به نام خداوند جان و خرد

انتشارات
۷۵۸

دستنامهٔ ام‌آرآی در حیوانات کوچک

ایان الی‌یوت؛ جف اسکریت

ترجمه:
دکتر علی میرشاهی
عضو هیئت علمی دانشگاه فردوسی مشهد
دکتر مهناز شریعت‌زاده
دکتر مهدی سعادتمند
عضو هیئت علمی دانشگاه فردوسی مشهد

سرشناسه: الی‌یوت، ایان، ۱۹۵۴- م. Elliott, Ian, 1954.
عنوان و نام پدیدآور: دستنامهٔ ام‌آرآی در حیوانات کوچک/ ایان الی‌یوت، جف اسکریت؛ ترجمه علی میرشاهی، مهناز شریعت‌زاده، مهدی سعادتمند؛ ویراستار ادبی هانیه اسدپور فعال مشهد.
مشخصات نشر: مشهد: دانشگاه فردوسی مشهد، ۱۳۹۹.
مشخصات ظاهری: ۱۶۰ ص.: مصوّر.
فروست: انتشارات دانشگاه فردوسی مشهد؛ ۷۵۸.
شابک: ISBN: 978-964-386-450-7
وضعیت فهرست‌نویسی: فاپا.
یادداشت: عنوان اصلی: Handbook of small animal MRI, 2010.
یادداشت: واژه‌نامه. نمایه.
موضوع: پرتونگاری دامی-- دستنامه‌ها Veterinary radiography -- Handbooks, manuals, etc
موضوع: تصویرنگاری تشدید مغناطیسی-- دستنامه‌ها
Magnetic resonance imaging -- Handbook, manuals, etc
شناسه افزوده: اسکریت، جی. سی. Skerritt, G. C.
شناسه افزوده: میرشاهی، علی، ۱۳۵۸-، مترجم.
شناسه افزوده: شریعت‌زاده، مهناز، ۱۳۶۴-، مترجم.
شناسه افزوده: سعادتمند، سیدمهدی، ۱۳۶۰ -، مترجم.
شناسه افزوده: دانشگاه فردوسی مشهد، انتشارات.
رده‌بندی کنگره: ۱۳۹۹ ۵د۷الف/۸/SF۷۵۷
رده‌بندی دیویی: ۶۳۶/۰۸۹۶۰۷۵۴۸
شماره کتابشناسی ملی: ۶۱۹۸۹۸۴

دستنامهٔ ام‌آرآی در حیوانات کوچک

پدیدآورندگان: ایان الی‌یوت؛ جف اسکریت
ترجمه: دکتر علی میرشاهی؛ دکتر مهناز شریعت‌زاده؛ دکتر مهدی سعادتمند
ویراستار ادبی: هانیه اسدپور فعال مشهد
مشخصات: وزیری، ۱۵۰ نسخه، چاپ دوم، زمستان ۱۴۰۴ (اوّل، ۱۳۹۹)
چاپ و صحافی: همیار
بها : ۲/۷۰۰/۰۰۰ ریال

حق چاپ برای انتشارات دانشگاه فردوسی مشهد محفوظ است.

مراکز پخش:

فروشگاه و نمایشگاه کتاب پردیس: مشهد، میدان آزادی، دانشگاه فردوسی مشهد، جنب سلف یاس تلفن: ۳۸۸۰۲۶۶۶- ۳۸۸۳۳۷۲۷ (۰۵۱)
مؤسّسهٔ کتابیران: تهران، میدان انقلاب، خیابان کارگر جنوبی، بین روانمهر و وحید نظری، بن‌بست گشتاسب، پلاک ۸ تلفن: ۶۶۴۸۴۷۱۵ (۰۲۱)
مؤسّسهٔ دانشیران: تهران، خیابان انقلاب، خیابان منیری جاوید (اردیبهشت) نبش خیابان نظری، شمارهٔ ۱۴۲ تلفکس: ۶۶۴۰۰۲۲۰ – ۶۶۴۰۰۱۴۴ (۰۲۱)

http://press.um.ac.ir Email: press@um.ac.ir

انتشارات
۷۵۸

فهرست مطالب

مقدّمهٔ مترجمان ۷
پیشگفتار ۸

بخش اوّل: مبانی فیزیکی MRI

فصل ۱. اصول پایه ۱۱
پروتون هیدروژن ۱۲
اثر میدان خارجی B_0 ..... ۱۳
اثرات یک پالس RF با فرکانس لامور: تشدید ۱۷
و زمانی که انتقال RF متوقف شود... ..... ۱۸
انتقال سیگنال MR ۱۹
آسایش T1 (بازیابی طولی) ۱۹
آسایش T2 (زوال عرضی) ۱۹
زوال بدون القا ۲۰
وزن‌دهی و کنتراست تصویر ۲۱
توالی‌های اسپین‌اکو ۲۱
توالی‌های پالس ۲۴
اسپین‌اکو و زمان اسکن ۲۸
مکان‌یابی فضایی ۲۹
موقعیت برش ۲۹
کدگذاری فرکانسی ۳۱
کدگذاری فاز ۳۲
تبدیل فوریه ۳۲
توالی پالس: جست‌وجو برای سرعت ۳۳
گرادیان‌اکو ۳۳
اسپین‌اکوِ سریع ۳۴

فصل ۲. سخت‌افزار سیستم MR ۳۷
مگنت‌ها ۳۷
مگنت‌های دائم ۳۸
مگنت‌های فوق‌رسانا ۳۹
عایق‌بندی ۴۰
هموارسازی ۴۱
گرادیان‌ها ۴۱
سیستم فرکانس رادیویی ۴۱
قفس فارادی ۴۲
پردازش و ذخیره‌سازی تصویر ۴۴

فصل ۳. پارامترهای تصویربرداری ۴۵
سیگنال و نویز ۴۶
پارامترهای اندازه‌گیری ۴۶
پارامترهای دستگاه ۵۱
کنتراست ۵۱
آرتیفکت‌ها ۵۱

فصل ۴. آرتیفکت‌های تصویر: تشخیص و تصحیح ۵۳
آرتیفکت حرکتی ۵۴
جبران‌سازی ۵۶
قطع کردن متناوب ۵۶
پیش‌اشباع ۵۷
پیچش یا تداخل فاز ۵۹
پیچش فرکانس ۶۱
شیفت شیمیایی ۶۲
عدم انطباق شیمیایی ۶۳
آرتیفکت مغناطیس‌پذیری ۶۴
آرتیفکت‌های ناشی از سیستم ۶۶
میانگین حجم جزئی ۶۸

بخش دوم: MRI در طب دام‌پزشکی

فصل ۵. ایمنی MRI ۷۳
مگنت‌ها و میدان‌های مغناطیسی ۷۳
نکات ایمنی ۷۴
میدان مغناطیسی ثابت، B_0 ..... ۷۴
میدان‌های مغناطیسی گرادیانی متغیر با زمان ۷۶
ذخیرهٔ انرژی فرکانس رادیویی ۷۶
نرخ جذب ویژه ۷۷
نویز صوتی ۷۸
منابع جهت مطالعهٔ بیشتر ۷۸

فصل ۶. استفاده از ام‌آرآی در کارهای درمانگاهی دام‌پزشکی ۷۹
مقدمه ۷۹
بیهوشی ۸۱
وضعیت قرارگیری بیمار ۸۲
مقاطع تصویربرداری ۸۵
مادّهٔ حاجب ۸۶
کاربردهای درمانگاهی ۸۷
سر ۸۸
ضایعات داخل جمجمه ۸۸
ضایعات خارج‌جمجمه‌ای ۱۰۰
ستون‌مهره‌ها ۱۰۴
بیماری دیسک بین‌مهره‌ای (IVDD) ۱۰۵
تومور نخاع ۱۱۱
ضایعات عروقی ۱۱۳
تروما (ضربه) ۱۱۵
عفونت ۱۱۵
بیماری دژنراتیو ۱۱۷
ناهنجاری‌های مادرزادی ۱۱۹
سیستم عضلانی‌اسکلتی ۱۲۶

قفسهٔسینه، شکم و لگن ۱۲۹
اجسام خارجی ۱۳۱

پیوست ۱: اطلس آناتومی برای تفسیر ام‌آرآی..... ۱۳۵
منابع جهت مطالعهٔ بیشتر ۱۵۰
واژه‌نامه ۱۵۲
نمایه..... ۱۵۶

به نام یزدان پاک

مقدّمهٔ مترجمان

مجموعهٔ حاضر توسط دو تن از پیشگامان ماهر درزمینهٔ تصویربرداری ام‌آرآی دام‌پزشکی (ایان الی‌یوت[1] و جف اسکریت[2]) نوشته شده است که می‌تواند کتاب مناسبی جهت استفادهٔ دام‌پزشکان حیوانات کوچک، دانشجویان دام‌پزشکی و تمامی دانشجویان و پژوهشگران مرتبط با تصویربرداری ام‌آرآی باشد.

با توجه به اهمیت موضوع و فقدان منابع فارسی درزمینهٔ تصویربرداری ام‌آرآی دام‌پزشکی، به ترجمهٔ این کتاب اقدام شد. در برگردان فارسی کوشش شده است تا ضمن رعایت اصول امانت‌داری، مطالب به زبان ساده، روان و به‌شکل صحیح مطرح شود. درضمن، آرایش کلی کتاب دقیقاً مشابه متن اصلی است.

اگرچه این کتاب با هدف استفاده در کاربردهای دام‌پزشکی تدوین شده است، اما مطالب بخش اوّل آن می‌تواند برای محقّقان سایر رشته‌های مرتبط با تصویربرداری پزشکی نیز مفید باشد. براین‌اساس، سعی شده است تا با افزودن توضیحات تکمیلی (در قالب زیرنویس‌هایی با عنوان *توضیحات مترجم*)، برخی جزئیات تخصصی ضروری مرتبط با فیزیک تصویربرداری ام‌آرآی و جنبه‌های مهندسی دستگاه به محتوای کتاب افزوده شود.

تردیدی نیست که ترجمهٔ کتاب حاضر به‌عنوان اوّلین ترجمهٔ تصویربرداری ام‌آرآی دام‌پزشکی، بدون نقص و ایراد نیست و انتظار می‌رود صاحب‌نظران منّت گذارند، لغزش‌های جزئی را به دیدهٔ اغماض بنگرند و ایرادات اساسی را ازطریق پست‌الکترونیکی به مترجمان متذکّر شوند. امیدواریم که این کتاب برای دانشجویان دام‌پزشکی و دام‌پزشکان بالینی مفید واقع شود.

مترجمان
a.mirshahi@um.ac.ir

---

۱. **ایان الی‌یوت** به‌عنوان رادیولوژیست آموزش دید و ابتدای کار با ام‌آرآی را از اواخر دههٔ ۱۹۸۰ آغاز کرد. فعالیت او به‌طور اختصاصی در ام‌آرآی از سال ۱۹۹۱ آغاز شد. وی کار بیماران انسانی خود را پیگیری کرد و گسترش داد و در استفاده از این تکنیک در طب دام‌پزشکی پیش‌قدم شد. ایان به‌تنهایی در ام‌آرآی دام‌پزشکی از سال ۲۰۰۰ شروع به کار کرد و در طول این زمان هزاران مورد اسکن انجام داد. او درحال‌حاضر برای خدمات ام‌آرآی تشخیصی در شهرها جهت جراحان دام‌پزشک در سراسر انگلستان و ایرلند کار می‌کند.

۲. **جف اسکریت** یکی از متخصّصان شناخته‌شدهٔ RCVS در نورولوژی دام‌پزشکی، دیپلمات کالج اروپایی نورولوژی دام‌پزشکی و رئیس سابق ECVN است. جف در سال ۱۹۹۷ یکی از بنیان‌گذاران ام‌آرآی دام‌پزشکی، اوّلین ام‌آرآی دام‌پزشکی متحرّک در اروپا، بود. او همچنین بنیان‌گذار و رئیس بیمارستان مرجع چستر گیتز که یک مرکز مرجع چند رشته‌ای در انگلستان است، می‌باشد.

پیشگفتار

دستنامهٔ ام‌آرآی حیوانات کوچک شما را با یکی از بزرگ‌ترین پیشرفت‌های طب دامپزشکی طی سال‌های اخیر، یعنی تصویربرداری رزونانس مغناطیسی (ام‌آرآی) آشنا می‌کند. اطلاعات این دستنامه هم برای افرادی که از اسکنرهای متحرک ام‌آرآی تخصصی دامپزشکی استفاده می‌کنند و هم آن‌هایی که با دستگاه ام‌آرآی شخصی‌شان کار می‌کنند مفید خواهد بود. این کتاب درک واضح و جامعی از کاربردهای این ابزار تشخیصی مهم را فراهم می‌سازد. به‌علاوه، این دستنامه می‌تواند راهنمای آسانی برای تفسیر تصاویر ام‌آرآی مربوط به بیماری‌های رایج درمانگاهی باشد.

کتاب شامل مباحث زیر است:

- مرور قوانین پایه، توصیف دقیق چگونگی کار ام‌آرآی و تولید تصاویر
- تصاویر با درک آسان جهت توصیف تئوری ام‌آرآی
- اقدامات ایمنی
- واژه‌نامهٔ اصطلاحات تخصّصی
- بیش از صد تصویر با یادداشت از اسکن‌های ام‌آرآی جهت کمک به تشخیص
- اطلس اضافی از آناتومی طبیعی جهت تفسیر ام‌آرآی

این کتاب توسط دو پیشگام ماهر در این زمینهٔ تصویربرداری با تجربهٔ بالغ بر بیست‌هزار مطالعهٔ ام‌آرآی بیماران دام‌پزشکی نوشته شده و برای دام‌پزشکان حیوانات کوچک و دانشجویان دام‌پزشکی مناسب است.

بخش اوّل

مبانی فیزیکی MRI

۱

اصول پایه

- **پروتون هیدروژن**
- **انتقال سیگنال MR**[1]
- **وزن‌دهی و کنتراست تصویر**[2]
- **اسپین‌اکو**[3] **و زمان اسکن**[4]
- **مکان‌یابی فضایی**[5]
- **تبدیل فوریه**[6]
- **توالی‌های پالس**[7]**: جست‌وجوی سرعت**

در زمان تألیف این کتاب اکثر متخصصان دام‌پزشکی، چه جراح باشند یا پرستار و یا دانشجو، احتمالاً می‌پذیرند که دانش آن‌ها دربارهٔ فیزیک تصویربرداری تشدید مغناطیسی (MRI)[8] در حدّ هیچ است. درحقیقت، بسیاری از آن‌ها ممکن است با فکر کردن به MRI دچار ترسی عمیق شوند. ازطرف‌دیگر، اکثر آن‌ها براساس دانش تجربی که درمورد رادیوگرافی[9] دارند، حداقل می‌دانند که یک تصویر رادیوگراف[10] نشان‌دهندهٔ تراکم[11] بافت‌های مختلف بدن در برابر عبور اشعهٔ X است. در این فصل، ماهیت تشدید مغناطیسی (MR)[12] موردبررسی قرار گرفته و دربارهٔ پارامترهای اندازه‌گیری دخیل در ساخت یک تصویر MR نیز بحث شده است.

در ابتدا بهتر است توضیح مختصری دربارهٔ فیزیک تابش داشته باشیم. در رادیوگرافی مرسوم یا توموگرافی کامپیوتری (CT)[13] کنتراست یا اصطلاحاً «سطح خاکستری[14] تصویر» به تراکم یا به‌طور دقیق‌تر

1. MR signal
2. Image weighting and contrast
3. Spin echo
4. Scan time
5. Spatial localization
6. Fourier transformation
7. Pulse sequences
8. Magnetic resonance imaging (MRI)
9. Radiography
10. Radiograph
11. Density
12. Magnetic resonance (MR)
13. Computed tomography (CT)
14. Grayscale

بـه تراکم الکترون در بافت‌های بدن بیمار وابسـته اسـت. هرچه یک اتم الکترون‌های بیشـتری در لایه‌های الکترونی‌اش داشـته باشـد، باعث تضـعیف بیشـتری در اشـعهٔ X می‌شـود. بافت‌های متراکم مانند کورتکس اسـتخوانی[1] در تصـویر به‌صـورت سـفید ظاهر می‌شـوند، درحالی‌که هوا با کمترین تراکم به‌صـورت سـیاه مشـاهده می‌شـود. ازآنجاکه تراکم الکترون تنها پارامتر اندازه‌گیری در رادیوگرافی و اسـکن CT اسـت، تصـاویر آن سـازگار، قابل‌پیش‌بینی و بنابراین تکرارپذیر است. اما MRI دارای چندین پارامتر مؤثر بر سیگنال و درنتیجه کنتراسـت تصویر است. این بدان‌معنی است که اپراتور می‌تواند کنتراست تصویر را (به‌عنوان مثال، تـا حـدّ تغییر نمـایش آب در تصـویر از سـیاه به سـفید) دسـت‌کاری کند. این ویژگی تا زمانی‌که مبانی تصـویربرداری MRI درک نشـده باشـد، می‌تواند گیج‌کننده به‌نظر برسـد. درحقیقت، قابلیت دسـت‌کاری کنتراست تصاویر موجب شده است که MRI در تمایز بافت‌های نرم پیشتاز باشد.

در فصـل‌هـای بعـد مـا بـه این موضـوع خواهیم پرداخـت کـه اپراتور چگونـه می‌توانـد پـارامترهـای تصـویربرداری را به‌گونه‌ای تنظیم کند تا تغییرات بالا در کنتراسـت تصویر رخ دهد، اما پیش‌ازآن باید دربارهٔ پروتون هیدروژن، روش MRI در اسـتفاده از انرژی فرکانس رادیویی (RF)[2] برای ایجاد تشـدید[3] و همچنین اتفاقاتی که پس از قطع پالس درحین آسایش پروتون[4] رخ می‌دهد، بیشتر بدانیم.

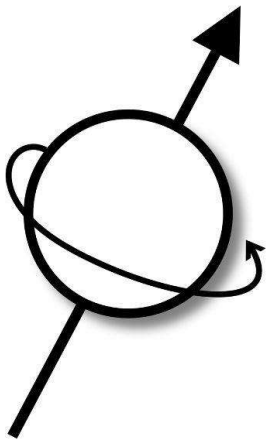
پروتون هیدروژن

اتم‌های متعددی با قابلیت تشـدید وجود دارند و می‌توانند برای ایجاد تصـویر اسـتفاده شـوند. درحقیقت، هر اتمی با عدد جرمی[5] فرد مانند کربن (۱۳)، سـدیم (۲۳) و فسـفر (۳۱) برای این منظور مناسـب خواهد بود؛ اما در کـاربردهای درمانگاهی تنها از هیدروژن با عدد جرمی (۱) اسـتفاده می‌شـود؛ زیرا اتم هیدروژن می‌تواند گشـتاور مغناطیسی[6] نسبتاً بالایی ایجاد کند و به‌خوبی تشدید شود. به‌علاوه، گفته می‌شود که هیدروژن دارای «نسبت ژیرومغناطیسی[7]» (γ) بالایی است و در بدن نیز به‌وفور یافت می‌شود.

هسـتهٔ هیدروژن از تنها یک پروتون (بدون نوترون) تشـکیل شـده اسـت و هیچ الکترونی به دور آن نمی‌چرخد. اما هیدروژن ساده‌ترین اتم است و اغلب به‌سادگی، با عنوان پروتون بدان اشاره می‌شود.

پروتون حامل بار الکتریکی مثبت اسـت و به دور محور خودش می‌چرخد[8]. این بار الکتریکی متحرّک، مطابق با قوانین القای الکترومغناطیسـی[9]، یک میدان مغناطیسـی حول پروتون ایجاد می‌کند. بنابراین، پروتون شـبیه به یک آهن‌ربای میله‌ای کوچک با قطب‌های شـمال و جنوب رفتار می‌کند (شـکل ۱-۱). در فیزیک، چنین میدان‌های مغناطیسی با عنوان گشـتاور مغناطیسی بررسـی می‌شـوند. هر گشـتاور مغناطیسی دارای دو

1. Cortical bone
2. Radiofrequency (RF)
3. Resonance
4. Proton relaxation
5. Mass number
6. Magnetic moment
7. Gyromagnetic ratio
۸. توضیحات مترجم: به این حرکت دَوَرانی دراصطلاح اسپین (spin) پروتون گفته می‌شود.
9. Electromagnetic induction



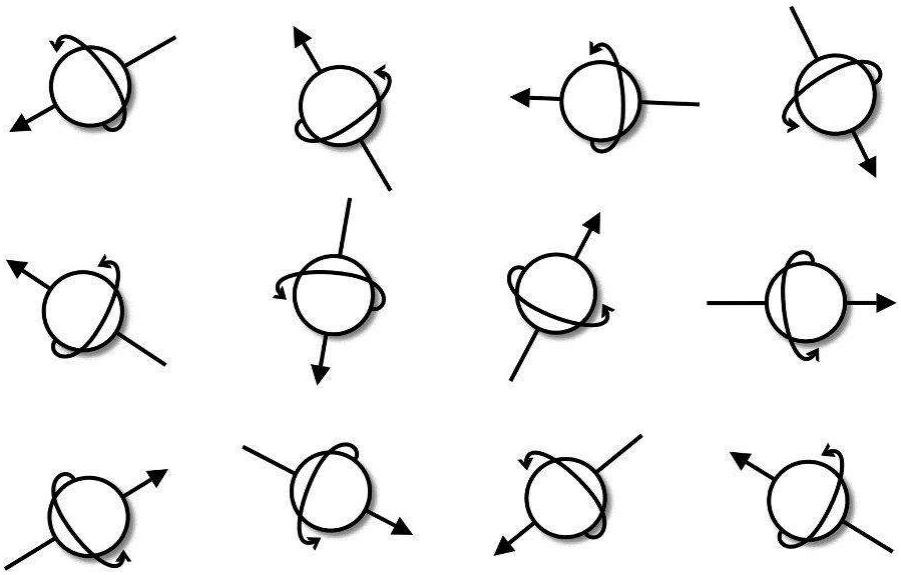
شکل ۱-۱ پروتون هیدروژن

ویژگی اندازه و جهت است. در جایی که دو یا چند گشتاور مغناطیسی با هم وجود داشته باشند، باید اندازه و جهت (یا بردارهای) آن‌ها با یکدیگر ترکیب شود تا برآیند مغناطیسی کل به‌دست آید. بنابراین، اگر دو گشتاور مغناطیسی با اندازه و جهت یکسان وجود داشته باشد، برآیند مغناطیسی آن‌ها دو برابر هرکدام از گشتاورهای مغناطیسی اوّلیه خواهد بود. برعکس، اگر دو گشتاور مغناطیسی با اندازهٔ یکسان در خلاف جهت یکدیگر باشند، اثر هم را خنثی می‌کنند و درنتیجه برآیند مغناطیسی آن‌ها صفر خواهد بود. به‌صورت طبیعی، میلیون‌ها گشتاور مغناطیسی موجود در بدن به‌صورت تصادفی در جهت‌های مختلف قرار گرفته‌اند (شکل ۱-۲). به‌این‌ترتیب، آن‌ها اثر یکدیگر را خنثی می‌کنند و برآیند مغناطیسی کل یا ماکروسکوپی آن‌ها صفر خواهد بود.

اثر میدان خارجی B_0

هنگامی‌که یک حیوان در اسکنر MRI قرار می‌گیرد، میدان مغناطیسی خارجی (که به آن B_0 گفته می‌شود) موجب می‌گردد تا محور دَوَران پروتون‌ها که قبلاً به‌صورت تصادفی تغییر می‌کرد، در راستای میدان مغناطیسی اصلی قرار گیرد. دانش فعلی دربارهٔ مگنت‌ها[1] و میدان‌های مغناطیسی بیانگر آن است که میدان مغناطیسی هر پروتون درجهت موازی با میدان اصلی B_0 است و قطب‌های شمال و جنوب آن با قطب‌های مگنت اصلی هماهنگ می‌شود. اما براساس قوانین مکانیک کوانتوم، برخی پروتون‌ها در دمای اتاق دارای انرژی گرمایی لازم برای قرارگیری درجهت مخالف‌اند. درحقیقت، این دو جمعیت پروتونی تقریباً یکسان هستند. به‌علاوه، اگرچه پروتون‌ها به‌طور مداوم درحال نوسان بین این دو وضعیت هستند؛ اما در یک

1. Magnets



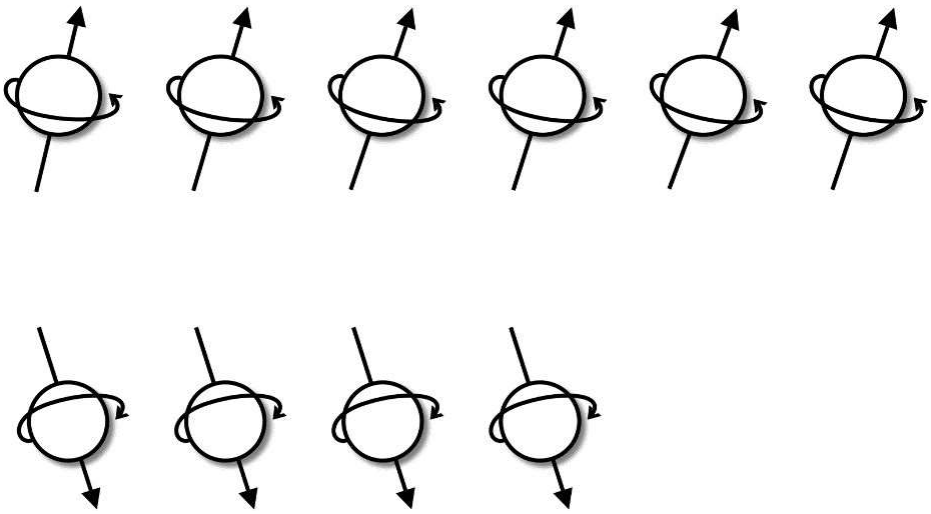
شکل ۱-۲ در حالت طبیعی، گشتاورهای مغناطیسی در جهت‌های مختلف قرار گرفته‌اند و اثر یکدیگر را خنثی می‌کنند.

میدان B_0 با قدرت ۱ تسلا[1] (1T)، در هرزمان، نسبت پروتون‌های غیرهمسو با میدان اصلی به پروتون‌های همسو با آن برابر با نسبت یک میلیون به یک میلیون و شش است. آن شش پروتون اضافه در یک میلیون بدان‌معنی است که محتوای هیدروژن کل بیمار دارای یک «بردار برآیند مغناطیسی» (NMV)[2] در راستای موازی با میدان اصلی است (شکل ۱-۳). شرکت تنها ۶ پروتون در فرایند تصویربرداری از میان دو میلیون، تردیدهای جدی دربارهٔ کارایی این روش به‌وجود می‌آورد. اما در یک میدان اصلی با قدرت ۱٫۵ تسلا، ۰٫۰۱ میلی‌لیتر آب دارای در حدود ۳ میلیون بیلیون پروتون مازاد درجهت میدان است که برای تصویربرداری کاملاً کافی به‌نظر می‌رسد.

با افزایش قدرت میدان B_0، سطح انرژی موردنیاز برای دستیابی به وضعیت غیرهمسو افزایش می‌یابد، اما انرژی گرمایی بیمار تقریباً ثابت باقی می‌ماند. بنابراین، انتظار می‌رود با افزایش قدرت میدان مورداستفاده در سامانهٔ MRI، میدان برآیند NMV نیز افزایش یابد. این ارتباط ازآن‌جهت اهمیت دارد که NMV همان مؤلّفهٔ مؤثر در ایجاد سیگنال مفید MRI است. درنتیجه، سامانه‌های MRI با میدان مغناطیسی قوی‌تری می‌توانند در یک بافت با حجم ثابت، سیگنال بیشتری ایجاد کنند.

همان‌طور که قبلاً ذکر شد، پروتون‌ها دارای اسپین و درحال دَوَران حول محور خود هستند. اثر دیگر میدان B_0، تغییر جهت محور دَوَران (اسپین) به‌صورت یک حرکت تقدیمی است. درست همانند تلوتلو

1. Tesla
2. Net magnetization vector (NMV)



شکل ۱-۳ اثر میدان خارجی در تراز کردن پروتون‌ها در راستای موازی با میدان اصلی (همسو) و در خلاف جهت آن (غیرهمسو)

خوردن محور یک فرفرهٔ اسباب‌بازی بر اثر گرانش زمین، محور پروتون‌های دوّار نیز در قالب یک حرکت تقدیمی، شروع به چرخش حول راستای میدان اصلی B_0 می‌کنند. فرکانس دقیق این دَوَران تقدیمی با استفاده از معادلهٔ لامور[1] به‌دست می‌آید:

$$\omega_0 = B_0\gamma$$

که ω_0 «فرکانس تقدیمی» یا «تشدید لامور» نامیده می‌شود و γ همان‌طور که قبلاً در همین فصل اشاره شد، نسبت ژیرومغناطیسی است که برای هر اتم مقداری ثابت است. ازآنجاکه مقدار γ برای هیدروژن ثابت است، در معادلهٔ بالا فرکانس تقدیمی به‌صورت مستقیم با قدرت میدان B_0 وابسته است:

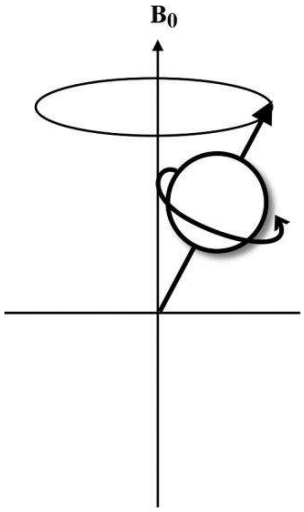
- فرکانس تقدیمی هیدروژن در میدان اصلی ۱ تسلا (1T)، ۴۲٫۵۷ مگاهرتز (42.57 MHz) است.
- بنابراین، فرکانس تقدیمی آن در ۰٫۵ تسلا (0.5T)، ۲۱٫۲۸۵ مگاهرتز (21.285 MHz) خواهد بود.

اگرچه به‌خاطر سپردن معادلهٔ بالا الزامی نیست، اما درک آن برای فهم بسیاری از مفاهیم بعدی ضروری است.

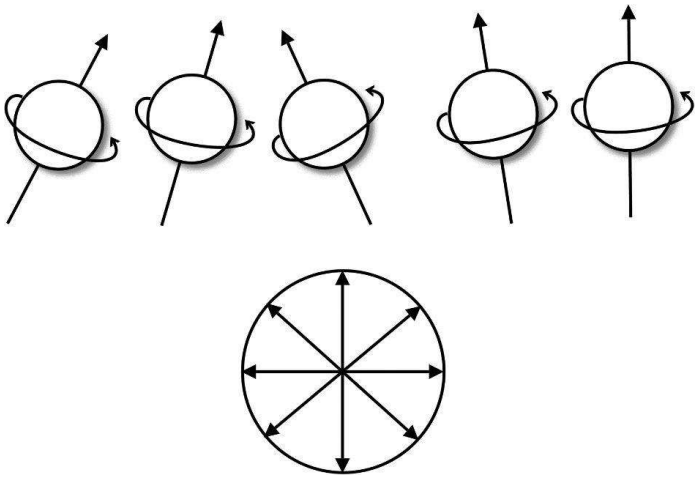
اثر عمدهٔ حرکت تقدیمی بالا ایجاد یک مؤلّفهٔ عرضی[2] در میدان مغناطیسی هر پروتون است؛ زیرا در این حالت، هرکدام از آن‌ها با یک زاویهٔ انحراف کوچک نسبت به B_0 درحال دَوَران حول راستای میدان

1. Larmor

۲. توضیحات مترجم: مؤلّفهٔ عرضی میدان مغناطیسی پروتون عمود بر راستای میدان اصلی B_0 و مؤلّفهٔ طولی موازی با آن است.



شکل ۱-۴ حرکت تقدیمی[1]



شکل ۱-۵ ناهم‌فازی در صفحهٔ عرضی

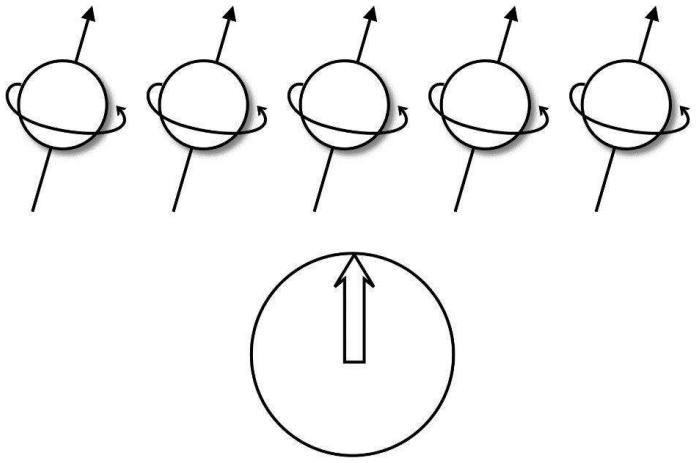
اصلی هستند (شکل ۱-۵). ازآنجاکه در هر لحظه جهت قطب‌های شمال/جنوب پروتون‌ها در جهت‌های تصادفی هستند، مؤلّفه‌های عرضی آن‌ها یکدیگر را خنثی می‌کنند و درنتیجه هنوز بردار برآیند NMV در راستای طولی (موازی با میدان اصلی) است.

۱. توضیحات مترجم: چرخش محور دَوَران یا اسپین پروتون حول راستای میدان اصلی B_0

اثرات یک پالس RF با فرکانس لامور: تشدید

اعمال یک پالس با فرکانس رادیویی (RF) به پروتون‌های سامانهٔ بالا می‌تواند موجب بروز عکس‌العمل در اسپین‌های هیدروژن شود؛ اگر دو شرط مهم برآورده شده باشد: اوّل، پالس RF باید درجهت صحیح نسبت به B_0 اعمال شود و دوم، پالس باید دارای فرکانس لامور باشد. در یک میدان اصلی با قدرت B_0، هر فرکانسی به‌جز فرکانس لامور ($\omega_0=B_0\gamma$) هیچ اثری بر هیدروژن نخواهد داشت.

به این واکنش به پالس RF، «تشدید» گفته می‌شود و درواقع، هنگام تشدید دو پدیده رخ می‌دهد: اوّل، پالس RF انرژی کافی برای انتقال تعداد بیشتری از پروتون‌های به وضعیت غیرهمسو را فراهم می‌آورد. به‌عنوان مثال، فرض کنید که پاس RF انرژی کافی را برای تغییر جهت ۳ پروتون از ۶ پروتون اضافی (که قبلاً دربارهٔ آن‌ها توضیح داده شد) به وضعیت غیرهمسو فراهم آورد. در این حالت، بردار مغناطیسی این ۳ پروتون، بردار پروتون‌های دیگر را خنثی می‌کند و درنتیجه بردار برآیند NMV در صفحهٔ طولی صفر خواهد شد. اثر دیگر پالس RF که در صفحهٔ عرضی اتفاق می‌افتد، هم‌فاز شدن همهٔ اسپین‌های هیدروژن است. در این حالت، برخلاف قبل (که اسپین‌ها اثر یکدیگر را در صفحهٔ عرضی خنثی می‌کردند)، هر میدان مغناطیسی میکروسکوپی با میدان‌های اطرافش هماهنگ یا هم‌فاز است (شکل ۱-۶). بنابراین، میدان‌های مغناطیسی انفرادی اسپین‌ها با یکدیگر جمع می‌شوند و به‌این‌ترتیب بردار برآیند NMV با بیشترین اندازه در صفحهٔ عرضی حاصل می‌شود. به‌عبارت‌دیگر، بردار برآیند NMV به‌اندازهٔ ۹۰ درجه از صفحهٔ طولی به صفحهٔ عرضی تغییر جهت داده است. اگر انتقال RF در این نقطه خاتمه یابد، به آن «پالس RF ۹۰ درجه[1]»



شکل ۱-۶ هم‌فازی در صفحهٔ عرضی

1. 90°RF pulse