

فهرست مطالب

پیشگفتار مترجم ۱۰

فصل اول: مقدمه ۱۱

۱,۱ MRI چیست؟ ۱۲

۲,۱ سخت افزار یک سیستم ۱۵

۱,۲,۱ آهن ربای اصلی ۱۵

۲,۲,۱ سیستم گرادیان ۱۶

۳,۲,۱ سیستم فرکانس رادیویی (RF) ۱۶

۳,۱ دیدگاه پردازش سیگنال ۱۷

۴,۱ ساختار کتاب ۱۸

فصل دوم: اصول ریاضی ۲۱

۱,۲ بردارها ۲۱

۲,۲ مفاهیم اساسی جبر ماتریسی ۲۵

۳,۲ برخی از توابع پر استفاده ۲۷

۱,۳,۲ تابع پله‌ی واحد ۲۷

۲,۳,۲ تابع علامت ۲۷

۳,۳,۲ تابع پنجره‌ی مستطیلی ۲۷

۴,۳,۲ تابع پنجره‌ی مثلثی ۲۷

۵,۳,۲ تابع پنجره‌ی همینگ ۲۸

۶,۳,۲ تابع گوسی ۲۸

۷,۳,۲ تابع دلتای دیراک ۲۸

۸,۳,۲ تابع دلتای کرونکر ۳۰

۹,۳,۲ تابع شانه ۳۰

۱۰,۳,۲ تابع سینک ۳۱

۱۱,۳,۲ تابع دیریکله ۳۱

۱۲,۳,۲ توابع بسل ۳۲

۴,۲ کانوولوشن ۳۳

۵,۲ تبدیل فوریه ۳۶

۱,۵,۲ تعریف ۳۶

۲,۵,۲ خواص ۳۸

۳,۵,۲ مثال‌ها ۳۹

۶,۲ تبدیل رادون ۴۳

۱,۶,۲ تبدیل‌های رادون دو بعدی ۴۳

۲,۶,۲ تبدیل‌های رادون ابعاد بالاتر ۴۵

۳,۶,۲ تبدیل‌های رادون جزئی ۴۷

۴,۶,۲ خواص پایه‌ای ۴۹

۵,۶,۲ سینوگرام ۵۰

۶,۶,۲ قضیه‌ی اسلایس-پروجکشن ۵۱

۷,۶,۲ قضیه‌ی کانوولوشن ۵۶

فصل سوم: تولید و آشکارسازی سیگنال ۶۳

۶۴	۱.۳ سیستم‌های اسپین هسته‌ی مغناطیسی شده
۶۴	۱.۱.۳ گشتاور مغناطیسی هسته
۶۹	۲،۱،۳ مغناطش کلی
۷۲	۳،۱،۳ جزئیات بیش‌تر درباره‌ی فرکانس لارمور
۷۴	۲،۳ تحریک‌های RF
۷۴	۱،۲،۳ شرط تشدید
۷۵	۲،۲،۳ مشخصات یک پالس RF
۷۷	۳،۲،۳ دستگاه مختصات مرجع دوار
۸۰	۴،۲،۳ معادله‌ی بلاخ
۸۱	۵،۲،۳ تحریک‌های مطابق با فرکانس تشدید
۸۳	۱،۵،۲،۳ زاویه‌ی تلنگر
۸۳	۲،۵،۲،۳ محاسبه‌ی \vec{M} پس از یک پالس α
۸۷	۳،۵،۲،۳ مثال‌ها
۹۰	۶،۲،۳ تحریک‌های خارج از فرکانس تشدید
۹۲	۷،۲،۳ انتخاب فرکانس یک پالس RF
۹۴	۳،۳ چرخش تقدیمی آزاد و آسایش
۹۷	۴،۳ آشکارسازی سیگنال
۹۷	۱،۴،۳ اصول بنیادین آشکارسازی
۹۸	۲،۴،۳ بیان سیگنال

فصل چهارم: مشخصات سیگنال ۱۰۹

۱۰۹	۱،۴ فرضیات اساسی
۱۱۱	۲،۴ القای میرای آزاد (FID)
۱۱۵	۳،۴ اکوهای RF
۱۱۵	۱،۳،۴ اکوی دو پالسی
۱۲۰	۲،۳،۴ اکوهای متشکل از سه پالس
۱۲۵	۳،۳،۴ گراف‌های توسعه‌یافته‌ی فاز
۱۲۹	۴،۳،۴ قطار اکوی CPMG
۱۳۰	۴،۴ گرادیان-اکوها
۱۳۰	۱،۴،۴ میدان‌های گرادیان
۱۳۲	۲،۴،۴ تشکیل گرادیان‌اکو

فصل پنجم: مکان‌یابی سیگنال ۱۳۷

۱۳۷	۱،۵ انتخاب اسلایس
۱۳۸	۱،۱،۵ معادله‌ی اسلایس
۱۳۹	۲،۱،۵ گرادیان‌های انتخاب‌گر اسلایس
۱۴۰	۳،۱،۵ پالس‌های RF انتخاب‌گر اسلایس
۱۴۰	۱،۳،۱،۵ رویکرد تبدیل فوریه
۱۴۲	۲،۳،۱،۵ رویکرد معادله‌ی بلاخ
۱۴۴	۴،۱،۵ برخی ملاحظات عملی
۱۴۴	۱،۴،۱،۵ باز یافت همفازی پسا-تحریک

۱۴۶ اثرات بریدن پالس	۲,۴,۱,۵
۱۴۸ سایر پالس‌های انتخابگر اسلایس	۳,۴,۱,۵
۱۴۸ کدگذاری اطلاعات مکانی	۵,۲
۱۴۸ کدگذاری فرکانس	۱,۲,۵
۱۵۱ کدگذاری فاز	۲,۲,۵
۱۵۲ یک تفسیر فضای K	۳,۲,۵
۱۵۲ سیگنال‌های کدگذاری شده با فرکانس	۱,۳,۲,۵
۱۵۷ سیگنال‌های کدگذاری شده با فاز	۲,۳,۲,۵
۱۵۹ روش‌های اصلی تصویربرداری	۳,۵
۱۵۹ تصویربرداری یک‌بعدی	۱,۳,۵
۱۶۰ تصویربرداری دو بعدی	۲,۳,۵
۱۶۴ تصویربرداری سه بعدی	۳,۳,۵
۱۶۶ نمونه‌برداری از فضای K	۴,۵
۱۶۶ تئوری نمونه‌برداری	۱,۴,۵
۱۶۷ نمونه‌برداری یکنواخت	۱,۱,۴,۵
۱۶۷ نمونه‌برداری درهم‌تنیده	۲,۱,۴,۵
۱۶۸ نمونه‌برداری از توابع متناوب با پهنای باند محدود	۳,۱,۴,۵
۱۶۹ الزامات نمونه‌برداری از سیگنال‌های فضای K	۲,۴,۵

فصل ششم: بازسازی تصویر..... ۱۷۹

۱۸۰ موضوعات کلی در زمینه‌ی بازسازی تصویر	۱,۶
۱۸۱ بازسازی از نمونه‌های تبدیل فوریه	۲,۶
۱۸۱ فرمول بندی مسئله	۱,۲,۶
۱۸۲ تئوری پایه	۲,۲,۶
۱۸۴ نمونه‌برداری نامتناهی	۱,۲,۲,۶
۱۸۵ نمونه‌برداری متناهی	۲,۲,۲,۶
۱۸۶ الگوریتم‌های محاسباتی	۳,۲,۶
۱۸۶ FFT و DFT	۱,۳,۲,۶
۱۸۸ بازسازی FFT مستقیم	۲,۳,۲,۶
۱۸۹ بازسازی FFT پرشده با صفر	۳,۳,۲,۶
۱۹۰ بازسازی از نمونه‌های تبدیل رادون	۳,۶
۱۹۰ فرمول بندی مسئله	۱,۳,۶
۱۹۰ تبدیل رادون معکوس	۲,۳,۶
۱۹۲ پروجکشن معکوس	۳,۳,۶
۱۹۴ الگوریتم‌های بازسازی امکان پذیر	۴,۳,۶
۱۹۴ روش پروجکشن معکوس مستقیم	۱,۴,۳,۶
۱۹۶ بازسازی پروجکشن معکوس فیلترشده	۲,۴,۳,۶
۱۹۹ بازسازی فوریه‌ی مستقیم	۳,۴,۳,۶
۲۰۰ تکنیک‌های بازسازی جبری	۴,۴,۳,۶
۲۰۲ ضمیمه	۴,۶

فصل هفتم: کنتراست تصویر ۲۰۷

۲۰۷	۱,۷ مقدمه
۲۰۸	۲,۷ توالی اشباع-بازیافت (SR)
۲۱۱	۳,۷ توالی معکوس سازی-بازیافت (IR)
۲۱۲	۴,۷ تصویربرداری اسپین-اکوی پایه‌ای
۲۱۴	۵,۷ تصویربرداری گرادیان-اکوی پایه‌ای
۲۱۵	۶,۷ بحث

فصل هشتم: رزولوشن، نویز و آرتیفکت های تصویر ۲۱۹

۲۱۹	۱,۸ محدودیت های رزولوشن
۲۱۹	۱,۱,۸ تابع پخش نقطه
۲۲۱	۲,۱,۸ PSF بازسازی فوریه
۲۲۲	۳,۱,۸ PSF بازسازی های پروجکشن معکوس
۲۲۴	۲,۸ نویز تصویر
۲۲۴	۱,۲,۸ مفاهیم پایه‌ای سیگنال های تصادفی
۲۲۴	۱,۱,۲,۸ متغیرهای تصادفی
۲۲۸	۲,۱,۲,۸ سیگنال های تصادفی
۲۲۹	۲,۲,۸ خصوصیات نویز در حوزه‌ی داده‌ها
۲۳۰	۳,۲,۸ نویز در بازسازی مستقیم FFT
۲۳۲	۴,۲,۸ نویز در بازسازی FFT پُر شده با صفر
۲۳۳	۵,۲,۸ نویز در بازسازی پروجکشن معکوس فیلتر شده
۲۳۴	۳,۸ آرتیفکت های تصویر
۲۳۵	۱,۳,۸ آرتیفکت رینگ گیبر
۲۳۸	۲,۳,۸ آرتیفکت الیاسینگ
۲۴۰	۳,۳,۸ آرتیفکت شیفیت شیمیایی
۲۴۲	۴,۳,۸ آرتیفکت حرکتی
۲۴۲	۱,۴,۳,۸ اثرات حرکتی در امتداد جهت خوانش
۲۴۵	۲,۴,۳,۸ اثرات حرکتی در امتداد جهت کدگذاری فاز
۲۵۱	۳,۴,۳,۸ برخی روش های جبران حرکت
۲۶۰	۵,۳,۸ آرتیفکت های ناشی از داده‌های مخدوش شده
۲۶۰	۱,۵,۳,۸ آرتیفکت تقطیع داده
۲۶۱	۲,۵,۳,۸ آرتیفکت های اسپایک نویزی

فصل نهم: تصویربرداری اسکن سریع ۲۶۹

۲۶۹	۱,۹ تصویربرداری سریع اسپین اکو
۲۷۰	۱,۱,۹ مفهوم اساسی
۲۷۲	۲,۱,۹ مسائل عملی
۲۷۴	۲,۹ تصویربرداری سریع گرادیان اکو
۲۷۴	۱,۲,۹ تصویربرداری حالت پایدار تخریب گر مغناطش
۲۷۷	۲,۲,۹ تصویربرداری حالت پایدار
۲۸۰	۳,۹ تصویربرداری اکو - پلنار

۲۸۰ مسیر زیگزاگ ۱,۳,۹
۲۸۳ مسیر مستطیلی ۲,۳,۹
۲۸۴ مسیر مارپیچ ۳,۳,۹
۲۸۶ بحث ۴,۳,۹
۲۸۷ تصویربرداری پشت سرهم ۴,۹

۲۹۷ فصل دهم: بازسازی مقید

۲۹۷ ۱,۱۰ بازسازی نصف فوریه ۱,۱۰
۲۹۸ ۱,۱,۱۰ تخمین فاز ۱,۱,۱۰
۲۹۹ ۲,۱,۱۰ بازسازی با فاز مقید ۲,۱,۱۰
۲۹۹ ۱,۲,۱,۱۰ روش مارگوزین ۱,۲,۱,۱۰
۳۰۱ ۲,۲,۱,۱۰ روش POCS ۲,۲,۱,۱۰
۳۰۲ ۳,۱,۱۰ بحث ۳,۱,۱۰
۳۰۵ ۲,۱۰ بازسازی مبتنی بر برون یابی ۲,۱۰
۳۰۵ ۱,۲,۱۰ برون یابی باند محدود ۱,۲,۱۰
۳۰۸ ۲,۲,۱۰ بازسازی با حداکثر آنتروپی ۲,۲,۱۰
۳۱۰ ۳,۲,۱۰ بحث ۳,۲,۱۰
۳۱۱ ۳,۱۰ روش های بازسازی پارامتری ۳,۱۰
۳۱۲ ۱,۳,۱۰ مدل مرکب میانگین در حال حرکت و رگرسیون خودکار ۱,۳,۱۰
۳۱۲ ۱,۱,۳,۱۰ تعریف ۱,۱,۳,۱۰
۳۱۵ ۲,۳,۱۰ تخمین پارامتر ۲,۳,۱۰
۳۱۸ ۱,۲,۳,۱۰ بحث ۱,۲,۳,۱۰
۳۱۹ ۳,۳,۱۰ مدل سری تعمیم یافته ۳,۳,۱۰
۳۱۹ ۱,۳,۳,۱۰ انتخاب توابع پایه ۱,۳,۳,۱۰
۳۲۱ ۲,۳,۳,۱۰ الگوریتم بازسازی ۲,۳,۳,۱۰
۳۲۲ ۳,۳,۳,۱۰ بحث ۳,۳,۳,۱۰
۳۲۴ ۴,۱۰ پیوست ۴,۱۰
۳۲۶ ۱,۴,۱۰ روش حداقل مربعات مستقیم ۱,۴,۱۰
۳۲۶ ۲,۴,۱۰ روش های مبتنی بر SVD ۲,۴,۱۰
۳۲۷ ۱,۲,۴,۱۰ روش اصلی کومارزان-تافس ۱,۲,۴,۱۰
۳۲۸ ۲,۲,۴,۱۰ روش حداقل مربعات کلی ۲,۲,۴,۱۰
۳۳۰ ۳,۲,۴,۱۰ روش فضای حالت ۳,۲,۴,۱۰

۳۳۵ ضمیمه

۳۳۵ ضمیمه الف: فرمول های ریاضیاتی ۳۳۵
۳۳۹ ضمیمه ب: مخففات ۳۳۹
۳۴۱ ضمیمه ج: نمادهای ریاضیاتی ۳۴۱
۳۴۵ ضمیمه د: ثابت های فیزیکی ۳۴۵
۳۴۶ ضمیمه ذ: مراجع ۳۴۶
۳۵۹ واژه یاب ۳۵۹

کتاب "اصول تصویربرداری تشدید مغناطیسی از دیدگاه پردازش سیگنال" توسط آقایان ژنی-پی لیانگ و پائول-سی لوتربر به‌عنوان مرجعی مفید برای محققان تصویربرداری تشدید مغناطیسی نوشته شده است و در حال حاضر، یکی از رایج‌ترین کتاب‌های مورد تدریس در مقاطع کارشناسی، کارشناسی ارشد، و دکترا در رشته‌های فیزیک پزشکی، مهندسی پزشکی، فناوری تصویربرداری پزشکی، و علوم اعصاب در سراسر جهان است.

تصویربرداری تشدید مغناطیسی یا ام‌آرآی یک روش تصویربرداری مقطعی است که تصاویری از ویژگی‌های فیزیکی و شیمیایی داخلی یک جسم را از طریق اندازه‌گیری خارجی سیگنال‌ها فراهم می‌کند. از لحاظ فیزیکی، تصویربرداری تشدید مغناطیسی بر اساس پدیده‌ی تشدید مغناطیسی هسته (ان‌ام‌آر) در مواد است که به‌طور مستقل توسط فیلیکس بلاخ در دانشگاه استنفورد و ادوارد پارسل در دانشگاه هاروارد در سال ۱۹۴۶ کشف شد. تشکیل تصویر با استفاده از سیگنال‌های ان‌ام‌آر توسط اصول کدگذاری اطلاعات مکانی که نخست در زیوگماتوگرافی ابداع شده بود، امکان‌پذیر گشت و توسط پائول لوتربر (یکی از دو نویسنده‌ی این کتاب) در سال ۱۹۷۲ توصیف گردید؛ که در آن اطلاعات مکانی که به‌طور یکتا کدگذاری شده‌اند، به سیگنال‌های زمانی ام‌آرآی که در خارج از جسم مورد تصویربرداری قابل آشکارسازی هستند، تبدیل می‌شوند. مهمترین ویژگی برای تصویربرداری تشدید مغناطیسی غنای تصاویر از لحاظ محتوای اطلاعاتی است. مقدار هر پیکسل در تصویر به‌طور کلی وابسته به مجموعه‌ای از پارامترهای ذاتی، حرکت‌های مولکولی، اثرات پذیرفتاری مغناطیسی، و تفاوت در شیفت شیمیایی است. تأثیر و یا وزن هر یک از این پارامترهای ذاتی در تصویر مطلوب می‌تواند توسط مجموعه‌ی دیگری از پارامترهای قابل انتخاب توسط اپراتور تضعیف و یا تقویت شود. بنابراین، از یک مکان آناتومیکی معین با پروتکل‌های مختلف تصویربرداری می‌توان تصاویر ام‌آر متفاوتی تولید کرد که هر کدام، توصیف فیزیکی و کلینیکی مجزا و تقریباً مستقلی خواهد داشت.

بر خلاف دیگر کتاب‌های تصویربرداری تشدید مغناطیسی که نوعاً به سخت‌افزار لازم و با کاربردهای بالینی و عملی می‌پردازند، این کتاب مبنای ریاضیات تصویربرداری تشدید مغناطیسی را از دیدگاه پردازش سیگنال توصیف می‌کند. این مجموعه شامل معادله‌ی تصویربرداری (مسئله‌ی مستقیم) و معادله‌ی بازسازی تصویر (مسئله‌ی معکوس) است که به ترتیب، در مورد نحوه‌ی مدیریت جمع‌آوری داده‌های واقعی و چگونگی پردازش داده‌های اندازه‌گیری شده برای تشکیل تصویر هستند. این کتاب به‌طور خاص از دیدگاه پردازش سیگنال روی نحوه‌ی تولید، آشکارسازی، و دستکاری سیگنال‌های ام‌آر و پردازش آنها به منظور بازسازی یک تصویر تمرکز می‌کند که چگونه گشتاورهای مغناطیسی میکروسکوپی متعاقباً به مغناطیس حجمی، مؤلفه‌ی مغناطیس عرضی، سیگنال الکتریکی، سیگنال فضای k ، و در نهایت تصویر بازسازی‌شده تبدیل می‌شوند. نگاه ریاضی به اصول تشکیل تصویر، نحوه‌ی تأثیر پارامترهای مختلف بر سیگنال حاوی اطلاعات تصویری را قابل‌فهم‌تر می‌کند و در نتیجه، امکان ارائه‌ی راه حل برای اپراتورهای دستگاه یا محققین این حوزه را برای اجتناب یا تصحیح اثرهای نامطلوب فراهم می‌آورد.

مترجمین این کتاب معتقد می‌باشند که دانشجویان پارسی زبان بایستی در طول ترم دانشگاهی به اصل کتاب انگلیسی برای خواندن مطالب مراجعه کنند و سعی کنند با انس با این کتاب و دیگر کتاب‌های ام‌آرآی، با اصطلاحات انگلیسی ادبیات این رشته آشنا شوند. اما به‌هرحال، در اختیار داشتن ترجمه‌ی پارسی از این کتاب ارزشمند برای دانشجویان و محققان جهت ارجاع موردی، فهم کلی مطالب در زمان کوتاه، و یا مرور مطالب برای دانشجویانی که در مرحله‌ی فراگیری زبان انگلیسی هستند و سریع‌تر می‌توانند کتاب‌های مرجع را به زبان مادری بخوانند، مفید و سودمند باشد. به این دلایل و همچنین تلاش و همت دانشجویان رشته کارشناسی ارشد گروه فیزیک و مهندسی پزشکی در دانشکده‌ی پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران مبادرت به ترجمه‌ی پارسی از این کتاب ورزیدند و با لطف خداوند در اوایل سال ۱۴۰۱ هجری شمسی کار ترجمه و آماده‌سازی کتاب برای چاپ به پایان رسید. امیدواریم این مجموعه که حاصل تلاش فرخنده‌ی دانشجویان عزیز به‌خصوص جناب آقای حجت ممی‌زاده و نظارت و تصحیح جناب آقای دکتر محمدرضا ناظم‌زاده و سرکار خانم دکتر شقایق وحدت بوده است، شایسته‌ی ارجاع دانشجویان و محققان پارسی زبان باشد و تلاشی مبارک باشد در جهت کمک به فراگیری علم و دانش در نسل پر تلاش و آینده‌ساز کشور عزیزمان، ایران.

در پایان، این قطره‌ی دانش را نیز به دریای بی‌انتهای حقیقت می‌سپاریم...

قطره‌ی دانش که بخشیدی ز پیش	متصل گردان به دریاهاى خویش
قطره‌ی علمست اندر جان من	وارهانش از هوا وز خاک تن
قطره‌ای کو در هوا شد یا که ریخت	از خزینہی قدرت تو کی گریخت
گر در آید در عدم یا صد عدم	چون بخوانیش او کند از سر قدم

دکتر محمدرضا ناظم‌زاده (دانشگاه علوم پزشکی تهران)

تیرماه ۱۴۰۱

یک سفر هزار مایلی باید با یک قدم کوچک شروع شود.

لائوزی^۱

توموگرافی^۲ یک حوزه‌ی مهم در حال رشد در زمینه‌ی علوم تصویربرداری است. اصطلاح "تومو"^۳ در زبان یونانی به معنای "برش" است، اما توموگرافی به ایجاد تصاویر - بدون برش فیزیکی - از ساختار داخلی (آناتومیکی یا عملکردی) یک جسم اطلاق می‌گردد. برای یک فرد مبتدی، ممکن است درک توموگرافی غیر قابل تصور باشد، اما با مطالعه‌ی این کتاب، نه تنها امکان‌پذیری، بلکه زیبایی ذاتی و سادگی توموگرافی را نیز درک خواهید کرد.

اصول تصویربرداری توموگرافی از علوم فیزیک، ریاضیات، رایانه و مهندسی ریشه گرفته است. با این حال، توسعه‌ی این اصول به‌طور مرسوم به حل مسائل کاربردی، به ویژه مسائل زیست‌پزشکی گره خورده است. بنابراین اهمیت نظری آن برای محققان خارج از این حوزه به خوبی شناخته نشده است. مانند هر رشته‌ی علمی دیگر، توموگرافی دارای تاریخی منحصر به فرد است. رادون^۴ اولین کسی بود که به ایده‌ی تصویربرداری توموگرافی (هرچند از دیدگاه کاملاً ریاضی) پرداخت. متاسفانه، اثر ماندگار او که در سال ۱۹۱۷ منتشر شد، برای نیم قرن بدون توجه باقی ماند. اما در دهه‌ی شصت و هفتاد که سال‌های ایجاد توموگرافی بودند، کارهای خلاقانه‌ای^۵ برای توموگرافی اشعه‌ی ایکس^۶ و تصویربرداری تشدید مغناطیسی^۷ صورت گرفت. در حال حاضر، روش‌های متعددی از تصویربرداری توموگرافی برای استفاده‌های پزشکی و غیرپزشکی در دسترس است که شامل سی‌تی اشعه‌ی ایکس^۸ (توموگرافی کامپیوتری)، ام‌آر‌آی، پت (توموگرافی انتشار پوزیترون)^۹، اسپکت (توموگرافی گسیل تک فوتون)^{۱۰}، ام‌ای‌جی (مگنتوانسفالوگرافی)^{۱۱}، رادار دیافراگم سینتتیک^{۱۲} و سیستم‌های مختلف تصویربرداری صوتی می‌شود. اگر چه این سیستم‌ها از اصول فیزیکی مختلفی برای تولید و آشکارسازی سیگنال استفاده می‌کنند، اصول پردازش سیگنال برای تشکیل تصویر تا

-
1. Lao Zi
 2. tomography
 3. tomos
 4. Radon
 5. ground-breaking
 6. X-ray
 7. magnetic resonance imaging (MRI)
 8. X-ray CT
 9. PET (positron emission tomography)
 10. SPECT (single photon emission computed tomography)
 11. MEG (magnetoencephalography)
 12. SAR (synthetic aperture radar)

حد زیادی یکسان است. بنابراین، درک اینکه چگونه یک روش تصویربرداری کار می‌کند، بینش قابل توجهی را در مورد اصول کار دیگر روش‌های تصویربرداری ارائه می‌دهد.

این کتاب درباره‌ی MRI و تأکید آن بر اصول تشکیل تصویر است و به سخت‌افزار لازم برای ساخت یک سیستم MRI یا کاربرد چنین سیستمی نمی‌پردازد. خواننده برای مطالعه در مورد تکنولوژی MRI می‌تواند به کتاب چن و هولت^۱ [۱۳] و یا برای مطالعه‌ی کاربردهای MRI به دو جلد ویرایش شده توسط استارک و برادلی^۲ [۶۲] مراجعه کند.

۱.۱ MRI چیست؟

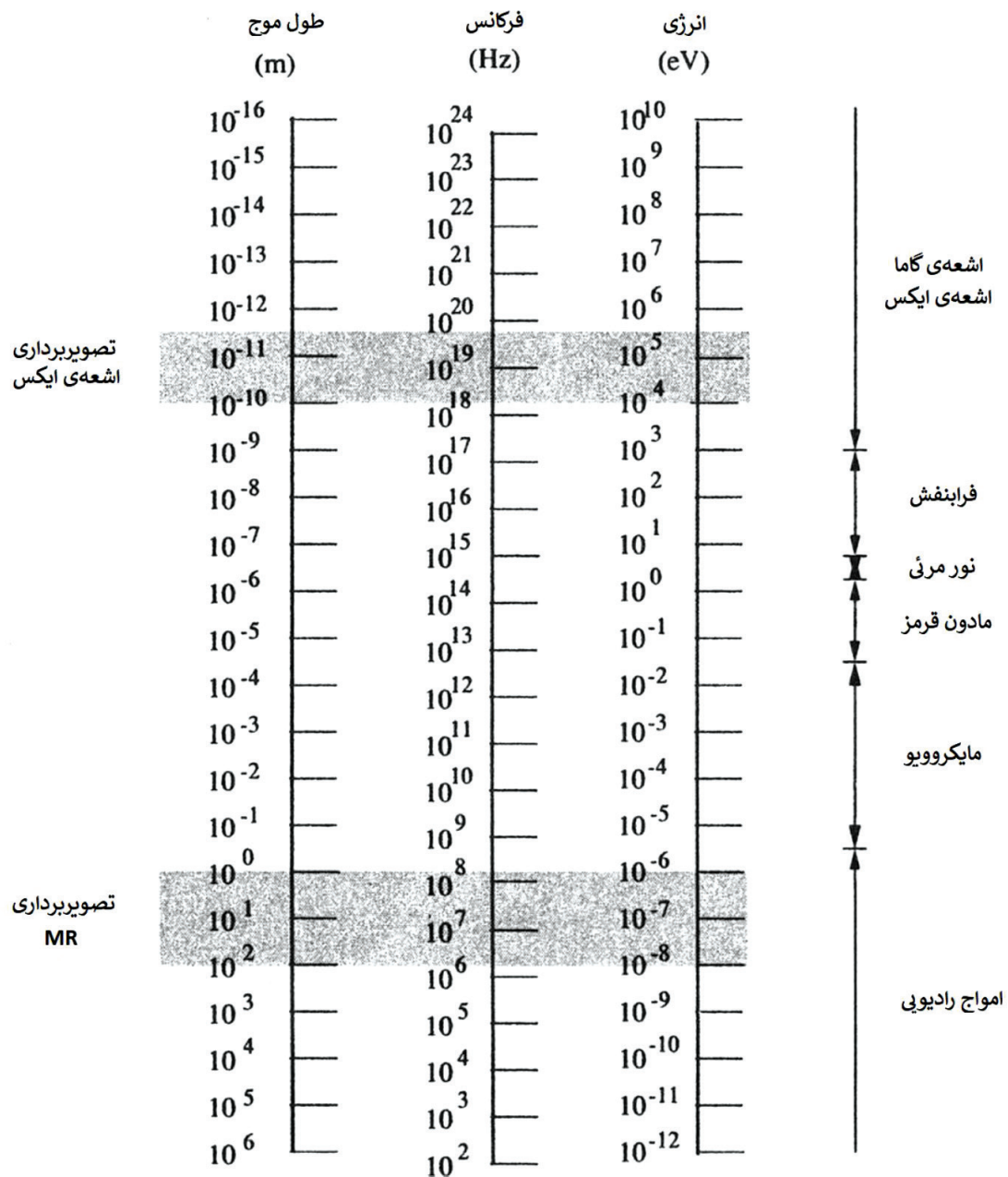
به بیان ساده، MRI یک روش تصویربرداری توموگرافی است که تصاویری از ویژگی‌های فیزیکی و شیمیایی داخلی یک جسم را از طریق اندازه‌گیری خارجی سیگنال‌های رزونانس مغناطیسی هسته (ان‌ام‌آر)^۳ فراهم می‌کند. از لحاظ فیزیکی، MRI بر اساس پدیده‌ی شناخته‌شده‌ی NMR در یک حجم از ماده^۴ است که به طور مستقل توسط فلیکس بلاخ^۵ در دانشگاه استنفورد و ادوارد پارسل^۶ در دانشگاه هاروارد در سال ۱۹۴۶ مشاهده شد. تشکیل تصویر با استفاده از سیگنال‌های NMR توسط اصول کدگذاری اطلاعات مکانی که نخست در ژئوماتوگرافی^۷ ابداع شده بود، امکان‌پذیر شد و توسط پائول لوتربور^۸ در سال ۱۹۷۲ توسعه داده شد. این اصول فرد را قادر می‌سازد تا اطلاعات مکانی را به‌طور منحصربه‌فرد در سیگنال‌های فعال MR که خارج از جسم مورد تصویربرداری قابل آشکار سازی هستند، کدگذاری کند. در پاسخ به سوال "MRI چیست؟" برخی از ویژگی‌های قابل توجه MRI در زیر ذکر شده است.

اول، مانند هر دستگاه تصویربرداری توموگرافی، خروجی یک اسکنر MRI یک آرایه از داده‌های چند بعدی (یا تصویر) است که حاوی توزیع مکانی برخی از کمیت‌های فیزیکی اندازه‌گیری شده است. اما برخلاف بسیاری از روش‌ها، MRI می‌تواند تصاویر مقطعی دو بعدی را در هر جهت، تصاویر حجمی سه بعدی یا حتی تصاویر چهار بعدی که توزیع طیفی-مکانی^۹ را نمایش می‌دهد، تولید کند. علاوه بر این، هیچ تنظیم یا حرکت مکانیکی در این تصویربرداری وجود ندارد.

دوم، سیگنال‌های MR مورد استفاده برای تشکیل تصویر مستقیماً از خود جسم می‌آیند. به این معنی که MRI نوعی توموگرافی گسیلی مشابه PET و SPECT است. اما برخلاف PET یا SPECT، برای تولید سیگنال در MRI، تزریق ایزوتوپ‌های رادیواکتیو به جسم لازم نیست. روش‌های دیگری از توموگرافی که در حال حاضر استفاده می‌شوند عبارتند از توموگرافی عبوری^{۱۰} و توموگرافی شکست یا پراش^{۱۱}. سی‌تی اشعه-ایکس به دسته‌بندی اول تعلق دارد؛ درحالی‌که توموگرافی آکوستیک^{۱۲} از نوع توموگرافی پراش است. در هر دو مورد یک منبع خارجی سیگنال برای بررسی (پروب)^{۱۳} جسمی که از آن تصویربرداری می‌شود، استفاده می‌شود.

سوم، MRI در محدوده‌ی فرکانس رادیویی^{۱۴} عمل می‌کند، همان‌طور که در شکل ۱،۱ نشان داده شده است. بنابراین، فرآیند تصویربرداری شامل استفاده از تابش یونیزه نمی‌شود و تأثیرات مضر مرتبط با آن را ندارد. با این حال، با توجه به تصویربرداری منحصربه‌فرد مورد استفاده، رزولوشن مکانی ناشی از MRI مانند دیگر فناوری‌های سنجش از راه دور، توسط محدوده‌ی فرکانس "پروب" (یا محدوده‌ی فرکانس کاری) محدود نمی‌شود.

1. Chen and Hoult
2. Stark and Bradley
3. nuclear magnetic resonance (NMR)
4. bulk matter
5. Felix Bloch
6. Edward Purcell
7. zeugmatography
8. Paul Lauterbur
9. spatial-spectral distributions
10. transmission tomography
11. diffraction tomography
12. acoustic tomography
13. probe
14. the radio-frequency (RF)

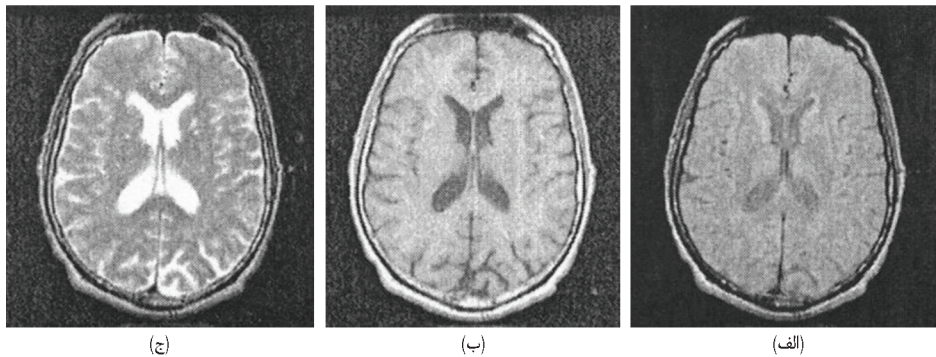


■ شکل ۱،۱ طیف الکترومغناطیس

در نهایت، و شاید مهمترین ویژگی برای یک کاربر MRI، غنای تصاویر MR از لحاظ محتوای اطلاعاتی است. مقدار هر پیکسل^۱ در تصویر به طور کلی به یک مجموعه از پارامترهای ذاتی، از جمله چگالی اسپین هسته‌ای^۲ ρ ، زمان آسایش شبکه-اسپین^۳ T_1 ، زمان آسایش اسپین-اسپین^۴ T_2 ، حرکت‌های مولکولی (مانند دیفیوژن^۵ و پرفیوژن^۶)، اثرات پذیرفتاری^۷ و تفاوت تغییرات شیمیایی^۷ وابسته است. تأثیر و یا

1. pixel value
2. nuclear spin density
3. the spin-lattice relaxation time
4. diffusion
5. perfusion
6. susceptibility effects
7. chemical shift

وزن هریک از این پارامترهای ذاتی در تصویر مطلوب می‌تواند به‌وسیله‌ی یک مجموعه‌ی دیگر از پارامترهای قابل انتخاب توسط اپراتور مانند زمان تکرار^۱ (T_R)، زمان اکو^۲ (T_E) و زاویه‌ی تلنگر^۳ (α) تضعیف و یا تقویت شود. بنابراین، از یک مکان آناتومیک معین می‌توان تصاویر MR متفاوت با پروتکل‌های مختلف تصویربرداری تولید کرد. به‌عنوان مثال، شکل ۱،۲ سه تصویر متفاوت از یک سطح مقطع یکسان از سر یک انسان را نشان می‌دهد که با استفاده از یک توالی تصویربرداری اسپین‌اکو^۴ به دست آمده است (در بخش ۷،۴ توضیح داده شده است).



■ شکل ۲،۱ تصاویر مقطعی به‌دست آمده از سر با استفاده از توالی تحریک اسپین‌اکو با (الف) کنتراست وزن چگالی اسپین ($TE = 17$ میلی ثانیه، $TR = 2000$ میلی ثانیه)؛ (ب) کنتراست وزن T_1 ($TE = 18$ ms، $TR = 400$ ms)؛ و (ج) کنتراست وزن T_2 ($TE = 80$ میلی ثانیه، $TR = 2500$ میلی ثانیه).

همان‌طور که مشاهده می‌شود، کنتراست تصویر کاملاً متفاوتی با مقادیر مختلف T_E و T_R به‌دست آمده است. مثال دیگری در شکل ۱،۳ نشان داده شده است که در آن سیگنال‌های اسپین‌های ثابت، سرکوب (کاملاً تضعیف) شده‌اند، به طوری که فقط جریان خون به تصویر کشیده شده است. به‌طور کلی، یک تصویر MRI می‌تواند یک نقشه‌ی مکانی از چگالی اسپین‌های ثابت یا اسپین‌های در حال حرکت، یا زمان‌های آسایش و یا ضرایب دیفیوژن آب باشد. این پارامترهای ذاتی عوامل ایجاد کنتراست در تصویربرداری‌های طیف‌سنجی^۵، دیفیوژن^۶، آنژیوگرافی^۷ و تصویربرداری عملکردی^۸ هستند. مسلماً این انعطاف‌پذیری در جمع‌آوری داده و مکانیسم کنتراست و غنای تصاویر MRI باعث شده است که این تکنیک به عنوان ارزشمندترین روش تصویربرداری علمی و تشخیصی شناخته شود.

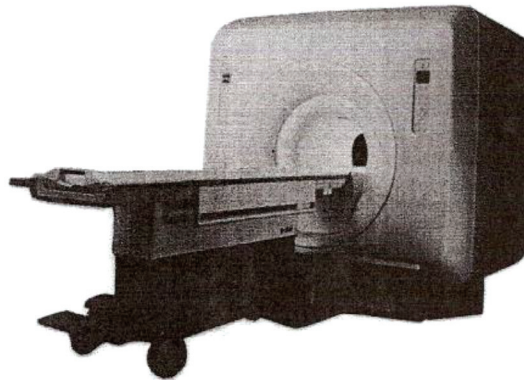


■ شکل ۳،۱ یک نمونه از تصویربرداری آنژیوگرافی.

1. repetition time
2. echo time
3. flip angle
4. spin-echo
5. spectroscopic imaging
6. Diffusion-weighted imaging
7. angiographic imaging
8. functional imaging

۲.۱ سخت افزار یک سیستم

یک تصویرگر MR در شکل ۱،۴ نشان داده شده است که در ظاهر شبیه یک اسکنر سی تی اسکن است. با این حال، فراتر از ظاهر سیستم، یک اسکنر MR و یک اسکنر CT از لحاظ اجزای سخت‌افزاری چندان مشترک نیستند. یک اسکنر MR متشکل از سه بخش سخت‌افزاری اصلی است: آهن‌ربای اصلی^۱، سیستم گرادیان میدان مغناطیسی و سیستم فرکانس رادیویی. در این بخش به‌طور مختصر به توصیف ویژگی‌های عملکردی آن‌ها می‌پردازیم. برای مباحث عمیق‌تر، خواننده به منابع [۸،۶۴] ارجاع داده می‌شود.



■ شکل ۴،۱ یک اسکنر MRI بالینی معمولی (تصاویر سیستم‌های پزشکی GE)

۲،۱،۱ آهن‌ربای اصلی

آهن‌ربای اصلی ممکن است یک آهن‌ربای مقاومتی، دائمی و یا یک ابررسانا باشد. وظیفه‌ی اصلی آن تولید یک میدان ایستای یکنواخت قوی (میدان B_0)^۲ برای قطبش اسپین‌های هسته‌ای در جسم مورد تصویربرداری است. آهن‌ربای مقاومتی معمولاً در میدان کم (کمتر از ۰،۱۵ تسلا) استفاده می‌شود. آهن‌ربای دائمی می‌تواند در میدان‌های قوی‌تر (تا ۰،۳ تسلا) عمل کند؛ در حالی که آهن‌رباهای ابررسانا به‌طور معمول برای تولید میدان مغناطیسی با قدرت بالاتر^۳ استفاده می‌شوند. قدرت میدان مطلوب برای تصویربرداری وابسته به کاربرد آن است. مزایای میدان‌های قوی‌تر، نسبت سیگنال به نویز و قدرت تفکیک (رزولوشن)^۴ طیفی بهتر و معایب آن، مشکلات نفوذ فرکانس رادیویی و هزینه‌های بالاتر آن است. معمولاً در یک سیستم بالینی تمام بدن^۵ قدرت میدان بین ۰،۵ تا ۲ تسلا است. همگنی مکانی^۶ میدان مغناطیسی اصلی به عنوان حداکثر انحراف میدان در یک حجم معین در منطقه‌ی مورد نظر^۷ به‌صورت زیر تعریف می‌شود^۸:

$$\text{Homogeneity} = \frac{B_{0,\max} - B_{0,\min}}{B_{0,\text{mean}}}$$

آهن‌ربا برای فراهم کردن یک تصویر با کیفیت مناسب، نیاز به همگنی مناسب در حجم نسبتاً زیاد تصویربرداری دارد. الزام متداول برای یک سیستم انسانی، ۱۰ تا ۵۰ جزء در میلیون (بی‌پی‌ام)^۹ در یک حجم کروی با قطر بیش از ۳۰ تا ۵۰ سانتی‌متر است. برای تصویربرداری طیف‌سنجی، شرایط لازم برای همگنی میدان بسیار سخت‌گیرانه‌تر است. در عمل، آهن‌ربای اصلی به‌تنهایی قادر به تولید این میدان بسیار همگن

1. main magnet

۲. میدان مغناطیسی یک کمیت برداری است، اما از نشانه‌ی عددی (اسکالر) مرسوم برای یک میدان مغناطیسی زمانی استفاده می‌کنیم که تنها اندازه‌ی آن مهم است و جهت آن لازم نیست. به عنوان قرارداد، میدان B_0 در جهت Z است.

۳. قدرت میدان مغناطیسی با واحد گاوس (G) یا تسلا $1\text{T} = 10^4\text{G}$ اندازه‌گیری می‌شود. میدان مغناطیسی زمین تقریباً برابر با ۰،۵ G است.

4. resolution

5. clinical whole-body system

6. spatial homogeneity

7. region of interest

۸. خارج از منطقه‌ی مورد نظر، میدان B_0 بسیار ناهمگن است. بنابراین، عبارات مختلف در کتاب تنها در منطقه‌ی مورد نظر معتبر هستند.

9. parts per million (ppm)