stesso; indurre variazioni nel modo programmato o altre potenziali complicazioni nel sistema paziente-dispositivo.

Oltre a ciò si deve porre l'attenzione sulla qualità e affidabilità delle immagini ricavate nell'intorno dell'area occupata dalla protesi, la cui presenza può alterarle, producendo deformazioni o artefatti. Aspetto che diventa irrilevante quando la zona di interesse diagnostico non è quella cardiaca.

Nonostante le possibili interazioni tra i campi elettromagnetici e i dispositivi impiantati nei pazienti siano molteplici, è importante rilevare come esse dipendano *fortemente* dalle proprietà ferromagnetiche o conduttrici dei materiali che compongono i dispositivi stessi (massa, resistività, dimensioni, orientamento nel campo o avvolgimento), così come dalle proprietà dei campi elettromagnetici in gioco (potenza, intensità, durata e numero di impulsi nell'unità di tempo, frequenza) e del tessuto irraggiato (resistività elettrica e volume).

La potenziale pericolosità di questi effetti indesiderati, inoltre, varia con il tipo di indagine (numero di strati, loro spessore, risoluzione, ecc.) e il settore anatomico sottoposto a osservazione. Infatti, si considerano a maggior rischio le indagini che coinvolgono il torace e a minor rischio le indagini sugli arti, l'addome o an-

che la testa del paziente, nelle quali l'intensità dei campi è estremamente più bassa di quella per il corpo intero e inoltre il cuore (e con esso il dispositivo) è esterno all'isocentro dello scanner.²

Ad esempio, l'intensità delle forze meccaniche di trazione e torsione prodotte dal campo magnetico statico B_0 è maggiore sui materiali ferromagnetici, mentre non è significativa con materiali diamagnetici o paramagnetici. Mentre le forze di trazione sono proporzionali alla massa del dispositivo e alle variazioni spaziali di campo magnetico (gradiente) – maggiori ai bordi del magnete (si veda la Fig. 1) – quelle di torsione incrementano con l'intensità del campo, che è maggiore nell'isocentro dello scanner. Nella realizzazione dei dispositivi è importante, pertanto, individuare i materiali ferromagnetici, che in natura sono 5: *ferro, cobalto, nichel, disprosio e gadolinio*. La combinazione di questi elementi con altri "può" formare a sua volta leghe ferromagnetiche,³ tuttavia non sempre (si veda oltre, "Stimolatori cardiaci impiantabili"). Materiali basati su elementi diversi da quelli citati non sono ferromagnetici, e quindi non risentono della presenza di un campo magnetico, come per esempio il titanio, che è utilizzato nelle protesi impiantabili per la sua ottima biocompatibilità. Per sua natura, quindi, il titanio non viene attratto da campi magnetici e non può subire significative forze di spostamento.

Stent coronarici

I potenziali rischi della procedura RMN in pazienti con stent coronarici riguardano la possibilità di spostamento dei medesimi durante il test a causa del campo magnetico statico, la possibilità di surriscaldamento a causa del campo pulsato a radiofrequenza e la distorsione dell'immagine nel loro intorno.

Gli stent possono essere realizzati con una varietà di materiali: alcuni sono composti da leghe che comprendono acciaio inossidabile, carbonio, oro, oppure da leghe a base di cobalto o sono realizzati in tantalio.⁴ Esistono dati sperimentali che riportano i test eseguiti su questi dispositivi per quantificare il grado di surriscaldamento e le forze meccaniche di trazione e torsione ("ferromagnetismo"). Queste ultime sono state valutate con un campo da 1,5 T. La Tabella II riporta gli stent sottoposti al test. Solo 2 modelli sono risultati non ferromagnetici, ma anche gli altri hanno dimostrato un bassissimo grado di ferromagnetismo e nel caso peggiore la forza esercitata dal campo esterno di 1,5 T era dell'ordine di 0,000027 Newton (N), valore trascurabile rispetto a quello prodotto da un

cuore battente su una valvola che è dell'ordine di 7 N.⁴ Come si evince dalla Tabella II e dalla Figura 2 la forza che il campo esterno può esercitare sullo stent impiantato è proporzionale alle dimensioni (lunghezza e massa) della protesi, ma in ogni caso si tratta di forze meccaniche ininfluenti ai fini di uno spostamento.

Per quanto riguarda l'effetto termico esso è influenzato dalla struttura geometrica dei cavi (lunghezza e forma), dalla loro posizione nel corpo e dal loro isolamento. Il maggior riscaldamento si ha nella zona a maggiore variazione di campo elettrico (sulla punta) e dipende da: frequenza del campo RF, durata e numero degli impulsi, resistività del tessuto circostante, ecc. La potenza assorbita è notevolmente inferiore in RMN a 0,5 T rispetto a 1,5 T.

Non si segnalano variazioni di temperatura da parte di stent; è da tener presente che tutti i lavori sugli stent si riferiscono a RMN non cardiache.⁵

L'immagine può essere deformata solo nell'intorno della protesi in funzione dell'orientamento della medesima rispetto alle linee di campo magnetico.

In conclusione, in letteratura non si riportano pro-

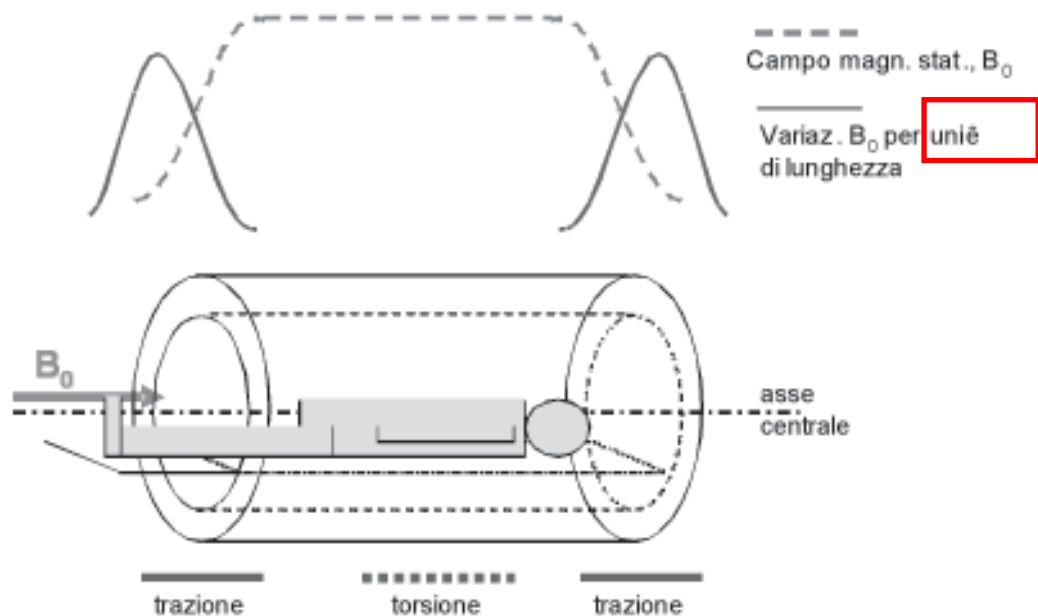


FIGURA 1

Rappresentazione schematica di un paziente sottoposto a RMN e delle forze magnetiche di trazione e torsione (derivanti dal campo statico, B_0 , su eventuali materiali ferromagnetici presenti nel corpo. (Adattata da Luechinger R.¹³)

TABELLA II

Stent studiati per valutare il ferromagnetismo in funzione delle dimensioni, del materiale e della massa

Stent	Produttore	Lungh.	Dia- metro	Mate- riale	Massa	Forza Ferroma- gnetica a 1,5 T
		mm	mm		mg	micro N
ACS MULTI-LINK RX DUET	Guidant	8	3,5	CS	10,8	0
ACS MULTI-LINK RX DUET	Guidant	18	3	CS	26	8,9
ACS RX MULTI-LINK	Guidant	15	3	CS	12,9	4,4
ACS RX MULTI-LINK	Guidant	15	4	CS	13,1	2,3
ACS RX MULTI-LINK	Guidant	25	3	CS	22,2	4,4
Bard XT	Bard	15	3	CS	28,2	14,5
Micro Stent II	Medtronic AVE	24	3	CS	53,6	27,6
BeStent	Medtronic AVE	15	3	CS	14,9	5,1
BeStent	Medtronic AVE	25	3	CS	20,8	3,6
Wiktor GX	Medtronic AVE	15	4	T	21,8	0
Giantourco-Rubin II	Cook	20	3	CS	20,2	6,9
InFlow	InFlow Dynamics	15	3	CS	16,4	8,4
InFlow Gold	InFlow Dynamics	9	3	CSG	17	2,9
InFlow Gold	InFlow Dynamics	15	3	CSG	26,4	9
MAC-Stent	AMG	17	3	CS	14,6	5
Palmaz-Schatz	Johnson&Johnson	15	3,5	CS	15,1	2,5
R-Stent	Spectranetics	16	3	CS	19,7	2,5
Seaque	Nycomed Amersham	15	3,5	CS	20,5	7
Wallstent	Scheider	23	4,5	CoP	37,9	13

CS, acciaio inossidabile a basso contenuto di carbonio (316 low-carbon stainless steel); CSG, acciaio inossidabile a basso contenuto di carbonio e oro (316 low-carbon stainless steel with a gold plate); CoP, lega di cobalto e platino (cobalt-based alloy with a platinum core); T, tantalio. Adattata da Hug J.⁴

blemi imputabili alla RMN nei pazienti con stent coronarici. Per maggiore sicurezza si può comunque consigliare di attendere almeno 8 settimane prima di sottoporre a RMN i pazienti con stent, al fine di consentire il completo e fisiologico incapsulamento della protesi all'interno del vaso e garantire così una stabile allocazione;⁶ per i pazienti con stent non ferromagnetici non è richiesto questo tipo di cautela. L'altra precauzione è quella di non utilizzare RMN con campi superiori a 1,5 T, visto che i dati riportati in letteratura si riferiscono a queste condizioni.

Va infine sottolineato il fatto che è in via di definizione una tecnica di impianto di stent coronarici basata proprio su immagini da RMN per il posizionamento dei medesimi.⁷ Questa prospettiva darà un ulteriore

impulso alla compatibilità tra la tecnologia degli stent coronarici e quella della risonanza magnetica.

Valvole cardiache artificiali

Le valvole cardiache artificiali sono realizzate con materiali metallici, polimerici e carboniosi. Tra i materiali metallici sono utilizzati il titanio e le sue leghe oppure le stellite, cioè leghe di cobalto e cromo. Col tempo sono state sviluppate leghe molto più complesse sempre su una base di titanio o stellite, per assicurare sia biocompatibilità sia elevata resistenza meccanica. Queste leghe possono comprendere anche nichel, molibdeno e tungsteno, nonché alluminio e vanadio. I

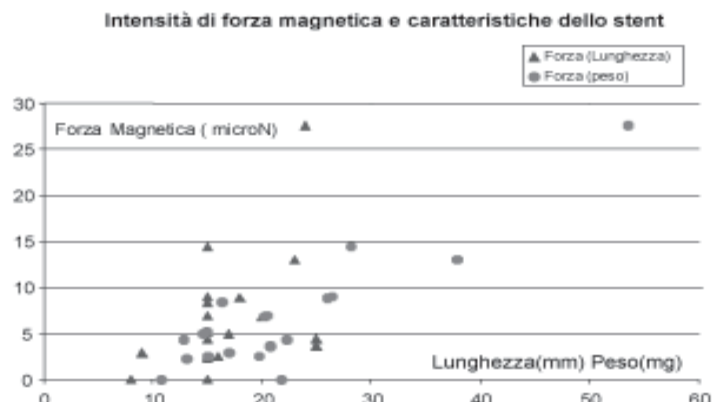


FIGURA 2 Forze magnetiche di traslazione in funzione delle dimensioni lineari e del peso degli stent impiantati. (Adattata da Hug J.⁴)

materiali polimerici sono teflon, dacron e resine poliacetaliche quali ad esempio il delrin. Tra i materiali carboniosi citiamo il carbone pirolitico. Come si può notare anche in queste protesi entrano in gioco alcuni elementi ferromagnetici quali il cobalto e il nichel. I dati riportati in letteratura sulla misura delle forze di trazione esercitate sulle valvole meccaniche da parte di un campo magnetico esterno dell'ordine dei 3 T non hanno rilevato effetti significativi: le forze valutate sono molto più piccole di quelle già citate e generate dal cuore durante il suo ciclo contrattile.⁶ Pertanto questo rischio sembra trascurabile per un paziente con valvola artificiale sottoposto a RMN.⁶ È stato tuttavia ipotizzato che le valvole con cuspidi o dischi metallici possano avere un movimento alterato delle loro parti mobili a causa di un campo magnetico esterno. Teoricamente la valvola potrebbe rimanere costantemente aperta o chiusa se sottoposta a un intenso campo magnetico,⁸ cioè a un campo superiore a 1,5 T, anche se in realtà questo fenomeno non è mai stato né dimostrato né documentato.⁹

Per quanto riguarda il possibile effetto termico, questo non si è dimostrato rilevabile,² probabilmente anche grazie al continuo flusso di sangue durante l'esame, che preleva il calore dall'area interessata (effetto radiatore). Oggi molti costruttori di valvole meccaniche eseguono test di funzionamento sottoponendo le protesi a un campo magnetico statico di 3 T, per cui è importante verificare i parametri costruttivi.

Stimolatori cardiaci impiantabili

A tutt'oggi la presenza di un pacemaker impiantato è considerata una controindicazione alla risonanza magnetica: pertanto è necessario ricorrere a metodi diagnostici alternativi, che in questo caso sono sempre da preferire alla RMN.

Sia i pacemaker sia i defibrillatori sono dispositivi che elaborano segnali elettrici e sono pertanto intrinsecamente sensibili ai campi elettromagnetici. Le vie preferenziali di interferenza tra un dispositivo impiantato e una sorgente elettromagnetica esterna sono costituite dai cateteri, dalle antenne per telemetria, dall'interruttore magnetico, dai sensori rate responsive, cioè da quegli elementi che comunicano con l'esterno.

Tuttavia il circuito elettronico è contenuto all'interno di un contenitore di titanio che lo isola dai campi elettrici esterni. Anche il corpo umano svolge una notevole funzione schermante sui cateteri stessi, rendendo molto difficile il rilevamento di segnali elettrici provenienti dall'ambiente circostante il paziente (purché non siano intensi come quelli della RMN).

Per quanto riguarda i sensori rate responsive è noto che nella peggiore delle ipotesi possono aumentare la frequenza di stimolazione fino all'upper rate, senza causare problemi potenzialmente pericolosi per la vita del paziente, ma solo sintomi.¹⁰⁻¹² L'eventuale aumento di frequenza viene comunque limitato alla massima frequenza programmata, giudicata intrinsecamente sicu-

ra per il paziente. È comunque buona norma disattivarli prima di effettuare una RMN: ciò consente quantomeno di eliminare una variabile confondente nel caso di ritmo irregolare durante l'esame.

Anche per quanto riguarda l'antenna ricetrasmittente si possono escludere effetti potenzialmente deleteri perché lo stimolatore accetta solo dati che siano strutturati con un codice particolare, tipico di ogni modello, per cui è improbabile che possano essere generati segnali di interferenza compatibili con i codici di protezione utilizzati. Le ultime generazioni di pacemaker, inoltre, sono realizzate in modo tale da costituire un robusto sbarramento hardware e software in tal senso.

L'interruttore magnetico invece può interferire con il campo magnetico statico della RMN e convertire lo stimolatore in modalità asincrona e il defibrillatore in standby. Ciò è quanto è accaduto nella maggioranza dei lavori riportati in letteratura, anche se ciò può anche non accadere se la direzione di sensibilità del sensore interno non è concorde con quella del campo esterno.¹³ In quest'ultimo caso lo stimolatore non si converte in modalità asincrona, lascia abilitati i canali di sensing e può risentire significativamente delle interferenze elettromagnetiche prodotte durante l'esame. In questa situazione non è possibile prevedere il funzionamento del dispositivo che può essere del tutto normale o essere inibito totalmente o eseguire il tracking dei segnali rilevati nel canale atriale. Se invece lo stimolatore si pone in modalità "magnete" per effetto del campo statico, i segnali elettrici indotti sui cateteri dal campo magnetico variabile e da quello a radiofrequenza non sono in grado di interferire con il sensing (perché già escluso) e il pacemaker stimola asincronamente alla frequenza magnetica.

Nel caso di defibrillatori impiantabili il rilevamento del campo magnetico da parte del relativo sensore disabilita le terapie. Per contro, il non rilevamento del medesimo permetterebbe al defibrillatore di attivarsi erroneamente qualora dovesse rilevare segnali spuri prodotti dai campi elettromagnetici emessi durante l'esame. Nel primo caso il paziente non può essere defibrillato automaticamente nell'eventualità di una tachicardia reale, mentre nel secondo caso rischia di ricevere uno shock inappropriato. In generale la loro sensibilità è maggiore rispetto ai pacemaker.

Oltre a ciò il campo magnetico statico della RMN

genera forze meccaniche di trazione e torsione su alcuni componenti ferromagnetici della batteria (di maggiori dimensioni nei defibrillatori) e dell'interruttore magnetico. Le valutazioni pubblicate sugli effetti meccanici (traslazione o rotazione del dispositivo) permettono di escludere dislocazioni e danni ai pacemaker prodotti dopo il 1995, grazie al fatto che le dimensioni sono relativamente piccole, mentre non possono essere esclusi a priori effetti dannosi sui defibrillatori, che hanno ancora dimensioni consistenti.¹⁴ Questi risultati sugli effetti meccanici sono stati valutati con RMN da 1,5; è auspicabile un'indagine simile anche con campi meno intensi che potrebbero consentire anche ai defibrillatori di non subire criticità. Le parti metalliche dei cateteri sono in genere costituite da leghe a base di nichel, cobalto, cromo e molibdeno (MP35N) che risultano essere non ferromagnetiche, anche se contengono nichel e cobalto. Non sussistono, pertanto, rischi di dislocazione per i cateteri.¹⁴

Per quanto riguarda la possibilità di indurre correnti sugli elettrodi, tali da stimolare il cuore, esistono dati apparentemente contrastanti in letteratura. In particolare Fontaine¹⁵ nel 1998 pubblica un caso in cui si riporta stimolazione ad alta frequenza durante l'esame, non imputabile allo stimolatore. L'unica spiegazione sembrerebbe quella imputabile a correnti indotte sui cateteri dai campi elettromagnetici variabili. Non si sono comunque avute complicanze per il paziente. Circostanze come questa suggeriscono di utilizzare sistemi di RMN provvisti di cavo ECG per monitorare il ritmo cardiaco durante l'esame. Fontaine rileva infatti che la cessazione della RMN (1,5 T) ha consentito di interrompere immediatamente la stimolazione indesiderata. Esistono per contro diversi lavori relativi a pazienti sottoposti a RMN in cui non si sono riscontrate disfunzioni di questo tipo,¹⁶ e lavori in cui si sono misurate correnti e tensioni inducibili sui cateteri durante l'indagine RMN.¹⁷ Le misure sono state però eseguite con RMN da 0,5 T, e quindi non completamente confrontabili con il caso riportato da Fontaine. Le tensioni indotte sugli elettrodi sono state dell'ordine delle decine di mV, e pertanto non in grado di stimolare il cuore, ma possono solo interferire con i canali di sensing di pacemaker e defibrillatori qualora abilitati. In realtà sia il lavoro di Fontaine sia i dati di Lauck¹⁷ potrebbero essere compatibili perché esistono diverse

variabili che possono condizionare il risultato, e principalmente la potenza in gioco del campo RF (SAR) e la disposizione dei cateteri entro il campo. Per quanto riguarda l'intensità del campo statico, sembra ragionevole l'utilizzo di sistemi RMN con campi non superiori a 0,5 T e un SAR minore di 0,6 W/kg. Per quanto riguarda la disposizione geometrica dei cateteri, va sottolineato che i campi magnetici variabili possono indurre correnti elettriche nei conduttori disposti rettilineamente, con l'effetto che aumenta significativamente se vengono disposti a spirale. Inoltre questo fenomeno può essere ulteriormente amplificato se all'interno della spirale si inseriscono materiali ferromagnetici. Nella pratica clinica si utilizzano spesso volte cateteri molto più lunghi del necessario, che poi vengono avvolti attorno allo stimolatore: si creano così delle spire al cui interno c'è un nucleo metallico che comprende anche parti ferromagnetiche. In questo modo si realizza una rudimentale antenna ben più potente del semplice catetere, in grado di captare segnali elettromagnetici esterni al paziente (ad es. quelli emessi dai sistemi antitaccheggio dei supermercati, ecc.). È importante, pertanto, utilizzare cateteri della lunghezza adeguata al singolo paziente, al fine di ridurre il più possibile il numero di spire attorno allo stimolatore.

Per quanto riguarda l'effetto termico sui cateteri e sugli elettrodi e la conseguente possibile necrosi del tessuto circostante, un recente studio ha rilevato incrementi di temperatura di 20° C e oltre se i cateteri sono nell'area dell'immagine, mentre può essere di 4-5 °C se la distanza tra l'area dell'immagine e la spira è >30 cm (in esami di encefalo, addome, pelvi, spina lombare e basse estremità), anche se con un SAR di 1,3 W/kg in entrambi i casi.¹⁸ Gli autori concludono affermando che per ridurre il relativo rischio conviene utilizzare RMN con campi di intensità non superiore a 0,5 T e con una potenza specifica assorbita (SAR) dal campo RF non superiore a 0,6 W/kg.

Qualora non sia possibile un'indagine alternativa e l'esame sia ritenuto indispensabile e, pertanto, se si accettano questi limiti, i pazienti con pacemaker possono essere sottoposti a RMN rispettando comunque alcune precauzioni che riguardano la programmazione dello stimolatore in modo da imporgli un comportamento predeterminato durante l'esame. In particolare, se il

paziente è pacemaker-dipendente (per il quale è necessario porre la massima attenzione) conviene programmare il dispositivo in asincrono AOO, VOO o DOO a seconda della patologia specifica e del sistema impiantato. In questo modo il pacemaker stimola indipendentemente dai segnali elettromagnetici interferenti durante il test diagnostico. In molti modelli può anche essere escluso il cosiddetto "effetto magnete" che garantisce la stimolazione alla frequenza di base impostata indipendentemente dal rilevamento o meno del campo magnetico statico. Se invece il paziente ha un ritmo spontaneo sufficiente in condizioni di riposo, conviene spegnere temporaneamente il pacemaker (modo OOO) durante l'indagine. Nel caso si voglia comunque eseguire una RMN a un paziente con defibrillatore impiantato è importante spegnere le terapie prima di iniziare il test diagnostico.

In tutte queste circostanze, per garantire la massima sicurezza, è importante monitorare strettamente il soggetto e avere a disposizione un monitor ECG, ossimetria, un programmatore e un defibrillatore esterno, con la costante presenza di un cardiologo esperto. Vari autori ritengono necessario, inoltre, che il paziente venga introdotto lentamente nello scanner, sia osservato a vista in sala RMN durante l'esame e che l'indagine inizi con sequenze a singolo strato e a bassa risoluzione per verificare preliminarmente gli effetti sul paziente. Importante tener presente che in differenti distretti anatomici (arti inferiori, parti basse del corpo e testa) le interferenze e con esse gli effetti indesiderati sono inferiori.

Conclusioni

Poiché esiste sempre un rischio residuo, in talune condizioni rilevante, per i portatori di protesi cardiache impiantate sottoposti a indagine con risonanza magnetica, è necessario anzitutto verificare la possibilità di ottenere le informazioni diagnostiche con metodi alternativi.

Premesso ciò, qualora si fosse nella necessità di eseguire l'indagine RMN (purché a campi statici $\leq 0,5$ T) anche su tali pazienti – evitando loro un grave e non sempre giustificato pregiudizio –, devono essere adottate le cautele riportate in letteratura e nel presente lavoro.

Naturalmente, diversi sono i rischi e le conseguenti precauzioni da adottare in funzione che si tratti di stent coronarici, valvole cardiache ovvero pacemaker e/o defibrillatori. È opportuno comunque che con questi ultimi due dispositivi l'indagine venga eseguita presso strutture adeguate (esperte) e con un'équipe interdisciplinare ben preparata, come rilevano anche vari autori.

Anche in questo settore non è sufficiente approfondire singolarmente i temi da affrontare, ma è indispensabile operare in un gruppo interdisciplinare, ove lavorino a stretto contatto radiologo, cardiologo, fisici sanitari e tecnici specialisti.

Per dirla con Henry Ford: *Starting together is a beginning, keeping together is progress, working together is success.*

Bibliografia

1. Task Force of the European Society of Cardiology, in Collaboration with the Association of European Paediatric Cardiologists. The clinical role of magnetic resonance in cardiovascular disease. *Eur Heart J* 1998;19:19-39.
2. Duru F, Luechinger R, Scheidegger MB, et al. Pacing in magnetic resonance imaging environment: clinical and technical considerations on compatibility. *Eur Heart J* 2001;22(2):113-124.
3. Grianti F, Vetrano F. *Magnetismo nella Materia. Lezioni di Fisica*. Montefeltro Edizioni Urbino, 293-298.
4. Hug J, Nagel E, Bornstedt A, et al. Coronary Arterial Stents: Safety and Artifacts during MR Imaging. *Radiology* 2000;216:781-787.
5. Shellock FG. Prosthetic heart valves and annuloplasty rings: assessment of magnetic field interactions, heating, and artifacts at 1.5 Tesla. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance* 2001;3:159-169.
6. Ahmed S, Shellock FG. Magnetic resonance imaging safety: implications for cardiovascular patients. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance* 2001;3:171-181.
7. Spuentrup E, Ruebben A, Schaeffter T, et al. Magnetic Resonance-Guided Coronary Artery Stent Placement in a Swine Model. *Circulation* 2002;105:874-879.
8. Condon B, Hadley DM. Potential MR hazard to patients with metallic heart valves: the Lenz effect. *Journal of Magnetic Resonance Imaging* 2000;12:171-176.
9. Shellock FG: *Pocket Guide to MR Procedures and Metallic Objects: Update 2001*. Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins Healthcare, 2001.
10. Lau CP, Tai YT, Fong PC, et al. Pacemaker mediated tachycardias in single chamber rate responsive pacing. *PACE* 1990;13:1575-1579.
11. Vanderheyden M, Timmermans W, Goethals M. Inappropriate rate response in a VVI-R pacemaker. *Acta Cardiol* 1996;51:545-550.
12. De Rotte AA, Van der Kemp P. The effect of single engine fixed wing air transport on rate-responsive pacemakers. *Aviat Space Environ Med* 1999;70:892-896.
13. Luechinger R, Duru F, Volkert A, et al. Pacemaker reed switch behavior on 0.5, 1.5, and 3.0 Tesla magnetic resonance imaging units: Are reed switches always closed in strong magnetic fields? *PACE* 2002;25:1419-1423.
14. Luechinger R, Duru F, Scheidegger M, et al. Force and torque effects of a 1,5-Tesla MRI scanner on cardiac pacemakers and ICDs. *PACE* 2001;24:199-205.
15. Fontaine J, Mohamed F, Gottlieb C, et al. Rapid ventricular pacing in a pacemaker patient undergoing magnetic resonance imaging. *PACE* 1998;21:1336-1339.
16. Gimbel J, Johnson D, Levine P, et al. Safe performance of magnetic resonance imaging on five patients with permanent cardiac pacemakers. *PACE* 1996;19:913-919.
17. Lauck G, von Smekal A, Wolke S, et al. Effects of nuclear magnetic resonance imaging on cardiac pacemakers. *PACE* 1995;18:1549-1555.
18. Sommer T, Vahlhaus C, Lauck G, et al. MR imaging and cardiac pacemakers: in vitro evaluation and in vivo studies in 51 patients at 0,5 T1. *Radiology* 2000;215:869-879.

Indirizzo per la corrispondenza

Giorgio Corbucci
 Vitatron Medical Italia
 Via dell'Arcoveggio, 49/5
 40129 Bologna
 Tel.: 051-323186
 Fax: 051-327666
 E-mail: giorgio.corbucci@vitatron.com