

فیریکه ام آراهی

بِسْمِ اللّٰهِ الرَّحْمٰنِ الرَّحِیْمِ
وَمَنْ یَتَوَكَّلْ عَلَی اللّٰهِ فَحَسْبُهُ
اِنَّ اللّٰهَ یَبْلُغُ اَمْرَهُ

هر که در هر امری به خدا توکل و اعتماد کند خداوند او را بس است
خدا حکم و فرمان خود را به شیخه می رساند

ہوا المحبوب

❖
سرورہ
❖

موضوع فتریکہ ام آراہی

محقق سیدہ سارہ جلوہ حسنی

استاد راہنما مہندس علی جعفر

بہار و تابستان ۸۶

تقدیم بہ
پدر و مادر عزیزم

باسپاس بی پایان از استاد گرامی مهندس علی جعفری

که مراد در این کاریاری نمودند.

«چکیده»

ام آر آی (به انگلیسی: MRI) که مخفف عبارت (به انگلیسی: Magnetic Resonance Imaging) است و تصویربرداری تشدید مغناطیسی نامیده می‌شود، روشی پرتونگاران در تصویربرداری تشخیصی پزشکی است که در دهه‌های اخیر بسیار فراگیر شده‌است.

با ام آر آی می‌توان در جهات فوقانی-تحتانی (اگزیتال)، چپ‌راستی (سازیتال) و پس و پیش (کرونال) و حتی در جهات اُریب و مایل تصویرگیری نمود. یک سیستم ام آر آی از سه میدان مغناطیسی استفاده میکند:

۱. میدان خارجی ثابت و قوی (B).

۲. میدان ضعیف گرادیانی متغیر

۳. میدان حاصل از پالس RF الکترومغناطیسی (B).

سیستم‌های ام آر آی امروزی غالباً دارای قدرت میدانهای ۰، ۲، ۱، ۱/۵ و ۳ تسلا می‌باشند. در ایالات متحده آمریکا بیمارستان‌ها و مراکز خدمات بهداشتی اجازه استفاده از سیستم‌های تا ۴ تسلا را نیز برای یک بیمار دارند. اما از چهار تسلا به بالا صرفاً جنبه و کاربردهای تحقیقاتی دارد.

بزرگ‌ترین تولیدکننده‌های سیستم‌های ام آر آی امروزه شرکت‌های زیمنس (آلمان)، جی‌ای (آمریکا)، توشیبا (ژاپن)، و فیلیپس (هلند) می‌باشند.

«فهرست مطالب»

۴مقدمه
۶تاریخچه MRI
۱۶ماهیت امواج رادیویی
۱۸نحوه برخورد امواج رادیویی بافت‌ها
۱۹امواج RF در امواج رادیویی
۲۱چیست MRI
۲۲مکانیزم کار MRI
۲۳ساختمان دستگاه MRI
۲۴اساس تصویر برداری
۲۷طرز کار
۳۰نگاره برداری رزونانس مغناطیس
۳۹سیم پیچ‌های شیب مغناطیسی
۴۶رمز گذاری فاز
۴۸رمز گذاری بسامد
۵۳زنجیره نگاری بردار اسپین - اکو
۵۷زمان برای تکرار اکو
۵۸بازسازی نگاره
۵۹کنتراست
۶۰چگالی پروتون
۶۱نگاره‌ها با گرایش T1
۶۲نگاره‌ها با گرایش T2
۶۲مقایسه
۶۳نحوه تصویر برداری
۶۴موارد کاربرد
۶۵موارد منع
۶۶منابع

«مقدمه»



MRI روشی است که در حدود ۵۰ سال از عمر آن می گذرد. ولی در این مدت پیشرفت‌های بسیاری کرده و جوایز نوبل متعددی به این موضوع تعلق گرفته است. برای مثال جایزه نوبل پزشکی سال ۲۰۰۳ به پاول لاتربر و پیتر منسفیلد به خاطر کار بر روی MRI تعلق گرفت. پاول لاتربر نشان داد که به کار بردن گرادیان در میدان مغناطیسی ایجاد تصویرهای دو بعدی را ممکن می سازد. وی در سال ۱۹۷۳ توضیح داد که چگونه با اضافه کردن گرادیان مغناطیسی به آهنربای مرکزی امکان آشکارسازی مقطع عرضی لوله‌ای که در آن آب معمولی وجود دارد و با آب سنگین احاطه شده است، ممکن می شود. هیچ روش تصویر برداری نمی تواند بین آب سنگین و آب معمولی فرق قائل شود .

پیتر منسفیلد گرادیان را در میدان مغناطیسی مورد استفاده قرار داد تا بتواند به طور دقیق تفاوت‌های تشدید را نشان دهد. این قدم اصلی برای ایجاد یک روش کاربردی تصویرسازی بود. همچنین وی نشان داد که چگونه با تغییر سریع گرادیان می توان به سرعت تصویر بدست آورد ، که به این روش Echo-Planer scanning می گویند. این روش در دهه اخیر در کاربردهای بالینی مفید بوده است. تعدد در جوایز نوبل مربوط به MRI اهمیت این موضوع را به خوبی نشان می دهد. این روش ، تصاویری با دقت بالا از اندامهای بدن فراهم می کند و امروزه به میزان زیادی در دنیا کاربرد دارد و می تواند جایگزین روشهای قبلی شود. زیرا با توجه به دانش امروز ما هیچ عارضه جانبی ندارد.

«ریشه لغوی»

MRI مخفف کلمات Magnetic Resonance Imaging به معنی تصویر برداری تشدید مغناطیسی می‌باشد. به این روش NMR نیز اطلاق می‌شود که مخفف کلمات Nuclear magnetic Resonance به معنی تشدید هسته‌ای مغناطیسی نیز می‌گویند، که در کتابها و کاربردهای پزشکی واژه MRI کاربرد بیشتری دارد .

«تاریخچه MRI»

سقراط برای نخستین بار در ۳۰۰۰ سال پیش از میلاد مسیح مفهوم اتم به معنی «برش نیافته» را به کار برد . یونانی ها اولین کسانی بودند که از جذب یا دفع اجسام به وسیله نیروهای نامرئی که ما امروزه آنها را الکتروسیسته ساکن می نامیم به شگفت می آمدند. آنها ابتدا متوجه شدند که اگر یک تکه کهربا به پوست خزه مالیده شود می تواند ذرات یا اشیاء بخصوصی را جذب نماید .واژه کهربا (Amber) نیز ترجمه الکترون می باشد .در شهر ماگنزییا در آسیای صغیر (ترکیه)، نیز مردم متوجه شدند که اگر برخی از سنگها بر روی محور خود قرار بگیرند بالافاصله به حالت اولیه خود تغییر جهت می دهند. آنها از این ساختمانهای مغناطیسی که امروزه به نام لوداستون (Lodestones) معروف است در امر دریانوردی، مراسم مذهبی و اهداف جادویی استفاده می کردند. واژه مغناطیس نیز از نام همین شهر ماگنزییا گرفته شده است.

اصول ریاضی MRA که امروزه برای ترجمه سیگنالهای MR به موقعیتهای فضایی (location spatial) بکار می رود اولین بار توسط فوریه در ۲۰۰ سال قبل مطرح گردید. فوریه که فرد بسیار باهوشی بود زمانی این روند ریاضی بسیار پیچیده را معرفی کرد که در خدمت امپراطوری ناپلئون بود. نیاکان ما در قبل از میلاد مسیح اولین افرادی بودند که ارتباط بین الکتروسیسته (جریان الکترونیکی) و مغناطیس را به صورت تئوری بیان نمودند. البته این ارتباط تا ۲۰۰۰ سال بعد به صورت نهفته باقی ماند تا اینکه در سال 1819 ، هانس کریستین اورستد به طور تصادفی متوجه شد که عقربه قطب نما در کنار یک بارالکتریکی منحرف می شود و نتیجه گرفت که الکتروسیسته می تواند میدان مغناطیسی به وجود آورد .دوازده سال بعد مایکل فاراده ثابت نمود که عکس این قضیه هم صادق است، یعنی مغناطیس هم می تواند الکتروسیسته الکتروسیسته را به وجود آورد. این مسئله باعث تبیین قانون القای مغناطیسی فاراده شد. این قانون نه تنها اساس سیگنالهای MR را تشکیل می دهد بلکه به عنوان پیش زمینه ای برای رشته نوین الکترومغناطیس نیز طرح گشت .فاراده متوجه شد که اگر میدان مغناطیسی را از میان یک سیم پیچ الکتریکی و با زاویه ۹۰ درجه عبوردهیم می توان ولتاژ و شدت جریانی را در سیم پیچ القاء کرد . او همچنین اظهار داشت که در صورتی می توان القای مغناطیسی را به طور پیوسته ایجاد کرد که میدان مغناطیسی (یا شدت جریان) قطع و وصل شده یا به صورت پالسی درآید. به همین دلیل بسیاری از افراد، مایکل فاراده را به عنوان پدر علم الکتروسیسته می شناسند .در دهه ۱۸۶۰ جیمز کلرک ماکسول (Jamesclark Maxwel) اسکاتلندی متوجه این نکته شد که خطوط نیروهای مغناطیسی را می توان به صورت ریاضی بیان نمود. برخی از معادلات ماکسول ثابت می کند که میدانهای مغناطیسی و الکتریکی با یکدیگر زاویه ۹۰ درجه می سازند. او همچنین نشان داد که میدان مغناطیسی القا شده به صورت فنری (Spiral) و عمود در خلاف جهت جریان الکترونی که آنرا می

سازد حرکت می کند و سرعت آن در خلا نیز برابر سرعت نور یعنی 3×10^8 m/s می باشد. ماکسول همچنین سرعت و جهت امواج الکترومغناطیس را محاسبه و علاوه بر امواج ماوراء بنفش و مادون قرمز وجود سایر امواج را نیز پیشگویی کرد. هشت سال بعد هانریش هرتز (Hanrishi Hertz) آلمانی به وجود امواج نامرئی الکترومغناطیسی پی برد و اذعان نمود که تمام امواج مذکور را می توان بر اساس مقدار فرکانسشان مشخص نمود. از آن پس، طیف امواج الکترومغناطیس و طبقه بندی انرژی امواج بر اساس خصوصیتشان مورد توجه قرار گرفت. تمام این حوادث وضعیت را برای آقای ویلهم کنراد رونتگن (Wilhelmkonrad Rontgen) فراهم آورده بودند تا او اشعه ایکس را کشف کند. این اشعه جزو امواج الکترومغناطیس و با فرکانس بالا می باشد. بعد از او در سال ۱۹۸۶ نیز فردریک ژولیه (Fredric Joliot) و ماری کوری (Mari Curic) اشعه گاما را کشف کردند. با کشف آنها این مسئله روشن شد که انرژی امواج با فرکانس بالا را می توان تشخیص و اندازه گیری نمود. همچنین آسیبهای بیولوژیکی این تشعشعات نیز به اثبات رسید. با شروع قرن بیستم، عصر اتم نیز آغاز شد. فیزیکدانها و دانشمندان زیادی، قسمتی از روشهای NMR و MRI را پی ریزی کردند که از مهمترین آنها می توان به شخصیتهای زیر اشاره نمود:

1905 آلبرت انیشتین: اصل بقای انرژی $E=mc^2$ که مبین یکسان بودن جرم و انرژی است.

1911 ارنست راترفورد: هسته اتم را مشخص نمود.

1911 جی.جی. تامپسون: وجود الکترون را اثبات نمود.

1913 نیلز بور: خواص و شکلهای هندسی الکترون را تعریف کرد و پنجره ای را بر روی فیزیک کوانتوم گشود. او اتم را به منظومه شمسی تشبیه نمود.

اتواسترن: روشی را برای اندازه گیری دو قطبی های مغناطیسی ابداع کرد.

ولفانگ پاولی: اصطلاح تشدید مغناطیسی هسته ای را متداول نمود.

ایروودر اسحاق رابی: اولین آزمایش تشدید مغناطیسی هسته ای را انجام داد.

جنگ جهانی دوم

آلبرت انیشتین که در آن زمان فیزیکدان مشهوری نبود، معادل بودن انرژی و ماده را مطرح و ثابت می کند که این دو، تظاهرات مختلفی از یک چیز می باشند. «تئوری نسبیت» مشهور او یکسان بودن جرم و انرژی را معرفی نمود. البته تئوری نسبیت انیشتین برای سالها مسکوت باقی ماند. زیرا اولاً دستگاه ها و وسایل مجهزی برای اثبات آن وجود نداشت و ثانیاً دیدگاه های تئوریک و علوم آن زمان برای اثبات یا نفی آن کافی نبود. یکی از دستاوردهای فرمول انیشتین ($E=mc^2$) که باعث شد تا عصر انرژی تمام ابعاد تأسف باری به خود بگیرد. هنگامی بود که انیشتین در سال ۱۹۳۲ نامه ای را به رئیس جمهور وقت «رزولت» نوشت و او را از قدرت خارق العاده اتم آگاه کرد. به این ترتیب روزولت نیز متقاعد می شود که مقدار اورانیومی به اندازه یک توپ گلف می تواند مقدار انرژی معادل چند میلیون پوند ذغال سنگ داشته باشد و به همین دلیل، کمیته پروژه منهاتن (Manhatan) را برای انجام تحقیقاتی جهت ساخت بمب اتم پایه گذاری می کند. پنج سال بعد یعنی در ششم آگوست ۱۹۴۵ بمب اتم که حاصل آن تحقیقات بود بر روی شهر هیروشیما ژاپن فرود آمد.

پس از جنگ جهانی دوم

برخی از پیشرفتهای تکنولوژی که در جنگ جهانی دوم اتفاق افتاد به عنوان پیش زمینه هایی برای تصویربرداری از انسان مورد استفاده قرار گرفت. به عنوان مثال از امواج صوتی که برای پیدا کردن زیر دریایی های غرق شده استفاده می شد در سونوگرافی و از انرژی اتمی در تصویربرداری پزشکی هسته ای استفاده گردید. در سال 1946 دو فیزیکدان آمریکایی به نام فلیکس بلوچ (Flexi Bloch) و ادوارد پارسل (Adward Purcell) که به طور جداگانه بر روی اتمها کار می کردند متوجه شدند که اگر لوله آزمایشی را که محتوی ماده ای خالص می باشد با امواج مغناطیسی انرژی دار کرده و مورد بمباران امواج RF قرار دهند، اتمها تهییج شده و سپس با طیفی که متناسب با اتمها مورد آزمایش است شروع به پاسخ دادن می کنند. آنها این سیگنالها را آشکار کرده و بر اساس مقدار فرکانسشان که به صورت تصاویر اسپکتروسکوپی ثبت نمودند به این ترتیب بنیان تشدید مغناطیسی هسته ای که مقدمه ای بر MRI بود گذاشته شد. این کشف در ابتدا کاربردهای صنعتی داشت. امروزه می توان فرکانس اجزای مولکولی یک ماده ساده را مورد تجزیه و تحلیل قرار داد. (سرانجام بلوچ و پارسل موفق به اخذ جایزه نوبل سال 1952 شدند. (در مدت ۲۵ سال پس از این کشف، بیش از هزار دستگاه NMR ساخته و هزاران متخصص اسپکتروسکوپی روانه عرصه بین المللی شدند و بدین ترتیب اسپکتروسکوپی پیشرفت کرد. محققین، انواع و اقسام آزمایشها و تجزیه و تحلیلهای NMR را به صورت In vitro انجام دادند. اما بکارگیری آن برای تصویربرداری از بدن انسان از لحاظ آنها نه تنها غیر ممکن بلکه امری بسیار احمقانه بود. دکتر ریموند دامادین (Raymond Damadian) در سال ۱۹۷۰ پزشک و فیزیک دان آمریکایی به نام دکتر ریموند نامادین که فردی بسیار فهیم و آینده نگر بود تصمیم گرفت اسکتری را برای تصویربرداری از بدن انسان بسازد. و همین مسئله، نقطه عطفی را در دنیای تصویربرداری به وجود آورد. او در آزمایشهای خود، سلولهای بدخیم را از طریق جراحی وارد بدن موشها نمود و سپس آنها را مورد آزمون NMR قرار داد. دامادین متوجه شد که بافت توموری موشها به تحریک مغناطیسی پاسخ می دهد و اگر موشها را با یک پالس تشدید کننده بمباران کند هنگامی که گشتاور دو قطبی های مغناطیسی به حالت تعادل و آرامش می رسند هر یک از بافتهای سالم و توموری یک نوع سیگنال خاص خود را منتشر می کنند. این سیگنالها بر حسب اینکه مربوط به بافتهای سالم یا ناسالم باشند می توانند کتر است خاصی را بر روی تصویر ایجاد کنند. همین مسئله باعث شد تا فکر ساخت دستگاه تصویربرداری به مغز وی خطور کند. البته سالها قبل از دامادین، فلیکس بلوچ، اصطلاحات T1، T2 را برای نشان دادن مقدار زمانهای استراحت بکار برده بود. دکتر دامادین در اوایل دهه ۱۹۷۰ متوجه شد که ساختمان آب در تصویربرداری MRI عنصری بسیار حیاتی است. زیرا هر مولکول آب در واقع یک دو قطبی بسیار قوی است (قطب شمال و جنوب) علت آن است که الکترونها مدار هیدروژن زمان بیشتری را در مدارهای اطراف اتم اکسیژن می گذارند این وضعیت باعث ایجاد یک منبع قوی برای تولید سیگنالهای MR می شود. دامادین ثابت کرد سیگنالهای فوق را می توان به صورت تصویری مخصوص، آشکار کرد و ثبت نمود. دامادین به ارزش تشخیصی این اشعه مغناطیسی القا شده پی برد. او و همکارانش جهت تصویربرداری کل بدن انسان (Whole body) مدت ۷ سال را برای طراحی و ساخت اولین اسکنر MRI صرف کردند. پس از فراز و نشیبهای فراوان بالاخره در روز سوم ژولای ۱۹۷۷ اولین تصویر دانسیته پروتون (Proton density) از بدن انسان تهیه شد. تصویربرداری فوق که به صورت آگزیال بود به مدت ۴ ساعت و ۴۵ دقیقه طول کشید. در این آزمون بیمار بایستی در هنگام

تصویربرداری از لحاظ فیزیکی ۱۰۶ مرتبه بر روی یک تخت حرکت داده می شد تا تهییج فضایی^۱ صورت می گرفت. طبقه گفته خود دکتر دامادین، چیزی که او را دکتر دامادین نام اولین اسکنر خود را سرکش (Indomitable) گذاشت که در واقع نشان دهنده عزم، بی باکی و خستگی ناپذیری او در ساخت دستگاه مذکور بود. این دستگاه اکنون در مرکز تکنولوژی اسمیتسون واشنگتن (Smithson institute of technology) قرار دارد.

دکتر پل لاتربور (PAUL LAUTERBUR, Ph.D) دکتر لاتربور در حیطه اسپکتروسکوپی با لوله های آزمایش دارای موفقیت های چشمگیری بود. اما نمی توانست مسئله ضروری بودن خلوص ماده را برای بدست آوردن تجزیه اسپکتروسکوپی نادیده بگیرد. او می دانست که با استفاده از اصول NMR می توان یک سری راهکارهای عملی جهت تهییج قسمتهایی از نمونه مورد آزمایش ارائه داد، سرانجام او به این نتیجه رسید که اگر بتوان میدان مغناطیسی گرادیان دار ضعیف و کنترل شده ای را بر روی میدان مغناطیسی استاتیکی (Static) قویتری همپوشان کرد، آنگاه می توان برشی از نمونه با همان مقدار فرکانس را مجزا نمود، سیگنالهای آنرا آشکار کرد و نهایتاً به صورت یک تصویر درآورد. برای اثبات این اندیشه، او به مدت چند هفته تحقیقات و آزمایشهای طاقت فرسایی را انجام داد و بالاخره متقاعد شد که :

1- با استفاده از سیگنالهای NMR می توان برش مغناطیسی را به وجود آورد .

2- مقدار این سیگنالها جهت بکارگیری اصول انتقال فوریه (FT) برای تشکیل تصویر کافی است .

3- برای بهبود کیفیت تصاویر، باید میدان مغناطیسی به اندازه کافی یکنواخت باشد .

در سال ۱۹۷۲ دکتر لاتر بور به منظور تصویربرداری از قسمتهای دلخواه حیوانات و گیاهان مختلف، گرادیانهای Gx و Gy و Gz را طراحی و از آنها استفاده نمود و بدین ترتیب قسمتی از وظیفه دشوار امتزاج و تکمیل سه تئوری فوق الذکر را به انجام رساند .

در سال ۱۹۸۸ رونالد ریگان (Ronald Reagan) رئیس جمهور وقت آمریکا، نشان ملی تکنولوژی (National Medical of Technology) را به دکتر دامادین و دکتر لاتربور، تقدیم کرد. این جایزه که ارزنده ترین جایزه ملی امریکا محسوب می شود به دلیل سهم قابل توجه آنها در ارتقای تکنولوژی و گسترش رفاه ملی تقدیم ایشان گردید. دانشمندان و فیزیکدانهای سراسر جهان نیز تحقیقاتی را به طور مداوم انجام می دهند و دانش پیشینیان خود را بهبود می بخشند. دنیای MRI مرهون افراد بیشماری است که از برجسته ترین آنها می توان به افراد زیر اشاره کرد .

دهه ۱۹۵۰ : دکتر اروین هان (Ervin Hahn) به خاطر کشف پالس سکانس اسپیناکوی هان کشف او چنان دگرگون کننده بود که نمی توان آن را با سایر کشفیات مقایسه نمود. او هم اکنون در دانشگاه برکلی (Brekeley) است .

دهه ۱۹۶۰: دکتر ارنست (R.R.Ernst) او با ابداع محور مختصاف فاز (Phase) و فرکانس (Frequency) بر روی شبکه ماتریکس MR، حساسیت آشکارسازی سیگنالهای MRI را افزایش داده و همینطور از تبدیل فوریه در روند تصویربرداری فضایی (Spatital imaging process) استفاده نمود. علاوه بر آن، حساسیت و تعادل بین زاویه چرخش (Flip angle) را افزایش داد. قابل ذکر است که زاویه چرخش، اساس تصویربرداری سریع را تشکیل می دهد. دکتر ارنست هم اکنون در شهر زوریخ سوئیس زندگی می کند .

¹) Spatital excitation

دهه ۱۹۸۰: سرپیتر هانسفیلد (Sir Peter Mansfield) هانسفیلد اهل ناتینگهام انگلستان بوده و به دلیل کشف تصویربرداری گرادیان اکو در مقابل تصویربرداری مولتی اکو مشهور است. تصویربرداری گرادیان اکو مقدمه ای ضروری برای تصویربرداری MRI به طریق Real time می باشد. سرپیتر هانسفیلد به دلیل سهم زیادی که در تصویربرداری MRI داشت از طرف ملکه الیزابت دوم مفتخر به دریافت لف شوالیه (Knights) شد.

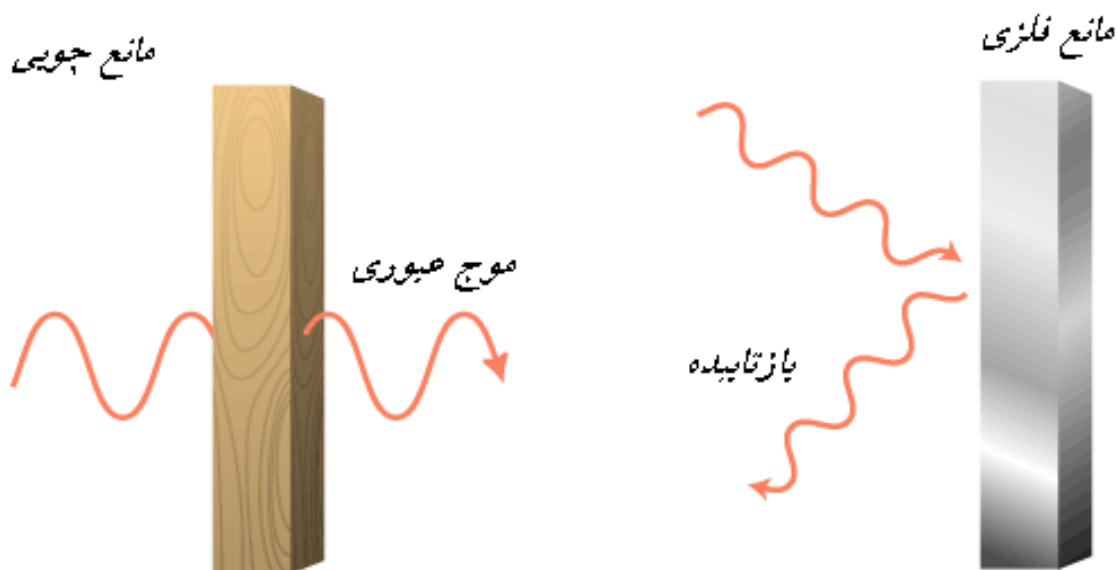
«ماهیت امواج رادیویی»

رادیو فن آوری است که امکان انتقال سیگنالها را توسط مدولاسیون امواج الکترومغناطیسی با فرکانسهایی زیر فرکانس نور را فراهم می سازد.

هر اتم از الکترون و نوترون تشکیل شده است. نوترون و پروتون در مرکز قرار گرفته اند و هسته اتم را تشکیل می دهند و الکترونها اطراف هسته می چرخند. هسته بعضی از اتمها به دلیل پروتونهای آنها خنثی می شود. دارای حرکت وضعی هستند. یعنی به دور محور خود می چرخند. این نوع حرکت را حرکت اسپینی می گویند، که ویژگیهای طبیعی هستهها است. همچنین هسته به دلیل وجود پروتون دارای بار مثبت هست و از هر ذره باردار که حرکت داشته باشد، فیزیک امواج الکترومغناطیس تابش می شود. بطور کلی فیزیک امواج، از جمله فیزیک امواج الکترومغناطیسی دارای فرکانس هستند. در اینجا فرکانس به معنی تعداد نوسانهای میدان الکتریکی یا مغناطیسی در واحد زمان از هر نقطه از فضا است. اگر نیروی محرکی را با فرکانس یکسان با فرکانس طبیعی نوسانگر بکار ببریم دامنه حرکت نوسانی یعنی حداکثر فاصله ای تا نقطه ای از موج از مرکز تعادل می گیرد افزایش می یابد، که این پدیده را تشدید می گویند. امواج رادیو نوعی از تشعشعات الکترومغناطیسی هستند و هنگامی بوجود می آیند که یک شی باردار شده با فرکانسی که در بخش فرکانس رادیویی (RF) طیف الکترومغناطیسی قرار دارد شتاب بگیرد. این محدوده فرکانس از ده ها هرتز تا چند گیگا هرتز تغییر میکند. تشعشعات الکترومغناطیسی توسط نوسانات میدانهای الکتریکی و مغناطیسی انتشار میابند و از طریق هوا و نیز خلا به همان خوبی عبور میکنند و نیازی به واسطه انتقال ندارند. در مقابل، دیگر انواع تشعشعات الکترومغناطیسی با فرکانس هایی بالای محدوده RF به این شرح اند: اشعه گاما، اشعه X و مادون قرمز، ماوراء بنفش و نور مرئی .

وقتی که امواج رادیویی از یک سیم عبور می کنند، میدان الکتریکی و مغناطیسی متغیر آنها (بر حسب شکل سیم) جریان و ولتاژی متناوب در سیم القا می کنند. این جریان و ولتاژ را میتوان به سیگنالهای صوتی و دیگر انواع سیگنال تبدیل کرد که اطلاعات را انتقال دهند. با وجودی که واژه رادیو برای توصیف این پدیده به کار میرود، ارسال داده هایی که ما به عنوان تلویزیون، رادیو، رادار و تلفن می شناسیم، همگی در کلاس انتشار فرکانس رادیویی هستند .

«نحوه برخورد امواج رادیویی با بافت ها»



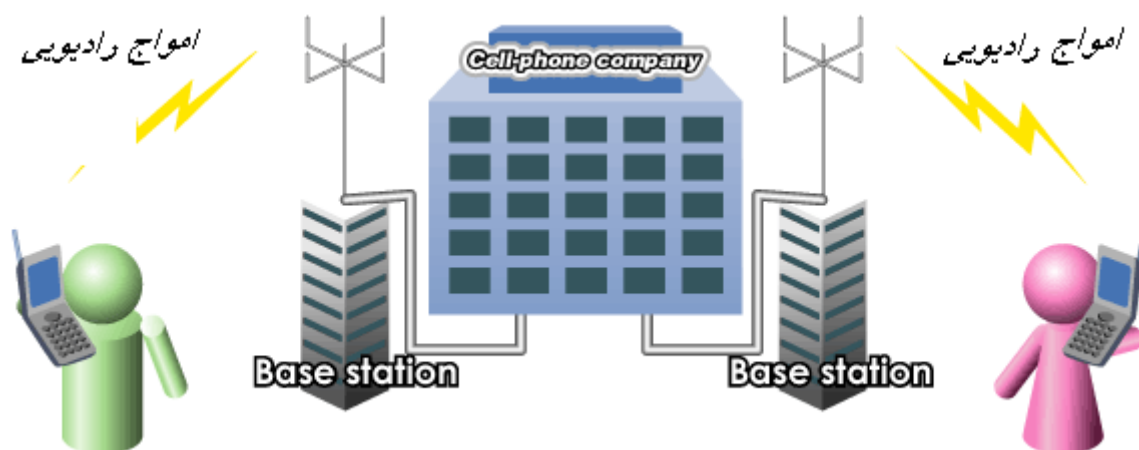
در بیشتر اجسام مانند بافت نرم هسته‌ها دارای راستای دوقطبی تصادفی هستند، در نتیجه برآیند کلی موجها به دلیل اینکه همدیگر را خنثی می‌کنند صفر است. ولی اگر میدان مغناطیسی در اطراف نمونه ایجاد کنیم، بخشی از اتمهای H که انرژی کمتری دارند در راستای میدان و عده‌ای دیگر که انرژی بیشتر دارند، در خلاف راستای میدان قرار می‌گیرند. در اثر ایجاد این میدان H یا هر هسته فعال تشدید مغناطیسی دارای حرکت انتقالی نیز می‌شود و در راستای یک دایره با زاویه نسبت به خط عمود چرخش می‌کند. بسامد این حرکت برای اتمها متفاوت است و به نوع هسته و بزرگی میدان بستگی دارد. هرچه قدر میدان مغناطیسی قویتر باشد، بسامد چرخش انتقالی افزایش می‌یابد. بسامد چرخش هسته دارای حرکت اسپینی را حول میدان بزرگتر، بسامد لارمور می‌گویند. با محاسبه فرکانس لارمور، می‌توان نسبتی به نام نسبت ژیرومغناطیسی را محاسبه کرد. که آنرا با « γ » نشان می‌دهند. هر هسته دارای نسبت ژیرومغناطیسی ویژه خود است و با کمک آن می‌توان نوع هسته را تعیین کرد. این نسبت برای اتم H وقتی در میدان مغناطیسی یک تسلا قرار می‌گیرد برابر $42,57$ است.

«امواج RF در امواج رادیویی»

با ایجاد یک میدان مغناطیسی رادیو فرکانسی (امواج RF در گستره فیزیک امواج الکترومغناطیسی است) قوی تمام هسته‌ها را در راستای آن قرار دهیم. در RF برای ایجاد تصویر مطلوب باید به گونه‌ای باشد که زاویه انحراف راستای حرکت از حالت و پایه برابر ۹۰ درجه شود. اگر فرکانس میدان با فرکانس لارمور هسته یکی باشد پدیده تشدید رخ می‌دهد. این حالت را برانگیختگی هسته می‌گویند. وقتی که میدان قطع می‌شود پروتون‌ها که انرژی دریافت کرده به تراز انرژی بالاتر رفته بوده، انرژی خود را به صورت فیزیک امواج RF و به مقدار ناچیزی هم به صورت گرما از دست می‌دهند.

«آسایش فیزیک امواج RF»

میزان انرژی جذب شده توسط هسته به شدت RF در مدت زمان اعمال موج RF بستگی دارد. و میزان انرژی که پروتون به اطراف می‌فرستد به هسته و ترکیبات شیمیایی مواد اطراف مربوط می‌شود. این پدیده از دست دادن انرژی و بازگشت به حالت پایه را آسایش و زمان لازم برای رسیدن به حالت پایه را زمان آسایش می‌گویند. پدیده آسایش یا از دست دادن انرژی به صورت فیزیک امواج RF به دو صورت روی می‌دهد. یا موج روی بافت اثر می‌گذارد، که به آن آسایش اسپین شبکه یا آسایش طولی می‌گویند و با T_2 نشان می‌دهند و T_1 اسپین خود مولکول یا مولکول‌های دیگر اثر می‌گذارد. که به آن آسایش اسپین شبکه یا آسایش عرضی می‌گویند و با T_2 نشان می‌دهند. و به عبارت دیگر T_1 مدت زمانی است که طول می‌کشد تا پروتون به انرژی اولیه‌اش برسد. و T_2 مدت زمانی است که طول می‌کشد تا دامنه موج RF ضعیف شود و از بین برود.



MRI چیست؟

MRI مخفف عبارت (به انگلیسی: Magnetic Resonance Imaging) است و تصویربرداری تشدید مغناطیسی نامیده می‌شود، روشی پرتونگاران در تصویربرداری تشخیصی پزشکی است که در دهه‌های اخیر بسیار فراگیر شده است.

با ام آر آی میتوان در جهات فوقانی-تحتانی (اگزیتال)، چپ‌راستی (سازیتال) و پس‌وپیش (کرونال) و حتی در جهات اُریب و مایل تصویرگیری نمود. یک سیستم ام آر آی از سه میدان مغناطیسی استفاده میکند: میدان خارجی ثابت و قوی (B).

میدان ضعیف گرادیانی متغیر

میدان حاصل از پالس RF الکترومغناطیسی (B)

سیستم‌های ام آر آی امروزی غالباً دارای قدرت میدانهای ۰,۲, ۱, ۱,۵, ۳ و تسلا می‌باشند. در ایالات متحده آمریکا بیمارستان‌ها و مراکز خدمات بهداشتی اجازه استفاده از سیستم‌های تا ۴ تسلا را نیز برای یک بیمار دارند. اما از چهار تسلا به بالا صرفاً جنبه و کاربردهای تحقیقاتی دارد.

بزرگ‌ترین تولیدکننده‌های سیستم‌های ام آر آی امروزه شرکت‌های زیمنس (آلمان)، جی‌ای (آمریکا)، توشیبا (ژاپن)، و فیلیپس (هلند) می‌باشند.

مکانیزم کار MRI

سه نوع حرکت در اتم مورد بحث است

چرخش الکترون‌ها حول محور خود

چرخش الکترون به دور هسته

چرخش هسته به دور محور چرخش

هسته‌هایی که تعداد نوکلئونهای آنها فرد است (مجموع پروتون و نوترونهای هسته را نوکلئون می‌گویند) به دور محور خود حرکت چرخشی دارند این ویژگی را ویژگی اسپین و این هسته‌ها را هسته فعال تشدید مغناطیسی می‌گویند. به علاوه این هسته‌ها را می‌توان مانند یک مغناطیس کوچک با قطبهای N و S در نظر گرفت. به این دلیل گفته می‌شود هسته یک دو قطبی مغناطیسی است و این ویژگی مغناطیسی ذاتی را همان مغناطیس می‌گویند. پس هسته فعال تشدید مغناطیسی دارای دو ویژگی اسپینی و ممان مغناطیسی است. در بدن انسان هسته‌هایی که این ویژگی را داشته باشند N^{15} , O^{17} , C^{13} , P^{31} , Na^{23} , H هستند. در تصویر سازی به غیر از اینکه هسته از نظر مغناطیسی باید فعال باشد فراوانی لازم در نمونه را نیز باید داشته باشد. هسته اتم هیدروژن هم میدان مغناطیسی دارد، هم در تمام بدن پخش است و چون هسته کوچک است و تحت تاثیر یک پروتون قرار دارد، ممان مغناطیسی آن بزرگ می‌باشد. در نتیجه در تصویربرداری می‌تواند مورد استفاده قرار بگیرد.

ساختمان دستگاه MRI

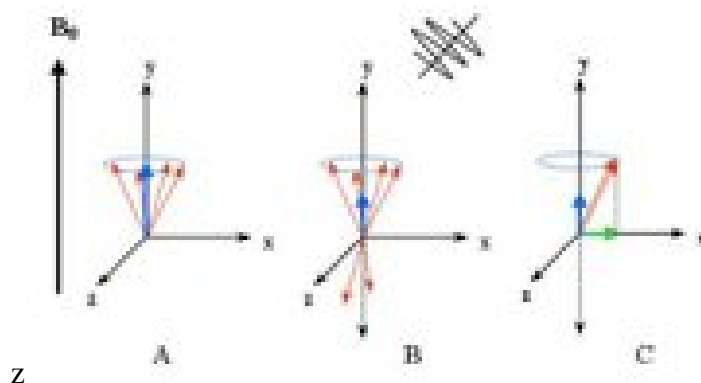
بطور عمده بدن انسان از آب و چربی تشکیل شده است. آب $\frac{2}{3}$ وزن بدن را شامل می شود و دارای دو اتم هیدروژن و یک اتم اکسیژن در هر مولکول است. مولکولهای چربی نیز به مقدار زیادی هیدروژن دارند. به طور کلی مقدار اتم هیدروژن بدن تقریباً ۶۳ درصد است. و این اتم که مقدارش بیشتر از دیگر عناصر است، دارای سیگنال MRI می باشد. از آنجایی که بین محتوای آب اندامها و بافتها تفاوت وجود دارد، و همچنین در خیلی از بیماریها روند آسیب رسانی منجر به تغییر در محتوای آب می شود، این روش تصویر برداری بطور وسیع در پزشکی بکار برده می شود. دستگاه MRI لوله ای است که بوسیله آهنربای دایره ای شکل دوار احاطه شده است. این آهنربا میدان مغناطیسی ایجاد می کند. در اینجا موج رادیویی با طول موجهای متفاوت سطح نمونه را جاروب می کنند. انتهای نمونه با جذب انرژی از موج رادیویی هم فرکانس با چرخش آنها، به حالت انرژی بالاتری می روند و در راستای میدان مغناطیسی خارجی قرار می گیرند. با قطع میدان این هسته ها به حالت اولیه خود برمی گردند. در این هنگام است که از ماده امواج الکترومغناطیسی با بسامد رادیویی تابش می شود که توسط سیم پیچی که به آن کویل می گویند، دریافت انجام می شود. این سیم امواج دریافتی را به جریان الکتریکی تبدیل می کند. سپس این جریانها تقویت می شوند و به عنوان سیگنالهای MRI به رایانه داده می شود. رایانه با استفاده از سیستم تبدیلی به نام تبدیل فوریه این داده ها را به تصویر تبدیل می کند. این تصویر بسیار دقیق است و تغییرات بسیار کوچک را نیز می تواند نشان دهد.

«اساس تصویر برداری»

همانگونه که کره زمین دارای دو نوع حرکت وضعی (حرکت به دور خود) و حرکت انتقالی (حرکت به دور خورشید) و نیز دو قطب مغناطیسی شمال و جنوب می باشد. هسته هر اتم نیز دارای حرکت وضعی (چرخش به دور خود) و نیز دو قطب می باشد. هسته حاوی پروتون (بار مثبت) می باشد و بنابراین هسته به عنوان یک ذره مثبت در حال چرخش می باشد. از آنجایی که ذرات باردار متحرک در اطراف خود میدان مغناطیسی تولید می کنند. از این خاصیت هسته اتمهای بدن برای تصویر سازی به شیوه MRI استفاده می شود. از آنجا که ۷۰ درصد وزن بدن انسان را آب تشکیل می دهد و آب نیز از دو اتم هیدروژن و یک اتم اکسیژن تشکیل شده، بنابراین هسته اتم هیدروژن برای تصویر سازی مناسب می باشد. زیرا بطور طبیعی و به مقدار زیاد در بافتهای بدن وجود دارد. حال

چنانچه این اتم‌های هیدروژن در یک میدان مغناطیسی خارجی بسیار قوی قرار داده شوند، تعدادی از این هسته‌ها با نظمی خاص در محور مغناطیسی جدید قرار گرفته و از حالت تصادفی اولیه خود خارج می‌شوند. در همان جهت به چرخش خود ادامه خواهند داد. حال اگر یک سیم‌پیچ القائی بدور این اتم‌های هیدروژن چرخان قرار دهیم و در همین حال یک موج رادیویی با طول موج معین به اتم‌های مذکور طوری برخورد کند که موجب انحراف محور اتم‌های هیدروژن به میزان ۹۰ درجه گردد. در این صورت پروتون‌ها یک نیروی الکترو موتوری کوچک را تولید کند که بوسیله سیم‌پیچ القائی قابل اندازه‌گیری می‌باشد. پس از تقویت این جریان ضعیف می‌توان آن را بوسیله اسیلوسکوپ نمایان کرد که این جریان به صورت نزولی کم می‌شود تا صفر شود و مدت زمانی که طول می‌کشد تا این جریان به صفر برسد را زمان T_2 یا زمان استراحت عرضی می‌نامند. حالا اگر ما یک موج رادیویی با طول موجی دو برابر طول موج اولی به پروتون‌هایی که در همان جهت مغناطیسی می‌چرخند وارد کنیم، محور مغناطیسی آنها بار ۱۸۰ درجه تغییر جهت خواهد داد که دوباره مدت زمانی طول می‌کشد تا پروتون‌ها به حالت اولیه بازگردند. این زمان نسبت به حالت قبلی افزایش می‌یابد و زمان استراحت شبکه چرخشی یا T_1 نامیده می‌شود. زمانهای T_1 و T_2 برای بافتهای مختلف بدن، متفاوت می‌باشد. لذا این زمانها پس از ورود به کامپیوتر مورد سنجش قرار گرفته و نوع بافت و عضو مربوط در کامپیوتر مشخص می‌شود. این اطلاعات به نقاط سیاه و سفید یا رنگی تبدیل و بر روی صفحه تلویزیون نشان داده می‌شود که در واقع تصویر یک مقطع از عضو مورد نظر می‌باشد. هر چه تعداد اتم‌های هیدروژن در یک عضو بیشتر باشد، زمانهای T_1 و T_2 بیشتر و جزئیات یک تصویر مشهود تر می‌باشد. در MRI از سه جهت ساژیتال، کورونال و ابلیک (مایل) می‌توان از یک عضو تصویر سازی کرد.

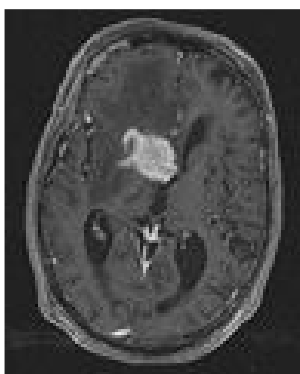
«طرز کار»



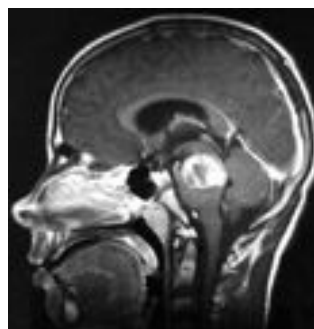
«چگونگی قرار گرفتن اسپین‌های هسته‌ای در میدان مغناطیسی»

چگونگی تولید تصویر ام آر آی فرایند بس پیچیده است. در این روش از خاصیت ویژه اسپین‌های هسته‌های هیدرژنی در میدان مغناطیسی (B) استفاده می‌شود. اسپین‌ها تحت تاثیر میدان مغناطیسی پالس‌های الکترومغناطیسی (B₁) قرار گرفته و سپس از این حالت برانگیختگی به مرور به حالت اولیه خود بازمی‌گردند. در هر بافتی این مدت زمان متفاوت است. بطور مثال در ۱.۵ تسلا، ثابت T₁ برای بافت چربی ۲۶۰ میلی ثانیه و برای بافت ماده خاکستری مغز ۹۲۰ میلی ثانیه می‌باشد.

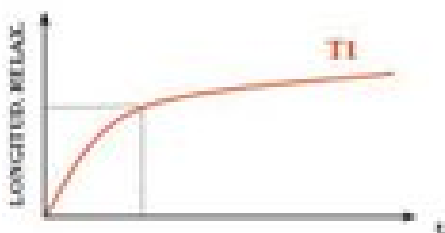
به مدت زمانی که طول می‌کشد تا M_Z (مؤلفه بردار جمع اسپین‌ها در محور طولی نرمال) افزایش یافته و ۶۳٪ از مقدار اولیه خود را باز یابد ثابت زمانی T₁ گویند. و به مدت زمانی که طول می‌کشد تا M_{xy} (مؤلفه بردار جمع اسپین‌ها در صفحه عرضی) به ۳۷٪ مقدار بیشینه □ اولیه خود کاهش یابد ثابت زمانی T₂ گویند. بسته به اینکه چه نوع دنباله‌ای انتخاب شود میتوان با T₁ و T₂ کنتراست دلخواه را به تصویر کشید و توانایی ام آر آی در همین خاصیت ویژه قرار دارد. بطور مثال در یکی چربی روشن و در دیگری تاریک میشود.



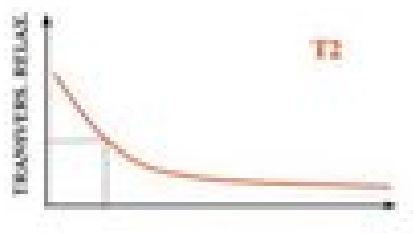
نمونه تصویر T₁ غده سرطانی سفید رنگ از نوع لمفوما است



نمونه تصویر سائیتال از نوع T₂



نمودار T₁



نمودار T₂

هر برش تصویری توسط فاز و بسامد امواج دریافت شده بترتیب در محورهای y و x کدگذاری می‌گردد. برای انجام کدگذاری احتیاج به میداین مغناطیسی متغیر میباشد که این امر بکمک آهن رباها از نوع ابرسانا هر لحظه تولید می‌گردد. اطلاعات دریافتی در فضایی داده‌ای بنام فضای k واریز شده و نهایتاً بکمک تبدیلات فوریه ای به شکل تصویر در آورده می‌شوند

«نگاره برداری رزونانس مغناطیسی»

نگاره برداری MRI پایه ای نیاز به 3 گام دارد :

بیمار را در یک میدان مغناطیسی یکنواخت قرار دهید .

به وسیله ی یک پالس بسامد رادیویی ترازمندی بردار مغناطیسی را بر هم بزنید.

سیگنال را در هنگامی که بردار مغناطیسی به حالت ترازمندی بر می‌گردد بررسی کنید .

یک مغناطیس نگاره برداری یک تسلائی را در نظر می‌گیریم . هنگامی که یک بیمار در میدان یک تسلائی جا داده

شده است ، هسته های هیدروژن در بدن خودشان را در راستای میدان مغناطیسی هم راستا خواهد کرد) . ما ماد H

را برای میدان مغناطیسی به کار خواهیم برد (این کار هم راستایی ، یک بردار مغناطیسی ویژه ی (M_0) را در

سوی میدان مغناطیسی می‌سازد « M_0 . مغناطیسی شدن ترازمند «نامیده شده است .

برابر قرارداد سراسر راستای میدان مغناطیسی «همارای (مؤلفه ی) Z نامیده شده است . سوی بردار مغناطیسی

شدن در راستای Z را می‌تان با M_z نشان داد . مغناطیسی شدن ویژه ی M_z وجود دارد ولی گاهی ممکن

است صفر باشد M_z . حرکت پیشگامی نمی‌کند ، M_z را نمی‌تان آشکار کرد .

ما را یک نکته در باره ی M_0 و M_z هنگامی که بیمار درون آهنربای نگاره برداری گذارده می‌شود بردار

مغناطیسی شدن در راستای محور Z آشکار می‌شود و M_0 نامیده می‌شود . بردار مغناطیسی شدن ترازمندی

است . همین که دستکاری بردار مغناطیسی شدن در راستای محور Z در هر زمانی است . هر زمانی

که بردار مغناطیسی شدن از محور Z جابجا شود دیگر ، M_z نیست (شاید هنوز یک مؤلفه M_z باشد) . (بردار

مغناطیسی شدن جابجا شده ، M نامیده خواهد شد M_z . هیچگاه نمی‌تواند بزرگتر از M_0 باشد ، کمابیش

همیشه کوچکتر از M_0 است . آگاه باشید که M_0 حالت ویژه ای M_z است . اندکی جلوتر برویم ، M_{xy}

نشان داده می‌شود .

در گام دوم نگاره برداری رزونانس مغناطیسی باید M را به گونه ای جابجا کنیم که با H در یک خط قرار نگیرد

در گفتارمان ، تنها به نگاره برداری به وسیله ی هسته ی هیدروژن (پروتون ها) می‌پردازیم . بردار مغناطیس

شدن ، (M) را با به کارگیری یک میدان مغناطیسی دوم که ما آن را $H1$ می‌نامیم می‌توان جابجا کرد . $H1$ باید

در بسامد لارمور هسته ای هیدروژن - برابر 48.58MHz و در یک میدان مغناطیسی 1-T بچرخاند (برگزیدن

یک مغناطیسی 1-T دلخواه است ؛ این کار عدد درست خوبی را می‌سازد .) کجا می‌توانیم یک میدان

مغناطیسی را که 42580000 بار در ثانیه تغییر می کند پیدا کنیم؟ یک رادیو را روشن می کنیم و آن را بر روی فرستنده ی بسامد 42.58MHz (فرستنده رادیویی FM شما در بسامد 88 تا 108MHz کار می کند) تنظیم می نماییم، تابش بسامد رادیویی گونه ای تابش الکترومغناطیسی است . که تابش الکترومغناطیسی از یک میدان الکتریکی و یک میدان مغناطیسی که به خوبی از یکدیگر پشتیبانی می کند ساخته شده است . میدان مغناطیسی تابش بسامد (فرکانس) رادیویی درست چیزی است که ما نیاز داریم. کاربر ، یک پالس بسامد رادیویی را با بسامد ، شدت و دوام مناسب برای اینکه به اسپین میدان M به اندازه ی 90 درجه نسبت به راستای Z (پالس 90 درجه) بیانجامد، بر می گزیند.

نمایش رویه های X.Y.Z از چشم اندازه های طولی و محوری

راستای Z سراسر بیمار را از پا تا سر می پیماید (افقی). راستای X از پهلو به پهلو بیمار است (عرضی). راستای Y بیمار را از پشت به سوی جلو برش می دهد (عمودی). کشیدن و دیدن سه خط در سه بعد روی یک برگ کاغذ سخت است . از این رو است که ما بیشتر یک نما از بیمارمان خواهیم افزود که در آن بدون میانجی داریم از نوک سرش نگاه می کنیم.

در پایان تب بسامد رادیویی 90 درجه ، بردار مغناطیسی شدن در صفحه ی XY راستا داده خواهد شد (این راستایی با زاویه 90 درجه نسبت به محور Z است). ما مولفه ی بردار M در صفحه ی XY را M_{xy} می نامیم . در پایان پالس 90 درجه ، بردار مغناطیسی شدن (M) سراسر در صفحه ی XY جا دارد ، و بنابراین $M=M_{xy}$ و $M_z=0$ است .

شماره 9 برش و کسل را پس از یک پالس 90 درجه نشان می دهد همه بردارهای M_{xy} دارای سمت گیری یکسانی می باشد (همفاز است) و بسامد یکسانی در حرکت پیشگامی دارد

اینک گام دوم پایان یافته است . یک میدان مغناطیسی یعنی H_1 ، که در بسامد لارمور مورد نیاز می چرخد ، M را به دور از Z و به سوی صفحه ی XY چرخانده است . اینک زمان قطع گزینش برش با شیب Z ، همه ی و سل های M_{xy} هم فاز و بسامد یک سان دارد . میدان مغناطیسی H_1 فرا رسیده است .

گام سوم ساخت سیگنال است ، و با خاموش شدن H_1 ، آغاز می شود . بردار جابجا شده ی $(M_{xy})M$

اینک تنها میدان مغناطیسی آهنربای MR ما را (H) ، که در نمونه ما یک تسلا است می بیند . M_{xy} به گرد H

در بسامد لارموراش حرکت پیشگامی می کند . همچنین ، M در راستای Z بی درنگ پس از اینکه M_{xy} به

سمت صفر کاهش می یابد و M_z از صفر افزایش می یابد ، به حالت ترازمندی اش بر می گردد. این فرآیند و

برگشت آن به حالت ترازمندی چه مدت به درازا می کشد؟ بردار مغناطیسی شدن در صفحه ی $(M_{xy})xy$ بسیار

سریع و در چند میلی ثانیه از بین می رود . برگشت M_z به ترازمندی مغناطیسی شدن خود

زمان بیشتری طول می کشد (تا نزدیک به ۱۵sec برای آب) و در بافت های گوناگون تغییر می کند .

پس اینک تپ بسامد رادیوی میدان آهنربای H_1 خاموش شده است ، ولی M_{xy} وجود دارد . M_{xy} را می توان آشکار کرد . M_{xy} به گرد میدان مغناطیسی اصلی H در بسامد لارمور حرکت پیشگامی می کند . تنها M_{xy} را می توان آشکار کرد ؛ افزایش دوباره ی M_z آشکار سازی شدنی نیست . هنگامی که M_{xy} حرکت پیشگامی می کند ، یک میدان مغناطیسی چرخان می سازد . این میدان مغناطیسی چرخان به وسیله ی همان سیم پیچ بسامد رادیویی که برای ساخت میدان H_1 به کار رفته بود آشکار می شود . پس از پالس بسامد رادیویی 90° ، سیم پیچ بسامد رادیویی از حالت فرستنده به حالت گیرنده در می آید . بردار مغناطیسی شدن M_{xy} چرخان یک سیگنال در سیم پیچ بسامد رادیویی در حالی که سیم پیچ در حالت گیرنده است القا می کند .

سیگنال یک سیگنال بسامد رادیویی با بسامد لارمور خواهد بود . با فروافت یا میرائی M_{xy} شدت سیگنال با گذشت زمان کاهش می یابد . این سیگنال «فروافت توخت (القا آزاد)» (FID) نامیده شده است . دو واقعیت FID از اهمیت برخوردار است . میرایی توخت آزاد (FID) در برابری با پالس بسامد رادیویی یک سیگنال کم توان است . FID بسیار تند افت می کند . اگرچه سیم پیچ بسامد رادیویی را می توان به تندی از حالت فرستنده به حالت گیرنده درآورد، بیشتر FID پیش از آشکار شدن ، از دست می رود . به علت این دو دردسر (شدت اندک و میرایی تند میرایی توخت آزاد) زنجیره های پالس ویژه ای در نگاره برداری رزونانس مغناطیسی به کار گرفته می شود . ما از زنجیره یا رشته اسپین – اکو بیشتر سخن خواهیم گفت .

روشن است که ثبت FID از یک ناحیه کالبد شناختی بزرگ از بدن بیمار یک نگاره نمی سازد. کار دشوار بعدی ما بخش کردن بدن بیمار به وکسل ها ، و ثبت داده ها از هر وکسل و نمایش دادن آن به گونه ی یک پیکسل نگاه است . این تا اندازه ای همانند روشی است که برش نگاری رایانه ای با آن یک نگاره ی برشی می سازد. در برش نگاری رایانه ، کاربر چند آشکار ساز و یک لامپ پرتو رونتگن متحرک را با یک دسته پرتو باریکه سازی شده برای ساخت و کسل به کار می گیرد . در نگاره برداری رزونانس مغناطیسی هیچ چیز حرکت نمی کند ، بنابراین یک روش متفاوت نیاز ست . ما اینک سیم پیچ شیب و تغییر دادن بسامد پالس های بسامد رادیویی را وسیله ای برای بخش بندی بدن بیمار به برش ها، برش ها را به وکسل ها و نمایش وکسل ها به شکل پیکسل نگاره در نظر می گیریم .

سیم پیچ های شیب میدان مغناطیسی

ساختن یک نگاره از سیگنال های NMR (یعنی ، نگاره برداری رزونانس مغناطیس) نیازمند آن است که یک برش ویژه در بدن بیمار بررسی ، و وکسل درون برش شناسایی شود . گفتار زیر به نگاره برداری محوری بر می گردد.

سه گونه کارکرد ، برش و وکسل را بر می گزینند:

یک شیب میدان مغناطیسی در راستای محور Z ، شیب گزینش برش است .

شیب Y ، درون برش رمزگذاری فاز درست می کند .

شیب X ، درون برش رمزگذاری بسامد درست می کند .

برگزیدن برش (مقطع)

آمادگی برای گزینش با یک جفت سیم پیچ میدان مغناطیسی انجام می شود . سیم پیچ ها ، یک شیب در راستای محور Z بیمار می سازد . شدت میدان مغناطیسی سیم پیچ شیب بیشتر 0.2 تا 1 گوس در سانتی متر است (0.0002 تا 0.001 تسلا در سانتی متر .) یک حجم نگاره برداری 30 cm ، و یک آهنربای یک تسلا ، و یک میدان شیب 1 گوس در سانتی متر را در نظر بگیرید.

شدت میدان مغناطیسی از 0.9985 تسلا به سوی پاهای بیمار تا 1.0015 به سوی سر بیمار تغییر خواهد کرد ، و در میانه ی حجم نگاره برداری یک تسلا خواهد بود . شکل زیر یک جفت سیم پیچ شیب Z با یک بیمار را که آماده قرار گرفتن درون سیم پیچ است نشان میدهد .

به یاد داشته باشید که این سیم پیچ ها درون دالان آهن ربا می باشد . پیکان های روی سیم پیچ سوی جریان را نشان میدهد . از قانون دست راست بهره بگیرید تا به خودتان پذیرانید که میدان مغناطیسی توخته (القا شده) به وسیله ی سیم پیچ چپ با میدان مغناطیسی اصلی H مخالفت می کند (و بنابراین انرا ناتوان می کند) در حالی که میدان توخته شده به وسیله سیم پیچ طرف راست میدان H را تقویت می کند . این گفته هاد برای حجم میاندو سیم پیچ و درون استوانه ای که به وسیله ی پیرامون ان ها محدود شده است معتبر می باشند . نگاره برداری برای بخشی از اندام بیمار که درون این حجم حساس میان سیم پیچ ها است به شدت محدود شده است .

سیم پیچ های شیب Z که گرداگرد یک بیمار را در یک میدان مغناطیسی یکنواخت یک تسلا در بر گرفته نشان میدهد . هنگامی که جریان درون سیم پیچ ها روان می شود شیب Z وجود دارد . نمونه ما شامل یک میدان 30 cm با شیب یک گوس در سانتیمتر که میدانی با شدت 9985 T در صفحه سیم پیچ سوی چپ و میدانی با شدت 1.0015 T در صفحه ی شیب سیم پیچ سوی راست به سمت سری می شود .

اینک پرسش آشکار برای پاسخ آماده است . چگونه شیب Z را برای گرفتن یک برش در بیمار به کار می بریم؟ به یاد بیاورید که بسامد لارمور پی آمد حاصل ضرب نسبت ژیرومغناطیسی و شدت میدان مغناطیسی است :

$$\nu_1 = \gamma H$$

ما تنها پروتون ها (هسته هیدروژن) را برای گفتار نگاره برداری در نظر می گیریم.

نسبت ژیرومغناطیسی پروتون 42.800.000 چره در ثانیه در یک میدان تسلا ($42.58MHz/T$) است . در یک میدان یک تسلا ، بسامد لارمور پروتون برابر است با :

$$42.580.000 \times 1 = 42.580.000 Hz$$

اینک می بینیم که شیب Z چه کاری انجام داده است . این شیب پروتون ها را در میدان های مغناطیسی اندک متفاوتی بر حسب جایگاه پروتون در بدن بیمار جا داده شده است . همه ی پروتون ها در صفحه ی سیم پیچ چپ در یک میدان مغناطیسی یکسان (اندکی کاهش یافته) خواهد بود .

سرانجام داریم به جایی می رسیم چون پروتون ها (هسته هیدروژن) در جاهای گوناگون بدن بیمار رفتار متفاوتی می کند و ما می توانیم از این تفاوت سود ببریم.

به یاد داشته باشید که یک پروتون که در یک بسامد (فرکانس) لارمور ویژه حرکت پیشگامی می کند تنها اگر آن بسامد پالس فرکانس رادیویی ، درست برابر بسامد لارمور باشد ، به آن تپ یا پالس بسامد رادیویی پاسخ می دهد اینک سازوکار برای گزینش برش روشن است . یک شیب Z را بگونه ای به کار برید که پروتون های یک برش با فرکانس لارمور یگانه ای حرکت پیشگامی کند به گونه ای که از همه ی پروتون های دیگر در میدان نگاره برداری توفیر داشته باشد .

بردار مغناطیسی شدن به دست آمده (M) را با یک پالس 90° بسامد رادیویی (RF) که با فرکانس لارمور یگانه هم خوان است ، کج کنید .

در شکل قبل شیب یک گاوس (0,0001) در سانتیمتر است. یک برش با سنبرای 1cm را در نظر بگیرید . فرکانس لارمور را در راستای هر سمت برش ، اگر میدان مغناطیسط از 1,001T تا 1,011T در عرض برش تغییر کنید ، حساب کنید :

$$(42580000) * (1.0011) = 42626838$$

$$(42580000) * (1.0010) = 42622580$$

در نمونه ما یک برش 1cm با یک تفاوت بسامد لارمور 4258HZ نمایش داده شده است . برای گزینش برش زیر بررسی ، فرستنده RF برای فرستادن بسامد ها از یک حد پایین نزدیک به 42,36226MHz تا یک حد بالا نزدیک به 42,6268MHz تا یک حد بالا نزدیک به 42,6268MHz تنظیم شده است . یک تپ 90° فرستاده شده در این گستره ی بسامد باعث می شود که بردار M تنها در برش 1cm زیر بررسی تا 90° بچرخد. در یک آهنربای یک تسلا با شیب یک گاوس در سانتیمتر ، پهنای پالس بسامد رادیویی 4,258KHz یک برش به پهنای 1cm برخوردار خواهد گزید ، در حالی که پالسی به پهنای 2,0129KHz برشی به پهنای 0.5cm را گزینش خواهد کرد. بنابراین ، بسامد پالس RF ، جایگاه برش ، و پهنای باند بسامد رادیویی ستبرای برش را برمی گزیند.

امیدواریم که اینک به خوبی روشن شده باشد چگونه میدان H ، میدان شیب Z و پالس بسامد رادیویی با هماهنگی هم کار گزینش سطح و ستبرای یک برش عرضی از بدن بیمار را انجام می دهد . شیب Z در مقایسه با شدت میدان مغناطیس اصلی بسیار کم توان است (0,1 تا 1 گاوس در سانتیمتر در مقایسه با 10,000 گاوس در نمونه ی ما) . به همین دلیل است که آهن ربای نگاره برداری رزونانس مغناطیسی باید چنین میدان کاملی داشته باشد . تغییرهای بسیار کوچک در شدت میدان آهن ربای بزرگ ، افزایش ها یا کاهش های کوچک ایجاد شده به وسیله ی میدان شیب کم توان را می پوشاند .

سیم پیچ های شیب باید در به تندی در یک زنجیره ی نگاره برداری رزونانس مغناطیسی روشن و خاموش شود . سیم پیچ ها آهنرباهای برقی با مقاومت ویژه می باشد. صدای تلقی که در زمان نگاره برداری رزونانس مغناطیسی شنیده می شود از خاموش روشن کردن سیم پیچ ها شیب پدید می آید .

یک نکته دیگر درباره ی پالس های بسامد رادیویی در دستور کار هست . ما درباره ی پهنای نوار پالس تا Hz از فرکانس دلخواه ، کنترل شده است . در واقع پالس فرکانس رادیویی بسیار دقیق نیست . برخی بسامدهای بالا و پایین بسامدهای ناخواسته باعث می شود بافت بیرون از حجم برش زیر بررسی به سیگنال بسامد رادیویی پاسخ دهد . سیگنال ناخواسته ی به دست آمده از این «روی هم افتادن برش» نگاره را پست (بی ارزش) می کند. از این رو ، همیشه یک گاف میان برش ها در نگاره برداری رزونانس مغناطیسی می گذارند (به یاد آورید که جارو زنی های برش نگاری رایانه ای بیشتر برش های پیوسته را به کار می گیرد و یا حتی اجازه همپوشانی برش ها را می دهد .) به گونه ی یک قانون کلی ، یک گاف نزدیک به 30% بیشتر برای برش های به سبب برای 5mm یا بیشتر و یک گاف نزدیک به 50% برای برش هایی با سبب کمتر از 5mm به کار گرفته می شود .

بیباید ببینیم که ما در کجای ساخته شدن یک نگاره با به کارگیری روشن اسپین - اکو هستیم . بیمار در یک میدان یکنواخت H قرار دارد . به کارگیری سیم پیچ الکترو مغناطیسی شیب Z و یک پالس 90° بسامد رادیویی از یک گستره ی بسامد مناسب ، بردار مغناطیس شدن را در یک برش ویژه ، 90° کج کرده است . به یاد داشته باشید که شاید نگاره ی بالینی ، برشی باشد ، که در برگرنده ی 256×256 یا 65536 وکسل باشد .

رمز گذاری فاز

شکل ناروال (غیر معمول) سیم پیچ های شیب (Y) و (X) به فرمان دو دستور ساخته می شود . نخست ، باید تقارن استوانه ای را ننگه داشت تا بتوانیم بیمار را درون سیم پیچ جا دهیم . دوم ، این طرح اجازه می دهد که یک میدان در راستای Z داشته باشیم که اندازه ها را در راستای Y (شیب Y) تغییر می دهد .

نمای نشان داده زیر یک سیم پیچ گلی نامیده میشود شیب موثر برای گاف میان دو جفت سیم پیچ محدود شده است.

سیم پیچ های شیب Y

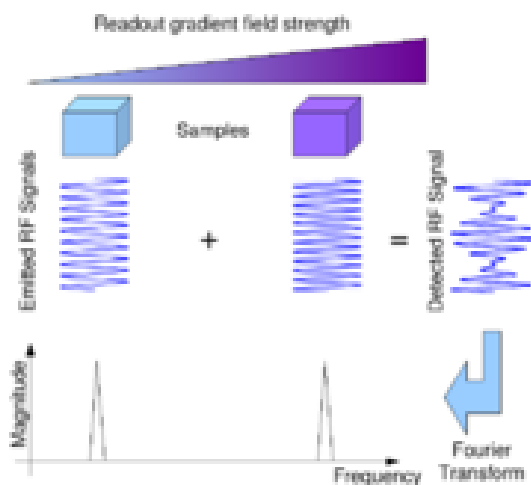
یک نگاه گذرا به شکل زیر اجازه یک پیشنما را برای آنچه که رمز گذاری فاز در محور Y انجام خواهد داد به دست میدهد . به رده های ۳و۲ نگاه کنید . ببینید که فاز (سوی) بردار Mxy در رده های ۳و۲ تغییر کرده است . هر رده یک فاز ویژه دارد و هر وکسل در یک رده دارای همان فاز است. ما دیگر وکسل های یکسان نداریم .

در مرزهای نمونه ما، شیب Y شیب رمز گذاری فاز است. هدف از رمز گذاری فاز دسته بندی کردن فازهای متفاوت در سراسر برش است. شکل قبل میگوید که نگاره برداری رزونانس مغناطیسی، یک برش را به وکسل های جداگانه، درست مانند برش نگاری رایانه ای، بخش تقسیم می کند. چنین عکسی به فرد اجازه میدهد که ساخته شدن نگاره Y یک تصویر ذهنی را بدست آورد اما این تصویر به راستی درست نیست. در MRI ، ایانه داده های فاز و بسامد را همبسته انباشته شد، انبار ذخیره می کند، سپس نگاره را با دستکاری ریاضی داده ها بازسازی می کند. این یک فرآیند پیچیده است که خود را به سادگی نشان نمی دهد. در بند آتی، یک شیب در راستای X تقسیم را کامل خواهد کرد

یک شیب میدان مغناطیسی محور Y به همان روش شیب محور Z به کار برده شده است. دو جفت از سیم پیچ های Y (روی هم رفته ۴ سیم پیچ) همان گونه که در شکل زیر می بینید جا داده شده است. هم راستا شدن سیم پیچ ها شدت میان مغناطیسی را از پشت به جلوی بیمار تغییر می دهد. هنگامی که سیم پیچ های شیب Y روشن است، پروتون های نزدیک به جلوی بیمار تندتر از پروتون های نزدیک پشت بیمار حرکت پیشگامی را انجام می دهد (چون در میدان مغناطیسی بالاتری می باشد). شیب Y در پایان پالس بسامد رادیویی 90° روشن شده است و زمای کوتاه روشن می ماند (نزدیک به ۳ تا ۵ms).

هدف شیب Y تغییر فاز بردارهای مغناطیسی شدن در هر رده ی برش هاست که در حال نگاره برداری می باشد. هنگامی که شیب Y روشن است پروتون های نزدیک به جلوی بیمار در میدان مغناطیسی قوی تری از آنهاست که نزدیک پشت بیمار می باشد.

اینک شیب Y ناگهان خاموش می شود. بی درنگ، همه ی پروتون ها در رده های ۱، ۲ و ۳ حرکت پیشگامی را با همان آهنگ (که به وسیله ی میدان مغناطیسی اصلی H تعیین شده) آغاز می کند. اما هر بردار M_{xy} فازی را که در آن در پایان پالس شیب Y حرکت پیشگامی میکرد. «بیاد می آورد» و آنرا نگه می دارد. این اختلاف فاز رده - به - رده ی برش یکنواخت پیشین را به رده های افقی بخش کرده است. در پایان پالس شیب Y ، همه ی بردارهای M_{xy} در همان آهنگ حرکت دارای حرکت پیشگامی اما همه ی بردارهای M_{xy} در فاز یکسانی نمی باشد.



رمز گذاری بسامد (فرکانس)

کد گذاری با بسامد *frequency encoding*

شیب Z اجازه ی گزینش برش را داد. شیب Y به هر برشی اجازه داد که رمز گذاری فاز بشود. اینک یک شیب X می خواهد هر برش را به وسیله ی رمز گذاری بسامد بخش کند. سیم پیچ های شیب X مانند سیم پیچ های شیب Y به نظر می رسد، که 90° چرخیده است. فهم هدف شیب X آسان است. در پایان شیب Y، همه ی بردارهای M^{xy} برای حرکت پیشگامی در بسامد لارمور که به میدان مغناطیسی اصلی H، وابسته است بر می گردد. هدف شیب X تغییر بسیار اندک میدان مغناطیسی در حجم نگاره برداری، برای پدید آوردن یک شیب در راستای محور X است. در نمایش ما، میدان مغناطیسی اصلی در پهلوی راست بیمار کاهش، و در پهلوی چپ افزایش یافته است. شیب X پروتون ها را واداشته است که در ستون های عمودی گوناگون، (ستون های A,B,C در شکل زیر) میدان های مغناطیسی اندک متفاوتی را آزمایش کند. پروتون ها در میدان مغناطیسی متفاوت در بسامدهای گوناگون حرکت پیشگامی می کند. این پدیده در شکل زیر با بردار های مغناطیسی در ستون A که حرکت پیشگامی اهسته تری از بردار های مغناطیسی در ستون B دارد نشان داده شده است. گرادیان X، شیب رمز گذاری بسامد است. در نمونه ما، رمز گذاری بسامد راهی بری بخش کردن برش به ستون های عمودی را فراهم می آورد. شیب Y، رمز گذاری فاز را برای بخش کردن برش به رده های افقی به کار می برد. اینک می توانیم یک برش را برگزینیم و فاز و بسامد برش را رمز گذاری کنیم. کار پس از این، در هم آمیختن شیب های (z,y,x) با پالس های RF برای بدست آوردن داده های رزونانس است که می تواند برای ساختن نگاره به کار رود. روش که در آن سیم پیچ بسامد رادیویی و میدان های شیب روشن و خاموش می شود یک «زنجیره ی پالس» نامیده می شود. سپس از زنجیره ی پالس برای روشن اسپین - اکو سخن خواهیم گفت.

زنجیره نگاره برداری اسپین - اکو

اینک زمان آن است که پالس های بسامد رادیویی و شیب های میدان مغناطیسی را در یک بسته بندی زمانی که اجازه ی به دست آوردن یک نگاره را خواهد داد گردآوری کنیم. زنجیره ی پالس اسپین - اکو با تبدیل فوریه ی دو بعدی (2DFT) در نگاره برداری بالینی بسیار پرکار است. چکیده هایی که در این بخش به کار برده می شد، چنین است:

$$RF = \text{پالس بسامد رادیویی}$$

$$G_z = \text{شیب مغناطیسی محور Z (گزینش برش)}$$

$$G_y = \text{شیب مغناطیسی محور y (رمز گذاری فاز)}$$

$$G_x = \text{شیب مغناطیسی محور X (رمز گذاری بسامد)}$$

نمودار خطی از بخش های یک زنجیره ی اسپین - اکو میباشد.

برای اسانی کار این زنجیره به ۵ تکه بخش شده است. زنجیره پالس در تکه یک آغاز میشود نگاه کنید که شیب Z گزینش برش Gy اندکی پیش از آنکه پالس RF به اندازه ۹۰ درجه نوک بردار مغناطیس شدن را به سوی صفحه xy کج کند به کار برده شده است. بیاد بیاورید که G_z و پالس بسامد رادیویی 90° به صورت یک گروه، رویه و ستبرای برش محوری بافت را کنترل می کند، بافتی که نگاره از آن ساخته خواهد شد. در پایان پالس 90° گزینش برش کامل است و G_z از میان رفته است. به یاد بیاورید که بسامد رادیویی (RF) باید در بسامد رزونانس لارمور برش برگزیده شده باشد تا بردار مغناطیس شدن را کج کند. بنابراین، پالس بسامد رادیویی M را تنها در یک برش کج می کند.

هنگامی که G_z از میان برده شد، بردار مغناطیسی شده 90° کج شده در هر وکسل، حرکت پیشگامی خود را در بسامد لارمور واداشته از سوی میدان مغناطیسی اصلی H را آغاز می کند.

به هر روی شیب رمز گذاری فاز Gy بی درنگ برای اجازه دادن به رمز گذاری فاز در راستای محور Y به کار برده شده است. راه ویژه Gy برای یاد اوری ماست که اندازه ی Gy در هنگام به دست آوردن یک نگاره ی کامل بارها تغییر می کند (ما تنها اندازه های $2G_y$ را نشان می دهیم). یک نگاره ی کامل اسپین - اکو با به کارگیری یک ماتریس 256×256 تبدیل فوریه ی ۲ بعدی به ۲۵۶ زنجیره ی جداگانه ی اسپین - اکو نیاز خواهد داشت (درباره ی چرایی ۲۵۶ زنجیره دیرتر سخن خواهیم گفت) هر رشته به یک اندازه ی متفاوت G_z و G_y برای زمان کوتاهی روشن است؛ یک زمان نزدیک به 5ms برای هر کدام یک برآورد بسیار خام می باشد.

در تکه ۱، پالس اسپین - اکو، یک تپ RF و G_z اجازه گزینش برش را می دهد. در تکه ۲ و G_y کد گذاری فاز را فراهم می کند. هنگامی که G_y خاموش شده است، پروتون ها یکباره حرکت پیشگامی به گرد H را در بسامد لارمور آغاز می نماید. نا همفاز شدن پروتون ها در نتیجه ی T_2^* آغاز می شود و یک میرایی توخت (الفا) آزاد (FID) ساخته می شود، اما ما نمی خواهیم (FID) را آشکار کنیم. به جای آن، آماده سازی برای یک اکو که با به کارگیری یک پالس 180° ساخته شده است. انجام می شود. (پالس 180° در تکه ۳ شکل رخ میدهد.)

برای زنجیره ی اسپین - اکو، سیگنال NMR که برای ساخت یک نگاره نیاز است «اکوی» ای است که پس از پالس 180° رخ می دهد. دو تکه اکو را بگونه ی سیگنال آشکار شده جلب توجه می کند.

نخست، اکو زمان چشمگیری پس از بسامد رادیویی (RF) رخ می دهد که زمانی مناسب را برای کلید زنی الکترونیکی به دست می دهد. دوم، زمان شکل گرفتن اکو (TE) به وسیله زمانی مناسبی را برای کلید زنی الکترونیکی به دست می دهد. دوم، زمان شکل گرفتن اکو (TE) به وسیله ی زمان میان پالس 90° و 180°

تعیین می شود، که ساخت نگاره هایی را که دارای داده های T_1 و T_2 است، به دست می دهد.

با توجه به شکل قبل پالس بسامد رادیویی 180° درجه تکه ی ۳ از زنجیر پالس به کار برده می شده است. شیب گزینش برش (Gz) در هنگام پالس بسامد رادیویی 180° روشن است. اکو در تکه ۴ زنجیره ی پالس آشکار شده است. در هنگام آشکار سازی اکو، شیب رمز گذاری بسامد Gx روشن شده است. از آنجا که Gx در هنگام آشکار سازی اکو روشن است و Gx بیشتر شیب خواندن نامیده شده است. تکه پنجم از شکل تاخیر زمان

طولانی به دنبال خواندن اکو می باشد - پیش از آنکه پالس 90° دیگر ، فرآیند زنجیره را دوباره آغاز کند تکه ۵ را به گونه زمان بدون فعالیت نشان می دهد . در حقیقت ، این زمان هنگام فعالیت دیوانه واری است که ما آنرا در بخش گرفتن چند برشی بررسی می کنیم . زمان های $1'$ و $2'$ زنجیره ی پالس دیگری را با یک G_y متفاوت آغاز می کند . زنجیره های پالس فراوان ، تا ۲۵۶ زنجیره داده ها را برای یک تک نگاره ی به دست می دهد .

زمان برای اکو TE ، زمان تکرار TR

زمان ساخته شدن اکو و زمان تکرار آنچنان بخش های مهمی در زنجیره ی اسپین - اکو می باشد که به نام آنها نام وپیه ی خودشان را می دهیم .

خوشبختانه فهمیدن اهمیت این دو نام آسان است .

فاصله زمانی میان دو پالس 90° در یک زنجیره ی نگاره برداری فاصله زمانی «زمان تکرار» نامیده شده است .

TR کوتاه شده ی زمان تکرار است . TR از یک پالس 90° تا پالس 90° پس از آن اندازه گیری شده است . در

بیشتر زنجیره های پالس اسپین - اکو بالینی ، فاصله ی زمانی زمان تکرار (TR) کمابیش میان $500ms$ تا

$0.5sec$ و 2.000 تا $3.000ms$ (۲) تا $3sec$ تغییر می کند . در واقع هر اندازه ی زمانی بالای $2.000ms$ یک

فاصله زمانی بسیار دراز است . فاصله زمانی TR اثری مهم روی کنتراست بافت دارد .

TE کوتاه شده ی واژه های «زمان برای اکو» است . زمان TE ، زمان از میانه ی پالس بسامد رادیویی 90° تا

ستیغ (اوج) اکو آشکار شده است . زمان از میانه ی پالس 90° تا میانه ی پالس بسامد رادیویی از همفازی 180°

TE

، درست برابر ۲ است . این سخن یعنی که برای پروتون ها ، زمان برای همفاز شدن دوباره به اندازه زمانی

است که اجازه ی ناهمفاز شدن دارند. زمان TE مانند TR یک تعیین کننده ی مهم کنتراست در نگاره ی

رزونانس مغناطیسی است.

بازسازی نگاره

روشن است که فرآیند کلی نگارهبرداری رزونانس مغناطیسی (MRI) ساختن یک نگاره است. روش نگاره برداری که از آن سخن گفته ایم یک روش اسپین - اکو، با تبدیل فوریه ی دو بعدی است. این روش در برگیرنده ی رمزگذاری فاز، رمز گذاری بسامد و زنجیره ی پالس اسپین - اکو است. ترفند بزرگ در اینجا، انجام یک تبدیل فوریه در راستای بسامد و سپس یک تکه فوریه در راستای فاز (اینها دو بعد تبدیل فوریه ی دو بعدی می باشد) است. این تبدیل ها با دستگاه رایانه انجام می شود.

همه ی سیگنال های رزونانس مغناطیسی هسته ای (NMR) سنجشی از اندازه ی M^{xy} (مغناطیس شدن عرضی) در زمان آشکار سازی است. هر چیزی که بر اندازه ی بردار مغناطیس شدن M^{xy} اثر بگذارد، بر نگاره ی (NMR) اثر خواهد گذاشت. کمابیش روشن است که اندازه ی M^{xy} به شمار پروتون هایی که سهمی در بردار مغناطیس شدن آشکار شده کلی دارد وابسته است.

برخی پروتون ها به سیگنال های بسامد رادیویی پاسخ می دهد، اما برگشت آنها به حالت ترازمندی آنچنان تند است که ما نمی توانیم سیگنال رزونانس مغناطیسی هسته ای (NMR) در زنجیره های نگاره برداری بالینی را ببینیم. برای نمونه، استخوان پوسته (کورتکس) هیچ سیگنالی نشان نمی دهد، اما پوسته ی استخوان دارای پروتون می باشد این پروتون های وابسته به پوسته ی به شرایط رزونانس مغناطیسی هسته ای (NMR) پاسخ می دهد اما زمان های T_1 و T_2 بسیار کوتاهی دارد و پیش از آنکه دستگاه نگاره برداری ما آماده پاسخ به سیگنال باشد، به حالت ترازمندی خود باز می گردد.

با زنجیره های پالس رزونانس مغناطیسی هسته ای (NMR) بالینی، کاربر بیشتر از پروتون هایی که در حالت های مایع بیولوژیکی هست، نگاره برداری می کند. انبوهش هسته ی هیدروژن آشکار شدنی در یک بافت بیولوژیکی، چگالی اسپین بافت نامیده شده است.

شدت M^{xy} نیز به وسیله ی ویژگی های میرایی اش (فروافت اش) (به وسیله ی T_2 شناسایی شده است)، و اینکه چه مدت پس از تشکیل آن آشکار شده است (به وسیله زمان TE تعیین شده است)، شناسایی می شود. چیز دیگری که نیاز به یادآوری آن داریم، این است که بزرگی آغازین M^{xy} با شماره پروتون های اضافی که در حالت انرژی پایین (اسپین رو به بالا) است، تعیین می شود. این شمار پروتون ها اگر چگالی های اسپین را به هم زده باشیم با حالت ترازمندی آن تفاوت دارد. (یعنی به دنبال یک پالس 90° پیش از آنکه M_z به حالت ترازمندی اش برگشته باشد) این است دلیل آنکه T_1 و زمان رزونانس TR در ساخته شدن نگاره دست اندرکار هستند.

در یک نگاره ی رزونانس مغناطیسی MR شدت سیگنال به دست آمده از یک بافت به :

چگالی پروتون، زمان T_1 وابسته است. تنها برتری بسیار مهم نگاره برداری MRI جداسازی کنتراست عالی آن است.

چگالی پروتون

هنگامی که یک بیمار در یک آهنربای نگاره برداری گذارده شد، هسته ی هیدروژن (پروتون ها) در میدان مغناطیسی برای ساخت بردار ترازمندی مغناطیس شدن M_0 هم راستا می شود. برای هر بافت، اندازه ی M_0 به شمار پروتون ها در یکای حجمی که بافت دارد، وابسته است. این انبوهش پروتون «چگالی پروتون» بافت نامیده شده است.

نام وابسته به آن، چگالی اسپین است. چگالی اسپین اندازه گیری نسبی انبوهش پروتون هایی است که در سیگنال رزونانس مغناطیسی (MR) آشکار شده شرکت دارد. در نگاره برداری بالینی، چگالی اسپین یک ویژگی مهم است.

نگاره های با گرایش T_1

یک نگاره ی با گرایش T_1 به اندازه های T_1 بافت اجازه می دهد که نقش اصلی را در تعیین اینکه بافت، نگاره ای روشن یا تیره را نشان بدهد، بازی کند. بافت های با T_1 طولانی تر (نسبت به زمان TR) نگاره های تیره تری از بافت های با T_1 کوتاهتر می سازد. به یاد بیاورید که زمان های TR و TE، باید برای ساخت یک نگاره برگزیده شود. ما کمی دیرتر در این بخش به گزینش زمان TE سروکار خواهیم داشت. روشنی در نگاره به یک سیگنال اکوی نیرومند وابسته است. اگر T_1 برای تعیین اندازه ی روشنایی باشد که بافت با آن به نمایش در آمده است، پس T_1 باید روی شدت سیگنال اثر بگذارد. می خواهیم ببینیم که چگونه T_1 می تواند روی اندازه ی M_{xy} یعنی اندازه ی سازنده ی سیگنال اثر بگذارد.

نگاره های با گرایش T_2

یک نگاره ی با گرایش T_2 به اندازه ی T_2 بافت اجازه می دهد که نقش اصلی را در تعیین اینکه بافت ، یک نگاره ی روشن یا تاریک بسازد ، بازی کند . بافت هایی با T_2 طولانی نگاره های روشنتری از آن هایی که T_2 کوتاهتری دارد ، می سازد (به تفاوت میان این و نگاره های با گرایش T_1 توجه کنید). اگر T_2 برای تعیین روشنایی باید که بافت با آن به نمایش در می آید آنگاه T_2 باید روی شدت سیگنال اثر بگذارد .

«مقایسه»

آر آی از بعضی نقاط برتری و از بعضی جهات دیگر نسبت به ابزار دیگر در **فیزیک پزشکی** ضعف دارد. در قیاس با **سی تی اسکن** این موارد عبارتند از^[۲]:
برتری های ام آر آی در مقایسه با سی تی اسکن
تضاد تصویری (**سایه روشن**) بالاتر از سی تی اسکن.
تهیه مقاطع تصویری از جهات مختلف (از جمله اریب).
عدم استفاده از پرتوهای یونیزان.
مانند **سی تی اسکن** موجب سخت شدن باریکه پرتوها (آرتیفکت سخت، beam hardening) نمی شود.

«نقاط ضعف ام آر آی در مقایسه با سی تی اسکن»

گرانتر از سی تی اسکن، کمیاب تر، و کار با آن مشکل تر است.
تصویرگیری زمان بیشتری می برد.
وضوح تصویری کمتری دارد.
بدلیل طولانی تر بودن اسکن ها **آرتیفکت** حرکتی بیشتری دارد.
موجب مشکلات برای بیماران دارای اجسام فلزی در بدن خود میباشد.

«نحوه تصویر برداری»

فردی که قرار است با این روش مورد تصویربرداری قرار گیرد نباید هیچ شی فلزی مانند ساعت ، انگشتر ، مفصل مصنوعی و داشته باشد. و یا شی فلزی در نزدیکی دستگاه MRI قرار گیرد ، زیرا میدان مغناطیسی روی این مواد فرومغناطیسی اثر گذاشته و نه تنها باعث تداخل در امر تصویربرداری می شود، بلکه می تواند به خود فرد نیز آسیب برساند به همین دلیل است که دستگاه MRI را در اتاق‌های ویژه‌ای قرار می دهند. این اتاقها نسبت به امواج الکترومغناطیسی نفوذناپذیرند. در نتیجه امکان ورود یا خروج برای این امواج وجود ندارد. به علاوه لباس مخصوصی را تن بیمار می کنند که هیچ قسمت فلزی نداشته باشد. در حین عمل تصویربرداری فرد باید آرام باشد. به این منظور می توان یک آرام بخش ملایم به وی داد. سپس او را روی تخت خوابانده و از وی می خواهند که به طور عادی نفس بکشد. بعد از اینکه فرد در دستگاه قرار گرفت، محل مورد تصویربرداری را با نور مشخص می کنند و اسکن کردن شروع می شود. در فواصل زمانی که اسکن کردن قطع می شود وی می تواند قدری حرکت کند ، ولی نه آنقدر که از محل مورد نظر جابجا شود. شخص در طول اسکن می تواند از طریق دکمه‌ای که در اختیار او قرار داده‌اند به مسئولین اطلاع دهد، و اسکن کردن متوقف شود. بعد از اتمام کار اطلاعات تصویری به رایانه‌ای داده می شود و رایانه با بررسی اطلاعات ، تصویری ایجاد می کند که روی فیلم منعکس می شود.

«موارد کاربرد»

از این روش می توان برای تشخیص ، درمان و دنبال کردن مسیر بیماری استفاده نمود. مثلا تمام ناهنجاریهای مغز و نخاع به وسیله MRI نشان داده می شود. با این روش می توان تشخیص داد که درد کمر به علت درد عضله است و یا به علت فشار روی عصب می باشد. همچنین در درمان و تشخیص و روند توسعه سرطان از این روش استفاده می شود. موارد کاربرد MRI بسیار زیاد است که در این جا فقط چند نمونه ذکر شد.

«موارد منع کاربرد»

اگر فرد قلب مصنوعی یا درون کاشت فلزی و یا به طور کلی فلز در بدن خود داشته باشد (گلوله یا ترکش) نباید از MRI استفاده کند. زیرا میدان مغناطیسی می تواند باعث جابجایی آنها شود. همچنین اگر فرد ترسی از محبوس شدن در دستگاه را داشته باشد، باید این مطالب را به مسئولین مربوطه اطلاع دهد.

«منابع»

۱) کتاب فیزیک رادیولوژی تشخیصی کریستین سن

۲) کتاب جامعه رادیولوژی

۳) مطالب دریافتی از جناب استاد جعفری

MRI Physics