

ام آر آی در عمل

مؤلفین

Catherine Westbrook
John Talbot

مترجمین

مهدی کرابی

کارشناس رادیولوژی
کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی

امیر دارینی

کارشناسی رادیولوژی
کارشناسی ارشد فیزیک پزشکی

مینا سادات دلغندی

کارشناس رادیولوژی

ویراستار

مهدی کرابی

فهرست مطالب

فصل ۱ ■ اصول پایه			
۱۷	حرکت تقدیمی و فرکانس حرکت تقدیمی (لارمور)	۷	مقدمه
۲۰	فاز تقدیمی	۸	ساختار اتم
۲۰	تشدید	۹	حرکت در اتم
۲۶	سیگنال MR	۱۰	هسته های فعال MR
۲۸	سیگنال آزاد القایی تجزیه شونده (FID)	۱۱	هسته هیدروژن
۳۰	پارامترهای زمان بندی پالس	۱۲	همراستایی
		۱۵	بردار مغناطش خالص (NMV)

فصل ۲ ■ وزن دهی تصویر و کنتراست			
۳۹	آسایش در بافت های مختلف	۳۱	مقدمه
۴۳	کنتراست T1	۳۱	کنتراست تصویر
۴۸	کنتراست T2	۳۲	آسایش
۴۹	کنتراست دانسیته پروتونی	۳۳	بازیابی T1
۵۰	وزن دهی	۳۴	تجزیه T2
۶۲	مکانیسم های دیگر کنتراست	۳۸	مکانیسم های کنتراست

فصل ۳ ■ سکانس‌های پالسی اسپین اکو			
۹۳	بازیابی معکوس (IR)	۶۹	مقدمه
۹۷	بازیابی معکوس با TAU کوتاه (STIR)	۷۱	همفاز کنندگی RF
۹۹	بازیابی معکوس تضعیف شده مایع (FLAIR)	۷۷	اسپین اکوی معمولی
		۸۰	اسپین اکوی سریع یا توربو (FSE / TSE)

فصل ۴ ■ سکانس‌های پالسی گرادیان اکو			
۱۲۹	گرادیان اکوی غیرهمدوس یا تخریب‌کننده	۱۰۵	مقدمه
۱۳۴	گرادیان اکوی معکوس	۱۰۶	زاویه انحراف متغیر
۱۴۰	گرادیان اکوی متعادل شده	۱۰۷	همفاز کنندگی گرادیان
۱۴۴	گرادیان اکو سریع	۱۱۱	وزن دهی در سکانس‌های پالسی گرادیان اکو
۱۴۵	تصویربرداری اکو پلنار	۱۲۵	گرادیان اکوی همدوس یا Rewound

فصل ۵ ■ کدگذاری فضایی			
۱۶۹	FOV و کدگذاری فرکانس	۱۵۱	مقدمه
۱۷۵	ماتریس فاز، قدرت تفکیک فاز و کدگذاری فاز	۱۵۲	مکانیسم گرادیان ها
۱۷۷	تمام موارد به صورت یکجا، زمان بندی سکانشی پالسی	۱۵۸	محورهای گرادیان
		۱۵۹	انتخاب برش

فصل ۶ ■ فضای K

۲۱۱	بخش سوم: برخی حقایق مهم در مورد فضای K	۱۸۳	مقدمه
۲۳۶	بخش چهارم: سکانس‌های پالسی چگونه فضای K را پر می‌کنند؟	۱۸۵	بخش اول: فضای k چیست؟
۲۲۹	بخش پنجم: گزینه‌های پر کردن فضای K	۱۹۱	بخش دوم: داده‌ها چگونه به دست می‌آیند و چگونه از این داده‌ها تصویر تشکیل می‌شود؟

فصل ۷ ■ بهینه‌سازی پروتکل

۲۷۱	زمان تصویربرداری	۲۴۱	مقدمه
۲۷۳	موازنه‌ها	۲۴۲	نسبت سیگنال به نویز (SNR)
۲۷۳	توسعه و اصلاح پروتکل	۲۵۹	نسبت کنتراست به نویز (CNR)
		۲۶۶	قدرت تفکیک فضایی

فصل ۸ ■ آرتیفکت‌ها

۳۱۶	آرتیفکت Shading	۲۷۹	مقدمه
۳۱۶	آرتیفکت Moiré	۲۸۰	نقشه برداری نادرست فاز
۳۱۸	آرتیفکت زاویه جادویی	۲۹۱	الایزینگ
۳۲۰	نقص تجهیزات	۲۹۹	آرتیفکت جابه‌جایی شیمیایی
۳۲۰	آرتیفکت‌های جریان	۳۰۳	خنثی‌سازی سیگنال خارج از فاز
۳۳۹	آنژیوگرافی وابسته به جریان (بدون تشدیدشدگی کنتراست)	۳۰۸	آرتیفکت پذیرفتاری مغناطیسی
۳۴۴	تصویربرداری خون تیره	۳۱۲	آرتیفکت بریده‌شدگی

فصل ۹ ■ تجهیزات

۳۸۰	سیستم RF	۳۵۱	مقدمه
۳۸۷	سیستم حمل و نقل بیمار	۳۵۲	مغناطیس
۳۸۷	سیستم رایانه‌ای و رابط کاربری گرافیکی	۳۵۶	پیکربندی تصویربرداری
		۳۷۱	سیستم شیم
		۳۷۳	سیستم گرادیانی

فصل ۱۰ ■ ایمنی در ام آر آی

۴۰۷	میدان‌های مغناطیسی شیب متغیر با زمان	۳۸۹	مقدمه (و سلب مسئولیت)
۴۱۳	نکات ایمنی	۳۹۰	اصطلاحات مورد استفاده در ایمنی MRI
۴۱۴	منابع اضافی	۳۹۵	اثرات بیولوژیکی گذرا

فصل ۱

اصول پایه

مقدمه	حرکت تقدیمی ^۱ و فرکانس حرکت تقدیمی (لارمور)
ساختار اتم	فاز حرکت تقدیمی
حرکت در اتم	تشدید
هسته‌های فعال MR	سیگنال MR
هسته هیدروژن	سیگنال آزاد القایی تجزیه شونده (FID) ^۲
همراستایی ^۳	پارامترهای زمان‌بندی پالس
بردار مغناطش خالص (NMV)	

پس از مطالعه این فصل قادر خواهید بود:

- ساختار اتم را توصیف کنید.
- روند همراستایی و حرکت تقدیمی را توضیح دهید.
- مفهوم تشدید و تولید سیگنال را درک کنید.

مقدمه

اصول بنیادی تصویربرداری تشدید مغناطیسی (MRI) اساس درک بیشتر این موضوع پیچیده است. قبل از آنکه به سراغ موضوعات پیچیده‌تری در این کتاب بروید درک این اصول، ضروری است. به منظور توضیح اصول MRI اساساً دو روش وجود دارد: ۱: به صورت کلاسیک و ۲: از طریق مکانیک کوانتوم. **تئوری کلاسیک** (منسوب به آیزاک نیوتون^۴ و با نام رایج تئوری نیوتن) یک دیدگاه مکانیکی از نحوه عملکرد جهان (و بنابراین نحوه عملکرد MRI) ارائه می‌دهد. از منظر تئوری کلاسیک، MRI با استفاده از مفاهیم جرم، حرکت اسپینی و حرکت زاویه‌ای در مقیاسی بزرگ تعریف می‌شود. **تئوری کوانتوم** (منسوب به اشخاصی چون ماکس پلانک، آلبرت انیشتین و پاول دیراک)^۵ نگاهی ریزبینانه‌تر و در مقیاس زیراتمی داشته و اشاره به سطوح انرژی پروتون‌ها، نوترون‌ها و الکترون‌ها دارد. اگرچه تئوری کلاسیک اغلب به منظور توصیف اصول فیزیکی در مقیاس بزرگ و تئوری کوانتوم در سطح زیراتمی مورد

^۱ Precession

^۲ free induction decay

^۳ Alignment

^۴ Isaac Newton

^۵ Max Planck, Albert Einstein, and Paul Dirac

استفاده قرار می‌گیرند، شواهدی وجود دارد که تمامی اصول فیزیکی با استفاده از مفاهیم کوانتومی تعریف می‌شوند. با این حال، باتوجه به اهداف ما، این فصل عمدتاً به دیدگاه‌های کلاسیک متکی بوده زیرا درک آنها آسان‌تر است. در صورت لزوم از تئوری کوانتوم تنها جهت ارائه جزئیات بیشتر استفاده می‌شود. در این فصل، ما ویژگی‌های اتم‌ها و فعل و انفعالات آنها با میدان‌های مغناطیسی و همچنین مکانیسم‌های تحریک و آسایش را بررسی می‌کنیم.

ساختار اتم

همه چیز از **اتم** ساخته شده است. اتم‌ها به صورت **مولکول**‌هایی سازمان یافته‌اند و هر مولکول متشکل از دو یا چند اتم است. فراوان‌ترین اتم در بدن انسان **هیدروژن** بوده، اما عناصر دیگری مانند اکسیژن، کربن و نیتروژن نیز وجود دارد. هیدروژن معمولاً در مولکول‌های آب (متشکل از دو اتم هیدروژن و یک اتم اکسیژن؛ H_2O) و چربی (متشکل از اتم‌های هیدروژن که با اتم‌های کربن و اکسیژن مرتب شده‌اند که تعداد هر یک از آنها به نوع چربی بستگی دارد) یافت می‌شود.

اتم از یک هسته مرکزی و **الکترون**‌های در حال چرخش تشکیل شده است (شکل ۱-۱). هسته بسیار کوچک است، ۲ میلیادیوم از حجم کل یک اتم، اما حاوی تمام جرم اتم است. این جرم عمدتاً از ذراتی به نام **نوکلئون** حاصل شده که به **پروتون** و **نوترون** تقسیم می‌گردند. اتم‌ها با دو مؤلفه معرفی می‌شوند.

• **عدد اتمی** مجموع پروتون‌های هسته است. این عدد به اتم هویت شیمیایی می‌بخشد.

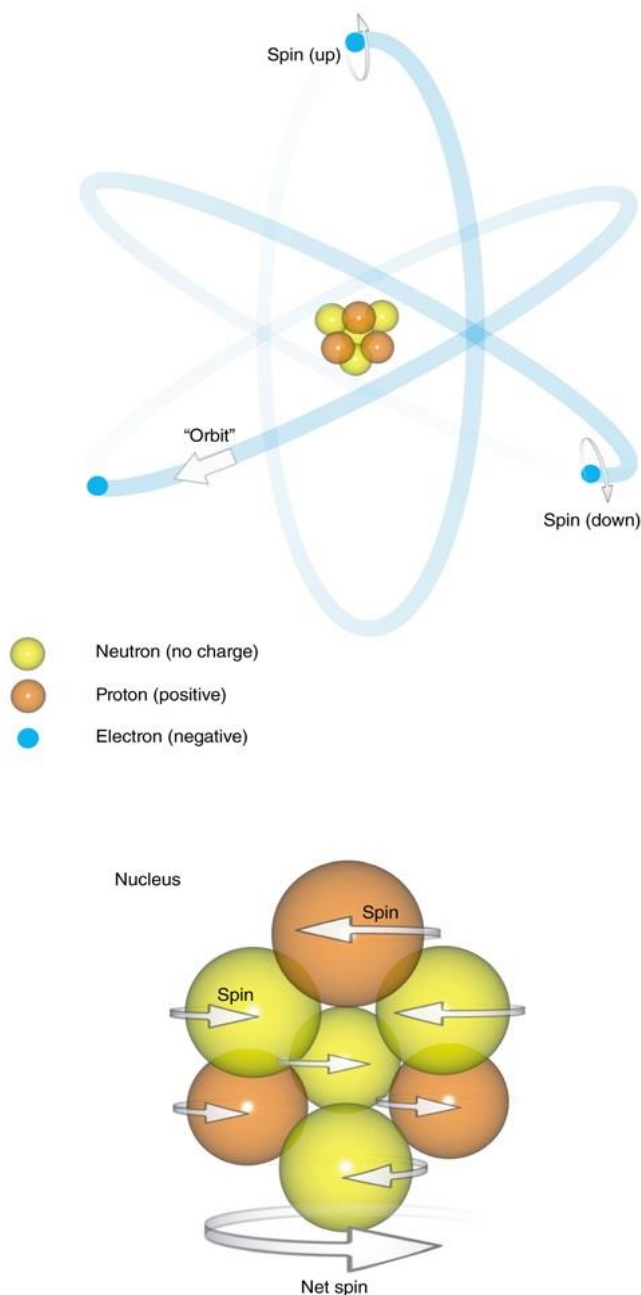
• **عدد جرمی** یا **وزن اتمی** حاصل جمع پروتون‌ها و نوترون‌های هسته است.

تعداد نوترون‌ها و پروتون‌های هسته معمولاً برابر است در نتیجه عدد جرمی یک عدد زوج خواهد بود. هرچند در برخی از اتم‌ها، نوترون‌ها اندکی کمتر یا بیشتر از پروتون‌ها هستند. اتم‌های عناصری که تعداد پروتون یکسان و تعداد نوترون متفاوت دارند، **ایزوتوپ** نامیده می‌شوند.

الکترون‌ها ذراتی هستند که به دور هسته می‌چرخند. در گذشته تصور بر این بود که، الکترون‌ها در مدارهایی مشخص شبیه سیاره‌هایی هستند که به دور خورشید می‌چرخند. در حالی که، طبق تئوری کوانتوم، موقعیت یک الکترون قابل پیش بینی نیست زیرا به انرژی آن الکترون در هر لحظه از زمان بستگی دارد (اصل عدم قطعیت هایزنبرگ)^۱.

برخی از ذرات موجود در اتم دارای بار الکتریکی هستند. پروتون‌ها بار الکتریکی مثبت داشته، نوترون‌ها فاقد بار خالص‌اند و الکترون‌ها بار منفی دارند. اگر تعداد الکترون‌های با بار منفی برابر با تعداد پروتون‌های مثبت باشد، اتم‌ها از نظر الکتریکی خنثی و پایدار هستند. این تعادل گاهی اوقات با مصرف انرژی برای خروج الکترون‌ها از اتم تغییر می‌یابد. این امر سبب کمبود تعداد الکترون‌ها در مقایسه با پروتون‌ها شده و موجب ناپایداری الکتریکی می‌گردد. به اتم‌هایی که دستخوش این تغییر شوند **یون** و به فرآیند خروج الکترون‌ها از اتم **یونیزاسیون** اطلاق می‌شود.

¹ Heisenberg's Uncertainty Principle



شکل ۱-۱. اتم.

حرکت در اتم

سه نوع حرکت در اتم وجود دارد (شکل ۱-۱):

- الکترون‌ها که حول محور خود می‌چرخند.
- الکترون‌ها که به دور هسته می‌چرخند.
- هسته که حول محور خودش می‌چرخد.

اصول MRI به حرکت چرخشی هسته‌های خاص موجود در بافت‌های بیولوژیکی متکی است. تعداد محدودی از چرخش‌ها وابسته به عدد اتمی و جرمی هستند. اگر هسته عدد اتمی و جرمی مساوی داشته باشد، چرخش ندارد. مثلاً شش پروتون و شش نوترون، با عدد جرمی ۱۲، در هسته‌هایی که عدد جرمی آنها زوج و ناشی از تعداد پروتون و نوترون زوج است، نیمی از نوکلئون‌ها در یک جهت و نیمی در جهت دیگر می‌چرخند. نیروهای چرخشی یکدیگر را خنثی کرده و هسته خودش چرخش خالصی ندارد. در هسته‌هایی با تعداد پروتون فرد، تعداد نوترون فرد، یا تعداد پروتون و نوترون فرد، جهت چرخش‌ها برابرهم و مخالف هم نیستند، بنابراین هسته خود دارای چرخش خالص یا چرخش زاویه‌ای^۱ است.

^۱ angular momentum

• NSA، تعداد دفعاتی که داده با همان شیب گرادیان کدگذاری فاز جمع‌آوری می‌شود یا تعداد دفعاتی که هر کُشو با خط با داده پر می‌شود است. افزایش NSA سبب افزایش زمان تصویربرداری و بالعکس می‌شود (به معادله ۶-۷) (مراجعة نمایید).

بهینه‌سازی زمان تصویربرداری اهمیت دارد، زیرا زمان تصویربرداری طولانی به بیمار فرصت بیشتری می‌دهد که در حین جمع‌آوری اطلاعات حرکت کند. هر حرکتی از بیمار احتمالاً موجب تخریب تصاویر خواهد شد. از آنجا که چندین برش در حین جمع‌آوری حجمی دو و سه بعدی انتخاب می‌شوند، حرکت در طول این نوع تصویربرداری‌ها بر همه برش‌ها تأثیر می‌گذارد. در حین جمع‌آوری متوالی، حرکت بیمار تنها بر روی برش‌های به دست آمده هنگام حرکت بیمار تأثیر می‌گذارد.

نکته تصویربرداری:

به منظور بهینه‌سازی زمان تصویربرداری موارد زیر را در پروتکل تصویربرداری انتخاب کنید.

- TR کوتاه
- ماتریس فاز پایین
- NSA پایین
- ضریب بالای توربو^۱ در TSE
- از گزینه‌های تصویربرداری استفاده کنید که زمان تصویربرداری را کاهش می‌دهد، به‌عنوان مثال FOV مستطیلی یا فوریه جزئی^۲ (نگاه کنید به فصل ۶).

نکته تصویربرداری:

نحوه بهبود قدرت تفکیک بدون افزایش زمان تصویربرداری

معمولاً بهبود قدرت تفکیک نیاز به تغییر در ماتریس فاز دارد و این موجب افزایش زمان تصویربرداری می‌شود. با این حال، گاهی اوقات، قدرت تفکیک بدون افزایش زمان تصویربرداری افزایش می‌یابد. این کار به شرح زیر انجام می‌شود:

- فقط تعویض ماتریس فرکانس. ماتریس فرکانس بر زمان تصویربرداری تأثیر نمی‌گذارد، اما در صورت افزایش، قدرت تفکیک را افزایش می‌دهد.
- استفاده از FOV نامتقارن. این اندازه FOV را در امتداد محور فرکانس حفظ می‌کند اما FOV را در جهت فاز کاهش می‌دهد. بنابراین، قدرت تفکیک یک FOV مربع حفظ می‌شود، اما زمان تصویربرداری به نسبت کاهش اندازه FOV در جهت فاز کاهش می‌یابد. این گزینه زمانی مفید است که آناتومی مستطیلی باشد.

¹ High turbo factor

² partial Fourier

موازنه‌ها^۱

بدیهی است که بسیاری از موازنه‌ها در اصلاح پروتکل نقش دارند. در حالت ایده‌آل، تصویر SNR بالایی دارد، از قدرت تفکیک فضایی مناسبی برخوردار است و در زمان تصویربرداری بسیار کوتاه به دست می‌آید. با این حال، این به ندرت قابل دستیابی است، زیرا تغییر یک پارامتر ناگزیر بر دیگری تأثیر می‌گذارد. این بسیار مهم است که ما درک خوبی از کلیه پارامترهایی داشته باشیم که روی هر ویژگی کیفیت تصویر و میزان کارایی آنها تأثیر می‌گذارد. در جدول ۵-۷ نتایج بهینه‌سازی کیفیت تصویر ذکر شده است. در جدول ۶-۷ پارامترهای متداول و موازنه‌های مرتبط با آنها ارائه شده است.

توسعه و اصلاح پروتکل

پروتکل بستگی به منطقه تحت آزمون و شرایط و همکاری بیمار دارد. در MRI هیچ قانونی وجود ندارد. این می‌تواند هنگام یادگیری بسیار نامیدکننده باشد، اما موضوع را جالب و چالش برانگیز می‌کند. هر تسهیلات دارای پروتکل‌هایی است که با همکاری تولیدکننده و پزشکان ایجاد شده است. با این حال، هرگز فرض نکنید پروتکل‌های شما بهینه شده‌اند. MRI به سرعت در حال پیشرفت است، بنابراین این یک تمرین خوب است که به‌طور مرتب حتی پروتکل‌های تثبیت شده را مرور کنید. در اینجا چند نکته در مورد چگونگی انجام این کار آورده شده است:

- همیشه کویل درست را انتخاب کرده و آن را به‌طور صحیح قرار دهید. این اغلب موجب تفاوت بین یک آزمون با کیفیت خوب یا بد می‌شود.
- اطمینان حاصل کنید که بیمار راحت است. این بسیار اهمیت دارد، زیرا اگر بیمار راحت نباشد، بیشتر حرکت می‌کند. تا حد ممکن بیمار را بی‌حرکت کنید تا احتمال حرکت را کاهش دهید.
- سعی کنید قبل از تصویربرداری از رادیولوژیست دقیقاً مطمئن شوید که چه پروتکل‌هایی لازم است. این موجب صرفه جویی در وقت زیادی می‌شود، زیرا یافتن رادیولوژیست‌ها معمولاً دشوار است!
- قدرت تفکیک فضایی به‌طور کلی در تصاویر MR اهمیتی ندارد زیرا در روش‌های اشعه X وجود دارد. SNR مهمترین عامل کیفیت تصویر است. در صورتی که SNR ضعیف باشد، داشتن تصویری با قدرت تفکیک خوب فایده‌ای ندارد. با این وجود، گاهی اوقات قدرت تفکیک فضایی خوب بسیار ضروری است، اما اگر SNR کم باشد، احتمالاً تصاویر از کیفیت پایین برخوردار هستند و مزایای قدرت تفکیک مناسب از بین می‌رود. شایان ذکر است که، به‌عنوان مثال، اختلاف ۱ میلی‌متر در ضخامت برش باعث می‌شود بدون کاهش چشمگیر قدرت تفکیک فضایی، تفاوت در بهبود SNR ایجاد شود. همچنین به یاد داشته باشید که با کاهش اندازه FOV، ابعاد پیکسل در امتداد هر دو محور کاهش می‌یابد (با استفاده از یک FOV مربع). تحت این شرایط، FOV قدرتمندترین کنترل‌کننده SNR است. استفاده از FOV 160 میلی‌متر به جای FOV 80 میلی‌متر ممکن است در حفظ SNR از اهمیت برخوردار باشد.
- اگر ناحیه مورد بررسی ذاتاً دارای سیگنال خوبی (به‌عنوان مثال مغز) باشد و کویل صحیح انتخاب شود، معمولاً از یک ماتریس مناسب و NSA کمتر می‌توان برای دستیابی به تصاویر با کیفیت از نظر SNR و قدرت تفکیک

¹ Trade-off

فضایی استفاده کرد. اما، هنگام بررسی ناحیه‌ای با سیگنال ذاتی کم (به‌عنوان مثال ریه‌ها)، ممکن است لازم باشد NSA بیشتر و یک ماتریس درشت‌تر انتخاب شود.

• نگه داشتن زمان تصویربرداری در کوتاهترین زمان ممکن بسیار مهم است. در صورت نیاز به گرفتن تصویری با SNR و قدرت تفکیک فضایی عالی، در صورتی که مدت زمان طولانی به دست آوردن بیمار در حین تصویربرداری حرکت کند، هیچ فایده‌ای ندارد. هر بیمار می‌تواند حرکت کند - نه فقط یک فرد بی‌قرار. هرچه انتظار می‌رود بیمار بیشتر روی تخت دراز بکشد، احتمال حرکت آنها بیشتر است.

دستکاری SNR، کنتراست تصویر، قدرت تفکیک فضایی و زمان تصویربرداری یک هنر واقعی است و به زمان و تجربه نیاز دارد. حتی بعد از سال‌ها همه ما گاهی اوقات اشتباه می‌کنیم! با این حال، استقامت مهم است و در نهایت منجر به پروتکل‌های بهینه شده می‌شود. افزایش کنترل و هدایت دستگاه به‌طور خودکار موجب کاهش این مهارت‌ها می‌شود و ممکن است بر نیاز پزشکان مراقبت‌های بهداشتی به ویژه در آزمون‌های تخصصی تأثیر بگذارد. پزشکان جدید MRI غالباً یاد می‌گیرند که چگونه به جای MRI، با نرم افزارها کار کنند و خطر ابتلای خود را به فشاردهنده کلیدها افزایش می‌دهند. با این حال، متخصصان تحصیل کرده قادر به تصمیم‌گیری دقیق‌تر و مستقل‌تر از فشار کلیدها هستند و این باید راهی برای سرمایه‌گذاری در کارآیی آینده باشد. این یکی از دلایل بسیاری است که درک بهینه‌سازی پروتکل بسیار مهم است. در فصل بعد، با ارزیابی منبع آرتیفکت تصویر و چگونگی کاهش یا از بین بردن آنها، کیفیت تصویر را با جزئیات بیشتری بررسی می‌کنیم.

برای پرسش و پاسخ در این زمینه، لطفاً به وب سایت پشتیبان این کتاب به آدرس زیر مراجعه نمایید:

www.wiley.com/go/westbrook/mriinpractice

