ایمنی تصویربرداری تشدید مغناطیسی در بیماران دارای ضربان‌ساز و دفیبریلاتور قلبی قابل‌کاشت

نویسندگان: مهران کریمیان ریزی –mehrankarimian97@ms.tabrizu.ac.ir – دانشگاه تبریز
مریم فریور- farivar.maryam@yahoo.com – استاد مدعو دانشگاه صنعتی اصفهان

چکیده: تصویربرداری تشدید مغناطیسی (MRI)، در بیمارانی که دستگاه‌های الکترونی قلبی – عروقی کاشته شده مانند ضربان‌ساز قلبی یا دفیبریلاتور قلبی (ICD) دارند، مدتهاست که ممنوع است که دلیل آن ریسک عوارض شدید و حتی مرگ در اثر برهم‌کنش‌های تشدید مغناطیسی (MR) در پیرامون دستگاه‌های الکترونیکی است. در دهه گذشته، درک بهتر مکانیسم-هایی که عوارض تهدیدکننده حیات ایجاد می‌کنند و همچنین پیشرفت‌های فنی، منجر به افزایش تعداد بیماران ICD و ضربان‌سازی شده است که به صورت ایمن تحت MRI قرار می‌گیرند. این مقاله مروری، یافته‌های کلیدی را بر اساس تحقیقات پایه و آزمایش‌های بالینی در طول ۲۰ سال گذشته و تاثیر آن بر اقدامات بالینی کنونی فهرست می‌کند. امروزه که دستگاه‌های MR مشروط به عنوان استاندارد مراقبت به کار می‌روند، MRI در بیماران دارای ضربان‌ساز و ICD به صورت یک روش رایج بالینی به کار گرفته می‌شود. بااین‌وجود، مراقبت‌ها و توصیه‌های خاص ارائه شده برای این دستگاه‌ها باید به دقت انجام شود تا ریسکی برای بیمار ایجاد نشود که این امکان می‌تواند سبب ظهور فناوری‌های MR جدید و افزایش شاخص‌ها و تعداد بیماران در آینده شود.

کلیدواژه‌ها: *ضربان‌ساز قلبی، تصویربرداری تشدید مغناطیسی قلبی‌عروقی*، ICD، *دفیبریلاتور قلبی قابل‌کاشت، دستگاه‌های* MRI *مشروط، ایمنی* MRI

۱-مقدمه

تصویربرداری تشدید مغناطیسی (MRI)، تکنیک تصویربرداری‌ای است که در انواع کارهای تشخیصی در رابطه با بی‌نظمی‌های عصبی، بیماری‌های عضلانی و اسکلتی مورد استفاده قرار می‌گیرد. مهم‌تر اینکه، MRI، کنتراست بافت نرم بهتری را در مقایسه با دیگر روش‌های تصویربرداری ارائه می‌کند بدون اینکه تابش را یونیده کند. در حوزه قلبی‌عروقی، MRI امروزه یک روش عالی برای ارزیابی عملکرد موضعی و عمومی قلب، شناسایی آسیب میوکاردیال و احتمال حیات بعد از سکته قلبی، بیماری قلبی مادرزادی و شناسایی التهاب یا انفیلتراسیون قلبی در بیماری‌های نادر مانند بیماری فابری یا بی‌نظمی‌های هماتولوژیکی خاص است [۱]. همزمان، تعداد بیمارانی که دستگاه الکترونیکی قلبی‌عروقی کاشته شده (CIED) را دریافت کرده‌اند به‌سرعت و پیوسته در حال افزایش است و اکنون چندین میلیون نفر در سراسر جهان را شامل می‌شود. در اوایل ۲۰۰۵، برآورد شد که تقریباً ۷۵٪ همه بیماران با سیستم‌های ضربان‌ساز یا دفیبریلاتور قلبی قابل‌کاشت (ICD) در آینده نیاز به بررسی MRI دارند که به علت احتمال بالای بیماری‌های همزمان مانند سکته، بیماری‌های کمر، آرتروز یا سرطان در این گروه از بیماران است [۲]. بااین‌وجود، یک دهه پیش در بیمارانی که دستگاه‌های قلبی کاشته‌شده داشتند، MRI به علت نگرانی‌های ایمنی جدی، ممنوع بود. در سال ۲۰۱۱ بود که FDA، اولین سیستم ضربان‌ساز کاندیشنال تشدید مغناطیسی (MR) را تأیید

کرد. در ادامه، ما توسعه دستگاه‌ها و آزمون‌های بالینی را در ده سال گذشته مرور می‌کنیم که منجر به تأیید EMA کنونی شده است که اکنون به کمک آن می‌توان نه‌تنها ضربان‌ساز بلکه حتی بیمارانی که ICD را دارند نیز با اسکنرهای ۱/۵ و ۳T بررسی کرد که مقدار آن وابسته به پیش‌نیازهای خاص است.

۲- عوارض جانبی

ایمنی آزمایش‌های MRI در بیمارانی که دستگاه‌های ریتمی کاشته‌شده دارند، همواره در انجمن‌های ریتم‌شناسی و تصویربرداری، مورد بحث بوده است. بااین‌وجود، چندین مورد مرگ‌ومیر در سراسر جهان در قرن بیستم رخ داده است. بااین‌وجود، این رویدادها عموماً به خوبی مستند نشده‌اند زیرا کارکنان MRI، از وجود این دستگاه‌ها آگاهی نداشته‌اند و در نتیجه، آزمایش‌های MRI توسط کاردیولوژیست‌های آموزش‌دیده متخصص صورت نگرفته‌اند [۳ – ۸].

بر اساس مطالعات درون‌تنی و برون‌تنی که تمرکز آن‌ها بر فرکانس رادیویی (RF) بوده است که نوک ضربان‌ساز قلبی را در اثر MRI گرم می‌کنند، نگرانی ایمنی بازهم افزایش یافته است [۹ – ۱۰]. در شرایط بالینی کاملاً مستند مشابه، جراحات شدید و دائمی در اثر سوختگی‌های RF حاصل از الکترودهای کاشته شده برای تحریک عمقی مغز در طول MRI ثبت شده است [۱۱]. گزارش‌های ارائه شده راجع به افزایش آستانه‌های ضربان در برخی بیماران ضربان‌ساز بعد از MRI نیز نشان داده است که گرمایش RF در نوک دستگاه، می‌تواند منجر به ایجاد خطر برای بیمار شود [۱۲، ۱۳]. دیگر نگرانی‌های ایمنی، مربوط به نقص دستگاه‌های الکترونیکی و باطری در درجه بالاتر است [۱۳، ۱۴]. مطالعات تجربی بر روی مدل خوکی، پتانسیل واقعی ایجاد تاکی‌کاردی قلبی را در اثر تصویربرداری MR از ضربان‌سازهای قلبی نشان داده است [۱۰]؛ بنابراین، دستورالعمل‌های اولیه، نشان داده است که در ICD ها و ضربان‌سازها، MRI مرسوم، منع استعمال دارد [۱۵].

۲- ملاحظات فنی

زمانی که از تکنیک MRI برای تصویربرداری بهره می‌گیریم، انواع مختلف میدان‌های الکترومغناطیسی که این پتانسیل را داشته‌اند که با الکترودهای ضربان‌سازهای قلبی یا ICD ها تداخل کنند، مانند میدان مغناطیسی استاتیک، میدان‌های گرادیان پالسی و میدان‌های RF. بیماران با CIED که در محیط MRI قرار می‌گیرند، در معرض انواع ریسک‌هایی هستند که از این میدان‌های الکترومغناطیسی مختلف نشئت می‌گیرد که سه اثر مجزا را می‌توان تمایزیابی کرد: آثار مکانیکی، آثار الکترومغناطیسی و آثار گرمایی.

۲-۱ آثار مکانیکی

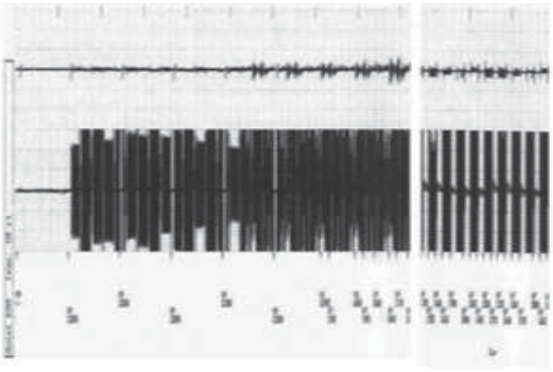
درحالی‌که که حرکت مکانیکی (که درنهایت منجر به جابه‌جایی الکترود یا دستگاه می‌شود) در اصل یکی از تهدیدهای نگران‌کننده بود، حتی الکترودهای ضربان‌سازهای قدیمی نیز مواد فرومغناطیسی قوی نداشتند [۱۶]؛ بنابراین، میدان مغناطیسی استاتیک که امروزه در شرایط MRI بالینی روزمره مورد استفاده قرار می‌گیرد (تا 3T)، یا تداخلی با الکترودها نشان نمی‌دهد یا تداخل آن قابل چشم‌پوشی است. این امر برای دستگاه‌های الکترونیکی که شامل چندین مؤلفه فرومغناطیس هستند صادق نیست. اگرچه مؤلفه‌های این دستگاه‌های فرومغناطیسی در دستگاه‌های ریتمی قلبی همچنان درحال کاهش هستند، برخی از بخش‌های ضروری مانند باتری و مبدل برای بارگیری خازن‌ها در ICD همچنان ضروری هستند. تهدید حرکت دستگاه ICD یا ضربان‌سازهای مکانیکی، با شدت میدان مغناطیسی، حرکت مواد فرومغناطیسی در دستگاه، فاصله از سوراخ اسکنر MR و پایداری دستگاه در جعبه افزایش می‌یابد (ایمپلنت‌های قدیمی، پوشش فیبروتیک دارند) [۱۷]. تحقیقات تجربی بیشتر ثابت کرده است که آثار گشتاوری و نیروی مکانیکی در اقدامات بالینی رایج امروزه در اسکنرهای ۱/۵T از رده آثار گرانشی و شتاب فیزیولوژیکی هستند [۱۸]. منجر به نمایندگی صحیح و انتخاب مدل (گروه) شود. این را می‌توان با تغییر اندکی در اصطلاح داده‌ها در (۲,۶) انجام داد. برای هر بردار داده

x_iیک خطای بازسازی با استفاده از تنها عناصر مشاهده شده محاسبه می‌شود. توجه داشته باشید که اجزاء گمشده بر سایر شرایط معادله تأثیر نمی‌گذارند.

۲-۲ آثار الکترومغناطیسی

علاوه بر جابه‌جایی مکانیکی دستگاه، میدان مغناطیسی استاتیک می‌تواند بر عملکرد دستگاه نیز تأثیر داشته باشد بدین‌صورت که بر رفتار ریدسوئیچ تأثیرگذار است. در تئوری، فعال‌سازی ریدسوئیچ با یک آهنربا، ضربان‌ساز را در مد غیرهمزمان قرار می‌دهد و آشکارسازی تاکی‌کاری را ناممکن می‌سازد و/یا در مورد تاکی‌کاردی بطنی سبب مرگ‌ومیر می‌شود و بلافاصله به کمک کارکنان مدنظر پایان نمی‌گیرد.

میدان‌های گرادیان پالسی و RF این اسکنرها نیز جریان-های الکتریکی را در الکترودهای ضربان‌ساز القا می‌کنند که می‌تواند منجر به حسگری بیش‌ازحد یا کمتر از حد در CIED شود که سبب می‌شود ضربان قلبی لازم در دستگاه تولید نشود یا ضربان ضد تاکی‌کاردی یا شوک ایجاد شود (شکل ۱). بااین‌وجود، انتقال شوک ICD واقعی در حفره اسکنر، در اغلب موارد به علت آثار میدان مغناطیسی خارجی روی خازن ICD ممکن نیست [۱۹]. این امر نه‌تنها منجر به تخلیه باتری می‌شود بلکه ممکن است تاکی‌کاردی حاد در حفره اسکنر رخ دهد. به‌علاوه، میدان‌های گرادیان پالسی ممکن است آن‌قدر قوی باشند که قلب را به‌صورت الکتریکی تحریک کنند و درنهایت سبب اریتمی بطنی شوند [۲۰، ۲۱]. در بیماران کاملاً نظارت شده، خطرات نظری به‌صورت تجربی تکرار شده‌اند که بیانگر این است که در مدل خوکی، این آثار می‌توانند سبب القای تاکی‌کاردی بالینی شوند [۱۰، ۲۳]؛ بنابراین، القای اریتمی ممکن است محتمل‌ترین توضیح برای چند مرگ گزارش شده در بیماران درای ضربان‌ساز در اثر MRI باشد [۴، ۸].

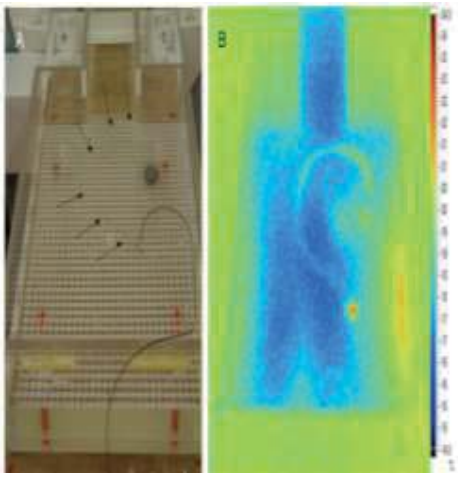


شکل ۱: میدان‌های گرادیان پالسی

۲-۳ آثار گرمایشی

برخلاف میدان‌های گرادیان پالسی به کار رفته در کدگذاری موضعی در MRI که اساساً تداخل الکتریکی با CIED را نشان می‌دهند، پالس‌های RF تکرارشده که برای القای سیگنال در MRI به کار می‌روند، میدان‌های الکتریکی قوی در بدن ایجاد می‌کنند که منجر به نهشت انرژی RF در بافت می‌شود [۲۴]. این امر، منجر به گرمایش بافت بدن تا چندین درجه سلسیوس حتی در بیماران بدون CIED می-شود. میزان جذب انرژی واقعی در بافت پیرامونی، اساساً حاصل آهنگ جذب ویژه است و به اندازه و شکل بدن و پروتکل تصویربرداری نیز بستگی دارد. الکترودهای CIED، آثار جفت‌شدگی الکترومغناطیسی قوی با میدان‌های RF ایجاد شده در بدن را نشان می‌دهند [۲۵ – ۲۷]. این اثر که اثر آنتنی نام دارد، احتمال گرمایش موضعی شدید (شکل ۲) و درنتیجه تخریب بافت را به علت آدِم یا نکروز در فصل مشترک دستگاه و بافت از جمله نوک الکترود ایجاد می‌کند [۲۸]. این آثار گرمایی، درنهایت منجر به افزایش آستانه ضربان، افت عملکرد یا القای اریتمی می‌شوند. آهنگ جذب ویژه، طرح الکترود و پیکربندی این الکترودها در بدن، تعیین‌کننده‌های کلیدی جذب انرژی RF موضعی هستند [۲۱، ۲۸]. الکترودهای شکسته‌شده یا رهاشده یا الکترودهای اپی‌کاردیال که با جریان خون خنک نمی‌شوند، ممکن است ریسک گرمایش شدید را افزایش دهند [۲۹]. همچنین انتخاب خوب دستگاه تشدید مغناطیسی می‌تواند،

خطرات گرمایش بالقوه را در بیماران CIED بسیار کاهش دهد [۳۰].



شکل ۲: اثر آنتنی

۳- تصویربرداری تشدید مغناطیسی و دستگاه الکترونیکی کاشته‌شده قلبی در اوایل قرن بیستم

یک دهه پیش، توسعه سریع و کاربرد MRI و CIED در اقدامات بالینی، ملاحظات فنی و گزارش‌های بالینی متعدد درباره وقوع یا عدم وقوع عوارض جانبی، منجر به جلب توجه سریع کاردیولوژیست‌ها و رادیولوژیست‌ها به این حوزه شد و توجه صنایع دستگاه‌های قلبی را نیز به این حوزه جلب کرد. در یک سرمقاله راجع به این موضوع در سال ۲۰۰۵، بیان شد که به‌منظور اسکن MR در ایمن‌ترین حد ممکن، باید تلاش صنعتی گسترده از مفهوم تا بازار در طراحی و ساخت دستگاه‌های قلبی قابل کاشت و الکترودهای آن‌ها در محیط MRI صورت گیرد [۳۱]. در این زمینه، همه مؤلفه‌های یک سیستم قابل کاشت باید در فناوری‌های کنونی و در حال تکامل MRI توسعه یافته، آزمایش شوند و ایمنی آن‌ها اثبات شود. این دیدگاه با شرکت‌های سازنده نیز در میان گذاشته شده است و آن‌ها چالش بررسی این نیاز پزشکی برآورده نشده را در طراحی‌های آتی دستگاه به‌منظور ایمنی حتمی دستگاه پذیرفته‌اند [۳۲ – ۳۴].

۴- آزمایش‌های بالینی روی تصویربرداری تشدید مغناطیسی در بیمارانی با PM های مرسوم و دفیبریلاتورهای قلبی قابل کاشت

در سال ۲۰۰۷، داده‌ها و مشاهدات فهرست شده در بالا، در دستورالعمل‌های متمرکز بر ایمنی MRI و بیماران دارای دستگاه قلبی به کار گرفته شدند که توسط سازمان‌های کلیدی مختلف رادیولوژی و کاردیوگرافی ارائه شده است و در آن، اسکن MRI بیماران با PM و ICD ممنوع شده است [۱۵]. بااین‌وجود، در طول ۲۰ سال گذشته، انواع مطالعات بالینی کوچک‌تر، جنبه‌های ایمنی اسکن‌های MRI بالینی را در بیماران ضربان‌ساز بررسی کرده‌اند. این مطالعات، از نظر شدت میدان (T3-۰/۲)، نوع و ناحیه بدن تحت MRI، پروتکل تصویربرداری، محدودیت‌های آهنگ جذب خاص و البته نوع ضربان‌ساز (تک یا دومحفظه) و سازنده دستگاه با همدیگر متفاوت هستند.

۴-۱- بیماران ضربان‌ساز

اغلب مطالعات اولیه بر آزمایش‌های اسکنرهای 0.5T متمرکز شده بودند [۳۵ – ۳۸]. در کل ۹۹ بیمار، هیچ عارضه جانبی مهمی گزارش نشد. مشکلات گزارش شده، فعال‌سازی رید سوئیچ و کاهش ولتاژ باتری در بیماران انتخابی بود [۳۸]. یک مطالعه جدید که این آثار را در اسکنرهای MRI میدان کوچک امروزی بررسی می‌کرد، در 0.2 T انجام شد [۳۹]. در ۱۱۴ بیمار، هیچ عوارض جانبی-ای آشکارسازی نشد.

تاکنون،۱۴ مطالعه، خروجی اسکنرهای ۱/۵ T MR را در ۸۰۶ بیمار بررسی کرده است [۱۲، ۱۳، ۴۰ – ۵۱]. هیچ مشکل شدید یا عوارض جانبی‌ای گزارش نشد. مشابه با آزمون‌های توموگرافی‌های ۰/۵TR، تأثیر بر عملکرد دستگاه در چندین مورد دیده شد که شامل کاهش ولتاژ باتری، افزایش آستانه‌های ضربان، یا راه‌اندازی مجدد بود. تغییرات آشکارشده در پارامترهای الکترود، نیازمند برنامه‌نویسی یا جراحی مجدد نبودند. آخرین مطالعه نیز آثار بلندمدت را بررسی کرد. یک‌صد و پانزده آزمایش روی ۸۲ بیمار انجام

شد. افزایش آستانه ضربان به بیش از ۱٫۰ ولت در ۰٫۳ الکترودها گزارش شد. در هفت بیمار، راه‌اندازی مجدد ضربان‌ساز به همراه برنامه‌نویسی جدید برای دستگاه لازم شد [۱۳]. یک مطالعه در اسپانیا که بر ۲/۰T MRI انجام شد، اسکن بی‌وقفه ۱۳ بیمار را بررسی کرد [۵۲].

اخیراً، اولین مطالعات در ۳/۰T انجام شدند تا ایمنی ایمپلنت‌های الکتریکی قلبی در شدت‌های میدان مغناطیسی بالاتر ارزیابی شود. در کل ۴۴ بیمار که همگی تحت اسکن‌های جمجمه‌ای MR با استفاده از کویل اصلی گیرنده – فرستنده قرار گرفته بودند، هیچ تغییر بالینی در پارامترها و پیکربندی دستگاه مشاهده نشد و اریتمی یا راه-اندازی الکتریکی مجدد رؤیت نشد [۵۳]. یک آزمایش روی ۱۴ بیمار که محدودیت اسکن نداشتند، نیز عوارض جانبی را نشان نداد [۵۴].

مطالعات بالینی مهم MRI روی بیماران دارای ضربان‌ساز قلبی در جدول ۱ جمع‌بندی شده‌اند. البته ۱۵ آزمون (از ۲۴ مورد) بیماران وابسته به ضربان‌ساز نداشتند. این امر می‌تواند نتیجه‌گیری درباره ایمنی اسکن‌های MR را در این بیماران تحت شعاع قرار دهد.

جدول ۱: مطالعات بالینی MRI روی بیماران دارای ضربان‌ساز قلبی

No. of patients	Trial	Field strength
۱۱۴	۳۹	۰٫۲
۱۸	۳۶	۰٫۵
۴۴	۳۷	
۳۲	۳۸	
۵	۳۵	
۵۴	۱۲	۱٫۵
۴۰	۴۰	
۸۲	۱۳	
(نهایی ۵۵) ۳۱	۴۱	
(نهایی ۳۷) ۳۲	۴۲	
(نهایی ۵۲) ۴۶	۴۴	
۴۷	۴۳	
(نهایی ۱۲۷) ۱۰۵	۴۵	
(نهایی ۱۸) ۹	۴۶	
(نهایی ۳۸) ۲۴	۴۷	
(نهایی ۳۳) ۲۸	۴۸	
(نهایی ۴۳۸) ۲۳۷	۴۹	
(نهایی ۱۰۹) ۶۹	۵۰	
۳۲	۵۱	
۱۳	۵۲	۴
۴۴	۵۳	۳
۱۴	۵۴	

۴-۲- بیماران دارای دفیبریلاتور قلبی قابل‌کاشت

تأثیر اسکن 1.5 T MR روی عملکرد دستگاه در بیماران ICD در ۱۳ مطالعه بررسی شده است [۴۱ – ۵۰، ۵۵ – ۵۸]. در کل، ۳۶۵ بیمار وارد نشده‌اند. قدرتمندترین آزمون از نظر تعداد بیماران در ارزیابی ایمنی MRI در بیماران ICD، روی ۲۰۱ بیمار انجام شد [۴۹]. برای ارزیابی آثار جانبی بلندمدت، بعد از ۳ و ۶ ماه از انجام MRI، دستگاه بررسی شد. اگرچه آثار کوچکی گزارش شد، اما تغییر بالینی قابل‌توجهی وجود نداشت که نیازمند برنامه‌ریزی مجدد دستگاه یا مشاهده مولد یا الکترودها باشد. البته، سه بیمار، راه‌اندازی مجدد دستگاه را در طول اسکن‌های MR قلبی یا بطنی تجربه کردند. این مطالعه نتیجه گرفت که MRI را می‌توان روی بیماران ICD به کار برد به شرطی که تصویربرداری جایگزین وجود نداشته باشد مشروط بر اینکه MRI در مراکزی با تجهیزات و تجربه کافی صورت گیرد.

مطالعات بالینی اصلی اسکن‌های MRI که روی بیمارانی با ICD انجام شدند، در جدول ۲ جمع‌بندی شده‌اند.

جدول ۲: مطالعات بالینی اصلی اسکن‌های MRI که روی بیمارانی با ICD انجام شدند

No. of patients	Trial	Field strength
۱۱	۵۵	
۷	۵۸	
۲۴ (نهایی ۵۵)	۴۱	
۵ (نهایی ۳۷)	۴۲	
۸	۵۷	
۲۲ (نهایی ۱۲۷)	۴۴	۱.۵
۹ (نهایی ۱۸)	۴۶	
۱۴ (نهایی ۳۸)	۴۷	
۵ (نهایی ۳۳)	۴۸	
۲۰۱ (نهایی ۴۳۸)	۴۹	
۴۰ (نهایی ۱۰۹)	۵۰	

بسیاری از آزمون‌های MRI روی بیماران CIED، شامل بیمارانی است که به اسکن سینه نیاز دارند. اگرچه، ملاحظات نظری و یافته‌های تجربی، افزایش ریسک [۳۰] را در این بیماران نشان می‌دهند، هیچ مدرک مشخصی هنوز در این آزمون‌های بالینی ارائه نشده است که اسکن سینه، بیش از اسکن نواحی خارج از قفسه سینه، عوارض جانبی ایجاد کند.

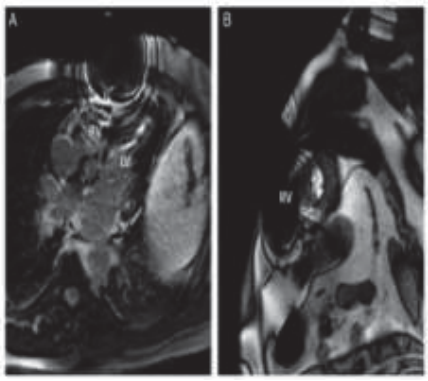
۴-۳- تصویربرداری از قطعات در بیمارانی با دستگاه الکترونیکی کاشته‌شده قلبی

دستگاه‌های پزشکی فلزی و دیگر دستگاه‌های رسانای الکتریسیته، نه‌تنها سبب آسیب مستقیم به بیمار در محیط MRI می‌شوند بلکه ریسک اختلال در تصاویر MR را نیز ایجاد می‌کنند. این امر می‌تواند توان تشخیصی MRI را بسیار کاهش دهد به‌ویژه اگر دستگاه‌های قبلی‌عروقی نزدیک به ناحیه مدنظر نصب شده باشند مانند تصویربرداری قلبی یا سینه (شکل ۳). درحالی‌که بررسی‌های مربوطه دریافته‌اند که سیستم‌های ضربان‌ساز مدرن، تنها اثر اندکی روی تصاویر MR قلبی ایجاد می‌کنند (حداقل زمانی که در ناحیه صدری راست نصب شده باشند) و به‌ویژه سیستم‌های ICD معمولاً سبب اختلال بیشتر در تصویربرداری یا حتی عدم وجود سیگنال در تصاویر قلبی می‌شوند که اساساً به علت باتری بزرگ‌تر است [۵۹، ۶۰]. این اثر را حتی می‌توان در دستگاه‌های شرطی MR نیز تجربه کرد و باید قبل از انجام MRI روی بیماران در نظر گرفته شود تا در صورت امکان تکنیک تشخیصی جایگزین ارائه شود.

۵- دستگاه‌های الکترونیکی قلبی‌عروقی شرطی – تشدید مغناطیسی

اصلاحات زیر به‌عنوان یک سیستم فوق‌منظم برای طبقه-بندی ایمنی MRI در محصولات پزشکی به کار می‌روند [۱۵].

* MRI ایمن: این مورد، ایمنی کاربرد MRI در تمامی شرایط است.
* MRI ناایمن: این مورد، عدم ایمنی کاربرد MRI در تمامی شرایط است.
* MRI شرطی: در این مورد، کاربرد MRI تنها تحت شرایط خاص ایمن است.



شکل ۳: تصویربرداری قلبی یا سینه

تحقیقات جامعه در دهه گذشته منجر به توسعه CIED با MR – شرطی شده است. این سیستم‌ها شامل مؤلفه‌های

سخت‌افزاری و نرم‌افزاری خاص هستند که در محیط MRI تحت شرایط از پیش تعیین شده خاص، آزمایش شده و به‌صورت رسمی تأیید شده‌اند. این اصلاحات سخت‌افزاری شامل کمینه‌سازی مواد فرومغناطیسی برای کاهش نیروها و ارتعاشات مکانیکی، کاربرد فیلترهای خاص برای جلوگیری از حسگری کمتر و بیش‌ازحد واقعی و جایگزینی رید سوئیچ با حسگر هال برای عدم فعال‌سازی پیش‌بینی-نشده میدان مغناطیسی هستند. ضربان‌سازها و ICD ها با تصویربرداری تشدیدمغناطیسی مشروط نیز، یک مد نرم-افزاری MRI مخصوص دارند که باید قبل از اینکه بیمار وارد MRI شود، توسط پزشک فعال شوند. این مد نرم-افزاری معمولاً شامل ویژگی‌هایی مانند تحریک دوقطبی با خروجی ولتاژ بالا در مد VOO برای بیماران وابسته به ضربان‌ساز یا درمان با خاموشی موقت دستگاه است.

ریسک جفت‌شدگی ناخواسته الکترودها با میدان‌های RF و گرادیانی، با اصلاحات خاص در طراحی الکترود کاهش یافته است که اساساً ریسک تولید ضربان کنترل نشده و گرمایش اضافی در نوک الکترود را کاهش می‌دهد [۲۱، ۲۸، ۶۱، ۶۲]. در طول سال‌های گذشته، چندین مدل دیگر نیز تأیید FDA یا EMA را برای کاربرد بالینی دریافت کرده‌اند. اولین دستگاهی که رسماً در اتحادیه اروپا عنوان MR مشروط را گرفت، در سال ۲۰۱۱ ارائه شد. یک آزمایش بالینی تصادفی که آثار MRI را در این دستگاه بررسی می‌کرد، هیچ عوارض شدیدی را نشان نداد و تنها تغییرات ملایم در مقادیر حسگری و ثبت شده ایجاد شدند که تأییدکننده پروفایل ایمنی مناسب در کاربرد بالینی بود [۶۳]. مزیت اصلی این دستگاه نسبت به دستگاه‌های شرطی MR پیشین این بود که این سیستم شرطی MR برای اسکن کل بدون توسط MRI تأیید شده است. این سیستم، در مطالعه بالینی غیرکور ارزیابی شده است [۶۲] که هیچ عارضه مهمی را نشان نمی‌دهد. شرکت‌های تولیدکننده دیگر بر این اساس، ضربان‌سازها با MR مشروط را در سال‌های ۲۰۱۰ و ۲۰۱۲ راه‌اندازی کردند.

اخیراً، تعداد بیشتری از دستگاه‌های قلبی عروقی توسط مقامات مسئول برای MRI تأیید شده‌اند و توسعه انرژتیکی پیوسته در این حوزه وجود دارد. ملاحظات اصلی وابسته به دستگاه مربوط به شدت میدان اسکنر (اغلب 1.5T)، ناحیه اسکن مجاز (نه ناحیه غیرمجاز) و SAR خاص (کمتر از 2.0 W/kg) هستند. در نوامبر ۲۰۱۱، برای اولین بار، یک سیستم ICD با شدت ۱٫۵ برای کاربرد مشروط MR ارائه شد. امروزه، حتی MRI با شدت ۳٫۰ تسلا هم در چندین دستگاه امکان‌پذیر است و اولین سیستم CRT-D برای MRI تأییدیه را به دست آورد. توصیه‌های سازندگان مختلف نیز در بخش تکمیلی آنلاین در جدول S1 ارائه شده‌اند. مروری بر CIED هایی که امروزه برچسب MR مشروط دارند، در بخش تکمیلی آنلاین جداول S2 و S3 ارائه شده است. اطلاعات اضافی نیز از وب‌سایت‌های غیرتجاری درباره این موضوع به‌دست‌آمده است.

۵-۱- تصویربرداری تشدیدمغناطیسی بدون برچسب با دستگاه الکترونیکی قلبی عروقی کاشته شده

در نتیجه تحقیقات جامع و آزمون‌های بالینی متعدد که در سال‌های گذشته انجام شده‌اند و همچنین نیاز بالینی تصدیق‌شده، اکثر دستگاه‌های جدید که در آینده وارد بازار خواهند شد، به احتمال زیاد برچسب MR شرطی را خواهد داشت. در این دستگاه‌ها، توصیه‌های سازنده باید به جدیت توسط پزشک اجراکننده انجام شود تا از خطرات بلندمدت یا حاد غیرضروری روی بیمار جلوگیری شود. برخلاف این حقیقت، هنوز هم ممکن است نشانه‌هایی از تأیید و/یا توصیه‌های بیش‌ازحد سازنده دیده شود. به‌علاوه، بسیاری از بیماران با CIED قدیمی‌تر که برچسب MR شرطی را ندارند، در آینده نزدیک برای MRI وجود خواهند داشت به‌ویژه با بهبود تکنیک در MRI های جدید و شاخص‌های تشخیصی که به‌طور پیوسته در حال ظهور هستند. اخیراً، نویسندگان متعدد ادعا کرده‌اند که MRI باید در این بیماران یک گزینه تشخیصی در نظر گرفته شود [۱۹، ۵۹] زیرا بر اساس یافته‌های مربوط به مطالعات بالینی جدید منتشر شده، پیش‌بینی می‌شود که عوارض کمتر شوند.

بااین‌وجود، روش انجام MRI در بیماران که CIED با MR غیرشرطی دارند، نیازمند دانش و تخصص پس‌زمینه کافی است و همچنین به منابع اضافی مانند توانایی برنامه‌نویسی دستگاه و نظارت بر بیمار نیاز دارد [۶۴]؛ بنابراین، این رویکرد، به احتمال زیاد در آینده نزدیک در دست چند مرکز تخصصی باقی خواهد ماند. با انواع مؤلفه‌های CIED کاشته شده پیین و پیشرفت فناوری MR با تکنیک‌های تصویربرداری پیشرفته‌تر و احتمالاً شدت‌های میدان بالاتر، MRI در بیمارانی با سیستم‌های ضربان‌ساز و ICD ناایمن در سال‌های آتی باز هم به‌صورت یک مشکل باقی خواهد ماند.

۵-۲- توصیه‌های عمومی برای دستگاه الکترونیکی کاشته شده قلبی عروقی ناایمن نسبت به تشدید مغناطیسی

مسائل حل نشده درباره ایمنی MR در بیماران زیر وجود دارد:

- بیمارانی که دستگاه با MR مشروط ندارند.
- بیمارانی که دستگاه با MR مشروط و الکترود رهاشده دارند.
- بیمارانی که دستگاه‌های MR مشروط (مولد پالسی) دارند اما الکترود غیرمشروط دارند.
- بیمارانی که دستگاه‌هایی با برچسب MR مشروط جداگانه دارند اما سیستم کلی این برچسب را ندارد.

اگر MRI در این بیماران به کار رود، یک تحلیل ریسک به سود وابسته به بیمار باید انجام شود و تمرکز خاص آن بر روش‌های تصویربرداری جایگزین بالقوه باشد. برخی از جنبه‌های در نظر گرفته شده در این زمینه، در ذیل فهرست می‌شوند. برخلاف این حقیقت که برخی از معیارها در دستورالعمل‌های ESC 2013 درباره ضربان قلب ارائه شده‌اند [۶۴]، این توصیه‌ها بر اساس دستورالعمل‌های رسمی نیستند بلکه بر اساس یافته‌های مجموعه تحقیقات پایه، مطالعات بالینی و/یا نظرات متخصصان هستند؛ بنابراین، پیشنهادهای زیر، دیدگاه نویسندگان را درباره این موضوع بر اساس یافته‌های دیگران و تجربه شخصی نشان می‌دهد.

- حسگری، آستانه ضربان و امپدانس الکترودها باید در محدوده نرمال باشد [۱۳].
- هیچ ایمپلنت دیگری نباید در بدن بیمار باشد [۲۱].
- هیچ الکترود رهاشده یا اپی‌کاردیالی نباید وجود داشته باشد [۲۹].
- باید بیش از ۴ – ۶ هفته از زمان نصب همه دستگاه‌ها گذشته باشد.
- دستگاه‌ها باید در ناحیه صدری/داخلی نصب شده باشد [۲۱].
- بیمار باید وزن و ساختار نرمال داشته باشد (غیر کودکان) و بیماری‌های حاد یا مزمن خاص مانند تب یا دیابت، ممکن است ریسک بیمار را افزایش دهند.

در موردی که تحلیل ریست به سود دقیق، به نفع انجام MRI است، توصیه‌های عمومی زیر درباره برنامه‌نویسی دستگاه و تصویربرداری MR باید در نظر گرفته شود [۴۹].

- دستگاه‌ها باید برای مد MRI خاص برنامه‌ریزی شوند (در صورت وجود).
- در ضربان‌سازهای شرطی غیر MRI: D00/V00 با خروجی بیشینه برای بیماران وابسته به ضربان‌ساز باید تنظیم شود در غیر این صورت ضربان‌ساز متوقف باشد (مانند 0D0).
- شناسایی و درمان تاکی‌کاردی (ICD) خاموش باشد.
- آهنگ حرکت گرادیانی نباید بیش از 200T/m/s باشد [۲۰].
- دفیبریلاتور خارجی/تجهیزات اضطراری و همچنین برنامه‌نویس دستگاه باید در طول MRI حاضر باشند.
- نظارت پیوسته بر بیمار (الکتروکاردیوگرافی/اکسیمتری پالسی) در طول MRI باید صورت گیرد.

- مکان پشت بیمار نظارت شود [۲۸].
- شاخص تصویربرداری نباید به دستگاه نزدیک شود [۳۰].
- سیم‌پیچ‌های گیرنده موضعی نباید وجود داشته باشند.
- SAR و زمان اسکن باید محدود باشد [۴۵].

اگر امکان داشته باشد، این مسائل ایمنی عمومی باید در ضربان‌سازها/ICD های مرسوم و در دستگاه‌های شرطی MRI به کار گرفته شوند.

۶- نتیجه‌گیری

تصویربرداری تشدید مغناطیسی در بیمارانی با دستگاه الکترونیکی کاشته شده قلبی عروقی، از نظر تاریخی، دارای منع استعمال بوده است. بااین‌وجود، تحقیقات در دهه گذشته منجر به ارائه توصیه‌هایی در دستورالعمل 2013 ESC شده است که در آن، MRI در صورت برآورده کردن پیش‌نیازهای خاص امکان‌پذیر است [۶۴]. امروزه، سیستم-های متعددی هستند که برای MRI تحت شرایط تعریف-شده خاص تأیید شده‌اند و شامل مد MRI وابسته به دستگاه نیز هستند. هم رادیولوژیست و هم کاردیوگراف باید این توصیه‌های سازندگان را به‌طور کامل به‌کارگیرند تا از ریسک‌های غیرضروری برای بیمار جلوگیری شود. در مواردی که این توصیه‌ها اجرا نمی‌شوند یا دستگاهی که برچسب MR شرطی داشته باشد، به کار گرفته نشده است، باید تحلیل موردبه‌مورد دقیق توسط پزشکان مسئول به‌ویژه در مورد تکنیک‌های تصویربرداری جایگزین موجود انجام شود تا بین ریسک بیمار و سود تشخیصی تعادل ایجاد شود. اگر این تحلیل به این نتیجه بینجامد که انجام MRI سودمند است، باید مراقبت‌های عمومی ویژه بر اساس مطالعات پیش‌بالینی و بالینی صورت گیرد و نظارت پیوسته بر بیمار در طول انجام روند انجام شود و گزینه‌های مرسوم برای برنامه‌ریزی مجدد دستگاه قبل و بعد از MRI با دقت انجام شوند

مراجع

[1] Hundley WG, Bluemke DA, Finn JP, Flamm SD, Fogel MA, Friedrich MG, Ho VB, Jerosch-Herold M, Kramer CM, Manning WJ, Patel M, Pohost GM, Stillman AE, White RD, Woodard PK. ACCF /ACR /AHA /NASCI /SCMR 2010 expert consensus document on cardiovascular magnetic resonance: a report of the American college of cardiology foundationtask forceon expert consensus documents. J Am CollCardiol 2010;55:2614–2662.

[2] Kalin R, Stanton MS. Current clinical issues for MRI scanning of pacemaker and defibrillator patients. PACE 2005;28:326–328.

[3] Bartsch C, Irnich W, Risse M, Weiler G. Unexpected sudden death of pacemaker patients during or shortly after magnetic resonance imaging [MRI]. XIX Congress of International Academy of Legal Medicine 2003.

[4] Irnich W, Irnich B, Bartsch C, Stertmann WA, Gufler H, Weiler G. Do we need pacemakers resistant to magnetic resonance imaging? Europace 2005;7:353–365.

[5] Alagona P Jr, Toole JC, Maniscalco BS, GloverMU, Abernathy GT, Prida XE. Nuclear magnetic resonance imaging in a patient with a DDD pacemaker. PACE 1989;12:619.

[6] Inbar S, Larson J, Burt T, MafeeM, Ezri MD. Case report: nuclear magnetic resonance imaging in a patient with a pacemaker. Am J Med Sci 1993;305:174–175.

[7] Garcia-Bolao I, Albaladejo V, Benito A, Alegria E, Zubieta JL. Magnetic resonance imaging in a patient with a dual-chamber pacemaker. Acta Cardiologica. 1998;53: 33–35.

[8] Fontaine JM, Mohamed FB, Gottlieb C, Callans DJ, Marchlinski FE. Rapid ventricular pacing in a pacemaker patient undergoing magnetic resonance imaging. PACE 1998; 21:1336–1339.

[9] Achenbach S, Moshage W, Diem B, Bieberle T, Schibgilla V, Bachmann K. Effects of magnetic resonance imaging on cardiac pacemakers and electrodes. Am Heart J 1997; 134:467–473.

[10] Luechinger R, Zeijlemaker VA, Pedersen EM, Mortensen P, Falk E, Duru F, Candinas R, Boesiger P. In vivo heating of

pacemaker leads during magnetic resonance imaging. Eur Heart J. 2005;26:376–383.
[11] Henderson JM, Tkach J, PhillipsM, BakerK, Shellock FG,Rezai AR. Permanent neurological deficit related tomagnetic resonance imaging in a patientwith implanted deep brain stimulation electrodes for Parkinson's disease: case report. Neurosurgery. 2005;57:E1063.
[12] Martin ET, Coman JA, Shellock FG, Pulling CC, Fair R, Jenkins K. Magnetic resonance imaging and cardiac pacemaker safety at 1.5-tesla. J Am Coll Cardiol 2004;43: 1315–1324
[13] Sommer T, Naehle CP, Yang A, Zeijlemaker V, Hackenbroch M, Schmiedel A, Meyer C, Strach K, Skowatsch D, Vahlhaus C, Litt H, Schild H. Strategy for safe performance of extrathoracicmagnetic resonance imaging at 1.5 tesla in the presence of cardiac pacemakers in non-pacemaker-dependent patients: a prospective studywith 115 examinations. Circulation 2006;114:1285–1292.
[14] Fiek M, Remp T, Reithmann C, Steinbeck G. Complete loss of ICD programmability after magnetic resonance imaging. PACE 2004;27:1002–1004.
[15] Levine GN, Gomes AS, Arai AE, Bluemke DA, Flamm SD, Kanal E, Manning WJ, Martin ET, Smith JM, Wilke N, Shellock FS. Safety of magnetic resonance imaging in patients with cardiovascular devices: an American heart association scientific statement from the Committee on Diagnostic and Interventional Cardiac Catheterization, Council on Clinical Cardiology, and the Council on Cardiovascular Radiology and Intervention: endorsed by the American College of Cardiology Foundation, the North American Society for Cardiac Imaging, and the Society for Cardiovascular Magnetic Resonance. Circulation 2007;116:2878–2891.
[16] Irnich W. Risks to pacemaker patients undergoing magnetic resonance imaging examinations. Europace 2010;12:918–920.
[17] Shellock FG, Tkach JA, Ruggieri PM, Masaryk TJ. Cardiac pacemakers, ICDs, and loop recorder: evaluation of translational attraction using conventional ('long-bore') and 'short-bore' 1.5- and 3.0-tesla MR systems. J Cardiovasc MR 2003;5:387–397.
[18] Luechinger R, Duru F, Scheidegger MB, Boesiger P, Candinas R. Force and torque effects of a 1.5-tesla MRI scanner on cardiac pacemakers and ICDs. PACE 2001;24: 199–205.
[19] Roguin A, Schwitter J, Vahlhaus C, Lombardi M, Brugada J, Vardas P, Auricchio A, Priori S, Sommer T. Magnetic resonance imaging in individuals with cardiovascular implantable electronic devices. Europace 2008;10:336–346.
[20] Babouri A, Hedjeidj A. In vitro investigation of eddy current effect on pacemaker operation generated by low frequency magnetic field. IEEE Eng Med Biol Soc Annu Conf 2007;2007:5684–5687.
[21] Nordbeck P, Weiss I, Ehses P, Ritter O, Warmuth M, Fidler F, Herold V, Jakob PM, Ladd ME, Quick HH, Bauer WR. Measuring RF-induced currents inside implants: impact of device configuration on MRI safety of cardiac pacemaker leads. Magn Reson Med. 2009;61:570–578.
[22] Nyenhuis J, Park SM, Kamondetdacha R, Amjad A, Shellock F, Rezai A. MRI and implanted medical devices: basic interactions with an emphasis on heating. IEEE Trans Device Mater Reliab. 2005;5:467–480.
[23] Tandri H, Zviman MM, Wedan SR, Lloyd T, Berger RD, Halperin H. Determinants of gradient field-induced current in a pacemaker lead system in a magnetic resonance imaging environment. Heart Rhythm 2008;5:462–468.
[24] Nordbeck P, Fidler F, Weiss I, Warmuth M, Friedrich MT, Ehses P, Geistert W, Ritter O, Jakob PM, Ladd ME, Quick HH, Bauer WR. Spatial distribution of RF-induced e-fields and implant heating in MRI. Magn Reson Med 2008;60:312–319.
[25] Calcagnini G, Triventi M, Censi F, Mattei E, Bartolini P, Kainz W, Bassen HI. In vitro investigation of pacemaker lead heating induced by magnetic resonance imaging: role of implant geometry. JMRI 2008;28:879–886.
[26] Mattei E, Triventi M, Calcagnini G, Censi F, Kainz W, Mendoza G, Bassen HI,

vitro and in vivo evaluation at 0.5 tesla. RoFo 1998;168:36–43.
[37] Sommer T, Vahlhaus C, Lauck G, von Smekal A, Reinke M, Hofer U, Block W, Traber F, Schneider C, Gieseke J, Jung W, Schild H. MR imaging and cardiac pacemakers: in-vitro evaluation and in-vivo studies in 51 patients at 0.5 t. Radiology.2000;215:869–879.
[38] Vahlhaus C, Sommer T, Lewalter T, Schimpf R, Schumacher B, Jung W, Luderitz B. Interference with cardiac pacemakers by magnetic resonance imaging: are there irreversible changes at 0.5 tesla? PACE 2001;24:489–495.
[39] Strach K, Naehle CP, Muhlsteffen A, Hinz M, Bernstein A, Thomas D, Linhart M, Meyer C, Bitaraf S, Schild H, Sommer T. Low-field magnetic resonance imaging: increased safety for pacemaker patients? Europace. 2010;12:952–960.
[40] Gimbel JR, Bailey SM, Tchou PJ, Ruggieri PM, Wilkoff BL. Strategies for the safe magnetic resonance imaging of pacemaker-dependent patients. PACE 2005;28: 1041–1046.
[41] Nazarian S, Roguin A, Zviman MM, Lardo AC, Dickfeld TL, Calkins H, Weiss RG, Berger RD, Bluemke DA, Halperin HR. Clinical utility and safety of a protocol for noncardiac and cardiac magnetic resonance imaging of patients with permanent pacemakers and implantable-cardioverter defibrillators at 1.5 tesla. Circulation 2006;114:1277–1284.
[42] MollerusM, AlbinG, LipinskiM, Lucca J.Cardiacbiomarkers in patientswith permanent pacemakers and implantable cardioverter-defibrillators undergoing a MRI scan. PACE 2008;31:1241–1245.
[43] Naehle CP, Zeijlemaker V, Thomas D, Meyer C, Strach K, Fimmers R, Schild H, Sommer T. Evaluation of cumulative effects of MR imaging on pacemaker systems at 1.5 tesla. PACE 2009;32:1526–1535.
[44] Mollerus M, Albin G, Lipinski M, Lucca J. Ectopy in patients with permanent pacemakers and implantable cardioverter-defibrillators undergoing a MRI scan. PACE 2009;32:772–778.
[45] MollerusME, AlbinG, LipinskiM, Lucca Bartolini P. Complexity of MRI induced heating on metallic leads: experimental measurements of 374 configurations. Biomed Eng Online. 2008;7:11.
[27] Park SM, Kamondetdacha R, Nyenhuis JA. Calculation of MRI-induced heating of an implanted medical lead wire with an electric field transfer function. JMRI 2007;26: 1278–1285.
[28] Nordbeck P, Fidler F, Friedrich MT, Weiss I, Warmuth M, Gensler D, Herold V, Geistert W, Jakob PM, Ertl G, Ritter O, Ladd ME, Bauer WR, Quick HH. Reducing RF-related heating of cardiac pacemaker leads in MRI: implementation and experimental verification of practical design changes. Magn Reson Med 2012;68: 1963–1972.
[29] Langman DA, Goldberg IB, Finn JP, Ennis DB. Pacemaker lead tip heating in abandoned and pacemaker-attached leads at 1.5 tesla MRI. JMRI 2011;33:426–431.
[30] Nordbeck P, Ritter O, Weiss I, Warmuth M, Gensler D, Burkard N, Herold V, Jakob PM, Ertl G, Ladd ME, Quick HH, Bauer WR. Impact of imaging landmark on the risk of MRI-related heating near implanted medical devices like cardiac pacemaker leads. Magn Reson Med 2011;65:44–50.
[31] Fisher JD. MRI: safety in patients with pacemakers or defibrillators: is it prime time yet? PACE 2005;28:263.
[32] Levine PA. Industry viewpoint: St. Jude medical: pacemakers, ICDs and MRI. PACE 2005;28:266–267.
[33] Stanton MS. Industry viewpoint: Medtronic: pacemakers, ICDs, and MRI. PACE 2005;28:265.
[34] Smith JM. Industry viewpoint: Guidant: pacemakers, ICDs, and MRI. PACE 2005;28:264.
[35] Gimbel JR, Johnson D, Levine PA, Wilkoff BL. Safe performance of magnetic resonance imaging on five patients with permanent cardiac pacemakers. PACE 1996;19:913–919.
[36] Sommer T, Lauck G, Schimpf R, von Smekal A, Wolke S, Block W, Gieseke J, Schneider C, Funke HD, Schild H. MRI in patients with cardiac pacemakers: in

[53] Naehle CP, Meyer C, Thomas D, Remerie S, Krautmacher C, Litt H, Luechinger R, Fimmers R, Schild H, Sommer T. Safetyof brain 3-t MR imaging with transmit-receive head coil in patients with cardiac pacemakers: pilot prospective study with 51 examinations. Radiology 2008;249:991–1001.
[54] Gimbel JR. Magnetic resonance imaging of implantable cardiac rhythm devices at 3.0 tesla. PACE 2008;31:795–801.
[55] Coman JA, Sandler DA, Thomas JR. Implantable cardiac defibrillator interactions with magnetic resonance imaging at 1,5 tesla. Am Heart Assoc 2004;43:138A.
[56] Naehle CP, Strach K, Thomas D, Meyer C, Linhart M, Bitaraf S, Litt H, Schwab JO, Schild H, Sommer T.Magnetic resonance imaging at 1.5-t in patientswith implantable cardioverter-defibrillators. J Am Coll Cardiol 2009;54:549–555.
[57] Pulver AF, Puchalski MD, Bradley DJ, Minich LL, Su JT, Saarel EV, Whitaker P, Etheridge SP. Safety and imaging quality of MRI in pediatric and adult congenital heart disease patients with pacemakers. PACE 2009;32:450–456.
[58] Gimbel JR, Kanal E, Schwartz KM, Wilkoff BL. Outcome of magnetic resonance imaging (MRI) in selected patients with implantable cardioverter defibrillators (ICDs). PACE 2005;28:270–273.
[59] Naehle CP, Kreuz J, StrachK, Schwab JO, Pingel S, Luechinger R, Fimmers R, Schild H, Thomas D. Safety, feasibility, and diagnostic value of cardiac magnetic resonance imaging in patients with cardiac pacemakers and implantable cardioverters/defibrillators at 1.5 t. Am Heart J 2011;161:1096–1105.
[60] Mesubi O, Ahmad G, Jeudy J, Jimenez A, Kuk R, Saliaris A, See V, Shorofsky S, Dickfeld T. Impact of icd artifact burden on late gadolinium enhancement cardiac MR imaging in patients undergoing ventricular tachycardia ablation. PACE 2014;37: 1274–1283.
[61] van der Graaf AW, Bhagirath P, Gotte MJ. MRI and cardiac implantable electronic devices: current status and required safety conditions. Netherlands Heart J 2014; 22:269–276.
J.Magnetic resonance imaging of pacemakers and implantable cardioverter-defibrillators without specific absorption rate restrictions. Europace 2010;12:947–951.
[46] Halshtok O, Goitein O, Abu Sham'a R, Granit H, Glikson M, Konen E. Pacemakers and magnetic resonance imaging: no longer an absolute contraindication when scanned correctly. IMAJ 2010;12:391–395.
[47] Burke PT, Ghanbari H, Alexander PB, Shaw MK, Daccarett M, Machado C. A protocol for patients with cardiovascular implantable devices undergoing magnetic resonance imaging (MRI): should defibrillationthresholdtesting be performed post-(MRI). J Interv Card Electrophysiol 2010;28:59–66
[48] Buendia F, Sanchez-Gomez JM, Sancho-Tello MJ, Olague J, Osca J, Cano O, Arnau MA, Igual B. Nuclear magnetic resonance imaging in patients with cardiac pacing devices. Revista Espanola de Cardiologia 2010;63:735–739.
[49] Nazarian S, Hansford R, Roguin A, Goldsher D, Zviman MM, Lardo AC, Caffo BS, Frick KD, Kraut MA, Kamel IR, Calkins H, Berger RD, Bluemke DA, Halperin HR. A prospective evaluation of a protocol for magnetic resonance imaging of patients with implanted cardiac devices. An Int Med 2011;155:415–424.
[50] Cohen JD, Costa HS, Russo RJ. Determining the risks ofmagnetic resonance imaging at 1.5 tesla for patients with pacemakers and implantable cardioverter defibrillators. Am J Cardiol 2012;110:1631–1636.
[51] Boilson BA, Wokhlu A, Acker NG, Felmlee JP, Watson RE Jr, Julsrud PR, Friedman PA, Cha YM, Rea RF, Hayes DL, Shen WK. Safety of magnetic resonance imaging in patients with permanent pacemakers: a collaborative clinical approach. J Intervent Card Electrophysiol 2012;33:59–67.
[52] Del Ojo JL, Moya F, Villalba J, Sanz O, Pavon R, Garcia D, Pastor L. Is magnetic resonance imaging safe in cardiac pacemaker recipients? PACE 2005;28:274–278.

[62] Gray RW, Bibens WT, Shellock FG. Simple design changes to wires to substantially reduce MRI-induced heating at 1.5 t: implications for implanted leads. Magn Reson Imaging 2005;23:887–891.
[63] Wilkoff BL, Bello D, Taborsky M, Vymazal J, Kanal E, Heuer H, Hecking K, Johnson WB, Young W, Ramza B, Akhtar N, Kuepper B, Hunold P, Luechinger R, Puererfellner H, Duru F, Gotte MJ, Sutton R, Sommer T. Magnetic resonance imaging in patients with a pacemaker system designed for the magnetic resonance environment. Heart Rhythm 2011;8:65–73.
[64] Brignole M, Auricchio A, Baron-Esquivias G, Bordachar P, Boriani G, Breithardt OA, Cleland J, Deharo JC, Delgado V, Elliott PM, Gorenek B, Israel CW, Leclercq C, Linde C, Mont L, Padeletti L, Sutton R, Vardas PE, Zamorano JL, Achenbach S, Baumgartner H, Bax JJ, Bueno H, Dean V, Deaton C, Erol C, Fagard R, Ferrari R, Hasdai D, Hoes AW, Kirchhof P, Knuuti J, Kolh P, Lancellotti P, Linhart A, Nihoyannopoulos P, Piepoli MF, Ponikowski P, Sirnes PA, Tamargo JL, Tendera M, Torbicki A, Wijns W, Windecker S, Blomstrom-Lundqvist C, Badano LP, Aliyev F, Bansch D, Bsata W, Buser P, Charron P, Daubert JC, Dobreanu D, Faerestrand S, Le Heuzey JY, Mavrakis H, McDonagh T, Merino JL, Nawar MM, Nielsen JC, Pieske B, Poposka L, Ruschitzka F, Van Gelder IC, Wilson CM. 2013 ESC guidelines on cardiac pacing and cardiac resynchronization therapy: the task force on cardiac pacing and resynchronization therapy of the European Society of Cardiology (ESC). Developed in collaboration with the European Heart Rhythm Association (EHRA). Eur Heart J 2013;34:2281–2329.