

بررسی ساختمان داخلی و عملکرد MRI

MRI (تصویر برداری تشدید مغناطیسی) روش تولید تصاویر با جزییات کامل از بافت ها و ارگان های بدن بدون استفاده از پرتوهای ایکس و پرتوهای یونیزه شده می باشد که همین مزیت است که سبب شده آن را از عکس برداری به کمک اشعه ایکس متمایز سازد. در زمان گذشته این گونه تصویر برداری از بافت را NMRI (تصویر برداری تشدید مغناطیسی هسته ای) می نامیدند چراکه در اوایل از پرتوهای یونیزه شده هسته ای جهت عکس برداری استفاده می شد اما بعد از گذشت زمان و پیشرفت تکنولوژی این پرتوهای یونیزه شده حذف شده و دستگاه به MRI تغییر نام داد. دستگاه MRI معمولا در غالب یک مکعب غول پیکر در ابعاد 2 2 3 (طول عرض × ارتفاع) طراحی می شود هر چند با پیشرفت تکنولوژی مدل هایی روانه بازار شده اند که دارای ابعاد کوچکتری هستند. در داخل این دستگاه یک لوله ی افقی وجود دارد که از جلو به عقب درون یک مغناطیس حرکت می کند و به منفذ یا کالیبر مغناطیس موسوم است بیمار در حالی که به پشت بر روی یک میز مخصوص دراز کشیده وارد کالیبر شده و بسته به نوع اسکنی که قرار است بر روی وی انجام شود وی را تا حد مورد نیاز از سمت سر و پا وارد کالیبر می کنند تا زمانی که بافت هدف کاملا در مرکز میدان مغناطیسی قرار بگیرد. به کمک امواج رادیویی که در ادامه توضیح داده خواهد شد دستگاه MRI میتواند یک نقطه کوچک به کوچکی یک مکعب به ضلع 0.5 میلیمتر را جهت اسکن انتخاب کند. سیگنال های فرستاده شده از طرف این نقطه کوچک به مرکز پردازش دستگاه موجب تولید تصاویر دو و یا سه بعدی از بافت هدف می شود. با تغییر پارامترهای آزمایش MRI می توان تصاویر با ظواهر و کارایی های متنوع تولید کرد که اصلا قابل قیاس با تصویر تولید شده توسط دیگر اسکنرها از قبیل سی تی اسکن نیست....

در سال 1970 پزشک و فیزیک دان آمریکایی به نام دکتر ریموند نامادین که فردی بسیار فهیم و آینده نگر بود تصمیم گرفت اسکنری 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 کنتراست 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 T_1 ، T_2 را برای نشان دادن مقدار زمانهای استراحت بکار برده بود.

دکتر دامادین در اوایل دهه 1970 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 7 سال را برای طراحی و ساخت اولین اسکنر MRI صرف کردند. پس از فراز و نشیبهای فراوان بالاخره در روز سوم ژوئای 1977 اولین تصویر دانسیته پروتون (density Proton) از بدن انسان تهیه شد.

تصویربرداری فوق که به صورت اگزیا بود به مدت 4 ساعت و 45 دقیقه طول کشید. در این آزمون بیمار بایستی در هنگام تصویربرداری از لحاظ فیزیکی 106 مرتبه بر روی یک تخت حرکت داده می شد تا تهییج فضایی (Spatial excitation) صورت می گرفت. طبقه گفته خود دکتر دامادین، چیزی که او را در این مدت 7 سال یاری می داد تنها قدرت و ایمان مذهبی درونیش بود.

دکتر دامادین نام اولین اسکندر 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 در واشنگتن (Smithson institute of technology) قرار دارد.

دکتر لاتر بود 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 استاتیک (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 فوری (FT) برای تشکیل تصویر کافی است.
- 3- برای بهبود کیفیت تصاویر، باید میدان مغناطیسی به اندازه کافی یکنواخت باشد.

در سال 1972 دکتر لاتر بور به منظور تصویربرداری از قسمتهای دلخواه حیوانات و گیاهان مختلف، گرادیانهای G_x و G_y و G_z 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 1988 رونالد ریگان (Ronald Reagan) رئیس جمهور وقت آمریکا، نشان ملی تکنولوژی (National Medical of Technology) را به دکتر دامادین و دکتر لاتر بور، 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 مروهون افراد بیشمار است که از برجسته ترین آنها می توان به افراد زیر اشاره کرد.

دهه 1950: دکتر اروین هان (Hahn Ervin): 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 (Berkeley) است.

دهه 1960: 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 فوری 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.

دهه 1980: سرپیتر هانسفیلد (Mansfield peter Sir): 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.

وضوح بلافاصله بعد از ابداع سیستم MRI دستگاه های مذکور با سرعتی بی سابقه طراحی و ساخته شدند و بدین ترتیب دامادین و لاتر بور توانستند افراد بیشتری را نسبت به این سیستم خوش بین نمایند. امروزه بیش از دو هزار دستگاه MRI در ایالات متحده امریکا و تقریباً همین مقدار در دیگر کشورها وجود دارد. در ابتدا دستگاه های MRI تنها در ایالات متحده ساخته می شدند اما طولی نکشید که این صنعت به سایر نقاط جهان نیز کشیده شد.

هر یک از صادر کنندگان دستگاه های MRI نیز می خواستند که در بازار رقابت، موفقیت بهتری را بدست آورند و بدین ترتیب بازار رقابت بین المللی MRI گرم شد و در نتیجه ان اصطلاحات جدید و واژه های گیج کننده به حوزه تکنیکی آن وارد شد. اپراتورها نیز در ابتدا با مشکلات زیادی توانستند زبان MRI را تثبیت کنند. در نهایت، با افزایش تولید دستگاه های MRI و

پراکندگی زیاد آن در سراسر کشور ایالات متحده، شکاف بین بخش صنعت و مرکز تصویربرداری MRI زیاد شد. سازندگان دستگاه های MRI برنامه های آموزشی پر سرو صدایی را به مدت یک تا دو هفته برای کارکنان ثابت MRI ترتیب دادند اما برخی از آنها هیچگونه آشنایی بامشاغل بهداشتی نداشتند. مشکلاتی که در رابطه با پروتکل ها و مسائل حفاظتی پیش می آمد معمولاً از طریق تلفن به نزدیک ترین اداره مرکزی کارخانه سازنده اطلاع می دادند و پاسخ می گرفتند. حتی با تجربه ترین اپراتورها نیز نمی توانستند که در هنگام مواجه با بیماران مبتلا به هیجانهای کلاستر و فوبیا (تونل ترسی) چگونه از کامپیوتر استفاده کنند و یا در چه مواردی باید کنتراست تصویر را برای مشاهده ضایعه ای خاص افزایش دهند.

امروزه قدرت مغناطیسی دستگاه های MRI را در سه سطح ضعیف، متوسط و قوی می سازند که هر کدام دارای مزایا و نقص های خاص خود می باشند اما با ابداع مواد حاجب تزریقی، دستگاه های MRI فوق هادی (conducting Super) با قدرت مغناطیسی بالا به عنوان مطلوب ترین روش تصویربرداری برای مشاهده ضایعات عصبی مطرح شدند. این مواد حاجب به منظور افزایش کنتراست تصاویر ساخته شده و در سال 1988 مورد تایید FDA قرار گرفتند.

پیشرفتهایی که در زمینه های الکترونیک و نرم افزارهای کامپیوتری MRA اتفاق افتاده باعث شد تا موارد کاربرد تصویربرداری نیز افزایش پیدا کند. به عنوان مثال امکان تصویربرداری از عروقی که به نام آنژیوگرافی تشدید مغناطیسی یا MRA معروف است فراهم شد. البته با وجود اینکه MRA هنوز در مراحل ابتدایی خود می باشد اما موضوعی است که علاقه و نظر بسیاری از افراد را به خود جلب کرده و در برخی موارد به عنوان راه حل نهایی انتخاب می شود. به طور کلی امروزه سیستم های تصویربرداری به طرف تصویربرداری غیرتهاجمی از شبکه عروقی بدن پیش می روند. این نوع تصویربرداری ها قادرند که آناتومی عروق مغزی را نشان دهند و همینطور میزان جریان خون آنها نیز محاسبه می نمایند. در حال حاضر چند نوع تصویربرداری MRA وجود دارد که از مهمترین آنها می توان به دو تکنیک TOF و Time of Phase contrast (Fight) اشاره نمود. با بکارگیری صحیح گرادیان اکو (gradient echoes)، پیش اشباع (Presaturation) اسکن سریع (fast scan)، پالس spoliter reminder و پالس آماده کننده (Preparatory Pulses) می توان کیفیت تصاویر را افزایش داد.

مواد حاجب (کنتراست زا):

ماده حاجب که گاهی اوقات به ماده رنگی نیز مشهور است ماده ای است که جهت افزایش وضوح تصویر در اسکن آن را به ورید شخص بیمار تزریق می کنند. این امر سبب می گردد که ارگانها و نمای عروق روشن تر شود و در نتیجه پزشک راحت تر بتواند آنها را مشاهده نماید. این ماده بعد از انجام تست با نوشیدن مایعات فراوان از بدن شخص بیمار دفع خواهد شد.

ساختمان اسکنر MRI:

سیستم های اصلی مورد استفاده در دستگاه MRI عبارتند از:

- 1- میدان مغناطیسی استاتیک
 - 2- گرادیان و فرستنده RF
 - 3- گرادیان مغناطیسی قائم قابل کنترل
- مگنت ها بزرگترین و گرانباترین قسمت اسکنر MRI هستند و باقی قسمت ها در اطراف این مگنت ها ساخته می شوند. دقت و قدرت این آهنربا به شدت برای تولید تصویر مهم است به طوری که در منفذ MRI باید خطوط میدان یکنواخت برقرار باشد. به طور کلی انواع مغناطیس های مورد استفاده در MRI جهت ایجاد میدان یکنواخت در منفذ دستگاه به سه دسته تقسیم می شوند:

مغناطیس های دائمی یا آهنرباهای ثابت:

این مغناطیس ها از مواد فرومغناطیس تشکیل شده اند و می توانند برای ایجاد میدان مغناطیسی استاتیک استفاده شوند: آنها بسیار حجیم هستند به طوری که وزن آنها می تواند حتی به 100 تن نیز برسد. مزیت آهنرباهای ثابت هزینه نگهداری کمتر آنهاست اما

پایداری مغناطیسی کم و عدم امکان تعویض آنها در صورت بروز مشکل از معایب آنها به شمار می رود. این آهنرباها دارای شدت میدانی در حدود 0.5 تا 5 تسلا می باشند.

مغناطیس های مقاومتی:

این مغناطیس ها بر اساس "خاصیت القای مغناطیسی در اثر عبور یک جریان الکتریکی از سیم پیچ" ساخته می شوند که توانایی تشکیل میدانی به شدت 5 تسلا را دارا میباشند. در واقع این نوع مغناطیس سیم پیچی از جنس مس است که تشکیل یک آهنربای متناوب را می دهد. از مزایای آن میتوان به قیمت ارزان آن اشاره کرد ولی پایداری کم و توانایی تولید میدان محدود و همچنین مصرف انرژی الکتریکی نسبتا زیاد، استفاده از این مگنت را پر هزینه کرده است.

مغناطیس های ابررسانا:

زمانی که آلیاژ نیوبیوم-تیتانیم توسط هلیوم مایع در دمای 4 کلوین سرد می شود ابر رسانا تشکیل شده به طوری که تمام مقاومت خود را در برابر عبور جریان الکتریکی از دست می دهد. با ساختن سیم پیچ های الکترومگنت از سیم های ابر رسانا می توان میدان هایی با قدرت و پایداری خیلی زیاد ایجاد کرد. معمولا میدان های مغناطیسی تولیدی توسط این آهنرباها دارای شدتی بیش از 2 تسلا می باشد از این رو سبب شده که اکثر اسکنر های امروزی از چنین ساختاری در ساختمان اسکنر خود استفاده کنند.

از آنجا که بر اثر افزایش دما خاصیت ابر رسانایی سیم پیچ ها به شدت کاهش می یابد از این رو سیم های ابر رسانا معمولا در داخل محفظه ای به نام کریوستات در هلیوم مایع فرو برده می شود. مشکلی که در اینجا وجود دارد این است که با وجود عایق بندی اطراف ظرف، حرکت برونی هلیوم و همچنین دمای بالای محیط اطراف موجب می شود هلیوم موجود تبخیر شود. اما برای رفع این مشکل نیز چاره جویی هایی انجام شده که به قرار زیر می باشند:

روش معمول تر این است که به کمک کرایوکولر مقداری از هلیوم تبخیر شده را به ظرف بازگردانیم.

روش دوم این است که به جای استفاده از کریوستات مستقیما سیم ها را سرد کنیم و مانع از افزایش دما شویم.

در هر حال از هر یک از مگنت های فوق که استفاده کنیم باید دارای این سه ویژگی مهم باشد:

1- تولید میدان یکنواخت در منفذ دستگاه

2- شدت میدان ثابت

3- نسبت نویز به سیگنال کم

به طور کلی این سه ویژگی موجب تولید تصاویر با رزولوشن مناسب و افزایش سرعت اسکن می شود.

گرادیان ها:

علاوه بر میدان های مغناطیسی یکنواخت در MRI میدان های متغیر دیگری به نام گرادیان نیز وجود دارند. گرادیان های مغناطیسی توسط سه سیم پیچ قائم در جهات X, Y, Z اسکنر ایجاد شده اند. این سیم پیچ ها معمولا الکترومگنت های مقاومتی هستند که توسط تقویت کننده هایی با قابلیت تنظیم دقیق و سریع جهت و اندازه میدان، تغذیه می شوند. این گرادیان ها دارای قدرتی در حدود 20 تا 100 میلی تسلا بر متر هستند. در حقیقت این گرادیان است که صفحه تصویر برداری را تعیین میکنند زیرا گرادیان های قایم به راحتی بر روی هر صفحه ای ایجاد می شوند. سرعت اسکن به عملکرد سیستم گرادیان وابسته است به طوری که گرادیان های قوی تر دارای سرعت تصویر برداری بیشتری هستند.

سیستم فرستنده امواج رادیویی:

سیستم فرستنده امواج رادیویی که می تواند امواجی را به صورت پالس ارسال کند از یک ترکیب کننده، یک تقویت کننده و یک فرستنده تشکیل شده است که معمولا در بدنه ی اسکنر ها جاسازی می شوند. توان فرستنده متغیر است به طوری که بیشینه توان آن در حدود 35 کیلووات است. گیرنده این امواج معمولا از یک سیم پیچ، تقویت کننده و پردازنده سیگنال تشکیل شده است. در

اسکنرها می توان از سیم پیچهای مجتمع به عنوان فرستنده و گیرنده استفاده نمود اما زمانی که بخواهیم از ناحیه کوچکی اسکن بگیریم بهتر است از سیم پیچ های کوچکی که بر روی عضو هدف متمرکز می شوند استفاده کرد تا تصویری با کیفیت و جزئیات بیشتر به دست آید.

از جدیدترین تکنولوژی های مورد استفاده در سیستم MRI استفاده از آرایه فازی چند عنصره است که توانایی ایجاد چندین کانال داده به صورت موازی را دارا میباشد. با استفاده از این تکنولوژی سرعت تصویر برداری افزایش یافته ولی ممکن است در بازسازی تصاویر ایجاد آرتیفکت کند.

به طور خلاصه تصویر برداری به روش MRI طی مراحل زیر انجام می گیرند:

قسمت مورد نظر از بدن بیمار در یک میدان مغناطیسی ثابت و قوی قرار می گیرد.

یک سری میدانهای مغناطیسی متغیر با شدت کم به بیمار اعمال می شود.

در همان حال یکدسته امواج رادیویی با طول موج معین، به صورت پالس تابیده می شود.

پس از هر پالس امواج رادیویی، از بدن بیمار سیگنالهای الکتریکی دریافت می گردد.

این علایم توسط کامپیوتر پردازش شده و به صورت تصویر در روی صفحه نمایشگر ظاهر می شود.

در ادامه، روند مراحل فوق به طور کامل شرح داده می شود.

فیزیک اسپین ها:

بدن انسان از میلیاردها اتم تشکیل شده که این اتم ها اجزاء اصلی و تشکیل دهنده هر ماده در طبیعت است اتمها از قسمت های اساسی به نام هسته تشکیل شده اند همچنین دارای ذراتی هستند که از نظر الکتریکی دارای بار هستند و توانایی تشکیل میدان های الکتریکی خیلی کوچکی را دارند. الکترون ذره ای است با بار الکتریکی منفی که همواره در حال چرخش به دور محور فرضی خود است این نوع چرخش را اسپین می گویند. اسپین مانند بارالکتریکی یکی از مشخصات طبیعی و ضروری هر ذره است. جالب است بدانید که پروتون ها نیز دارای اسپین هستند و در جای نسبتا ثابت خود در هسته اتم، دارای چرخشی شبیه به آنچه در حرکت وضعی زمین مشاهده می کنیم هستند. هر الکترون و یا پروتون موجود در یک اتم دارای اسپینی برابر با $1/2$ یا $-1/2$

MRI چیست ؟

MRI تست بدون درد تشخیصی است که با استفاده از یک میدان مغناطیسی قوی باعث ایجاد تصاویر بسیار دقیق و همراه با جزئیات از ساختارهای داخل بدن می شود. تکنولوژی MRI قادر است بافتهای درون استخوان (مغز استخوان) را به تصویر بکشد همچنانکه بافتنهائی را که در پشت استخوان قرار دارد را بخوبی نشان می دهد.(استخوان مانعی بر سر راه این نوع تصویربرداری نیست).

مزایا و معایب MRI در یک روش تشخیصی (MRI (Magnetic Resonance Imaging)

به معنی تصویربرداری به روش تشدید مغناطیسی است که در آن می توان با استفاده از امواج مغناطیسی و بدون تابش اشعه ایکس، اسکن های واضحی از بافت های مختلف بدن تهیه کرد. در سال 1970، پزشک و فیزیکدان آمریکایی دکتر ریموند دامادین تصمیم گرفت اسکنری را برای تصویربرداری از بدن انسان بسازد. او در آزمایش های خود، سلول های بدخیم را از طریق جراحی وارد بدن موش ها کرد و سپس آن ها را مورد آزمون NMR قرار داد. وی دریافت که بافت توموری موش ها به تحریک مغناطیسی پاسخ می دهد و هر یک از بافت های سالم و توموری یک نوع سیگنال خاص منتشر می کنند. این سیگنال ها بر حسب اینکه مربوط به بافت های سالم یا ناسالم باشند، می توانند کنتراست خاصی بر روی تصاویر ایجاد کنند. چندی بعد دکتر دامادین به نقش بسیار حیاتی

ساختمان مولکول‌های آب در تصویر برداری MRI پی برد. هر مولکول آب در واقع یک دو قطبی بسیار قوی است که می‌توان از آن برای ایجاد یک منبع قوی جهت تولید سیگنال‌های MRI استفاده کرد. سرانجام در سال 1977 او و همکارانش اولین اسکنر MRI را جهت تصویربرداری از کل بدن انسان ساختند.

اصول فیزیکی و عملکرد MRI

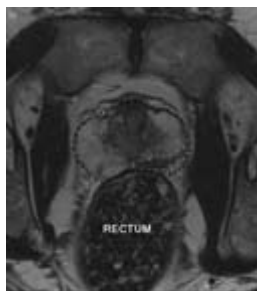
روش تصویربرداری MRI بر اساس تحریک پروتون اتم هیدروژن مولکول‌های آب و سپس دریافت و پردازش سیگنال‌های به‌دست آمده از آن‌ها انجام می‌شود. هنگامی که بیمار در یک میدان مغناطیسی قوی تحت تابش امواج رادیویی قرار می‌گیرد، اطلاعاتی حاصل می‌شود که به کمک کامپیوتر، تصاویر بافت‌های بدن در سطوح و جهات مختلف به وجود می‌آیند. امواج RF، میدان مغناطیسی پروتون‌ها را در بدن تحت تاثیر قرار می‌دهد. سپس سیگنال‌های تولید شده توسط گیرنده در اسکنر جمع‌آوری می‌شوند. این سیگنال‌ها توسط کامپیوتر جهت ساختن تصاویر MRI، پردازش می‌شوند. تصاویر تولید شده وضوح بالایی دارند و می‌توان هرگونه تغییر جزئی نسبت به الگوی اصلی یا شکل غیر طبیعی تصاویر را که به علت بیماری یا آسیبی خاص به وجود آمده‌اند تشخیص داد.

جدیدترین کاربردهای تشخیصی MRI

در سال‌های اخیر استفاده از MRI در زمینه‌های گوناگون پزشکی از تشخیص سرطان تا کشف زود هنگام بیماری MS به نحو چشم‌گیری گسترش یافته است. در ادامه به یکی از جدیدترین کاربردهای MRI اشاره می‌کنیم.

FMRI (Functional Magnetic Resonance Imaging)

تکنیک جدید، FMRI در واقع نمایان کردن ساختارهایی است که در عملکردهای خاص مغز نقش دارند. تصاویر به‌دست آمده از این تکنیک، رزولوشن بالایی داشته و فعالیت‌های مغزی را با روش‌های غیر تهاجمی از طریق ثبت سیگنال‌های وابسته به سطح اکسیژن خون فراهم می‌کند و توانایی نمایش مستقیم عملکرد مغزی، برداشت و درک ما را از روند فعالیت‌های مغزی و وضعیت عصبی افزایش می‌دهد. FMRI بر پایه افزایش جریان خون عروق لوکال (محل‌هایی که فعالیت‌های عصبی مغز را سازماندهی می‌کنند) عمل می‌کند. از آنجا که فعالیت‌های عصبی در ترسیم صحیح ساختار و عملکرد مغزی بسیار مهم است، یکی از مهم‌ترین قابلیت‌های FMRI، نقشه برداری عصبی است.



نیاز به نقشه‌های مجزای مغزی هنگامی اهمیت خود را نشان می‌دهد که حضور یک تومور مغزی، محل مورد انتظار فعالیت را تغییر دهد یا در یک ناحیه با فعالیت نامعلوم قرار گیرد. به دنبال به تصویر کشیدن سه بعدی مغز، FMRI می‌تواند وقایع هماهنگ و همزمان مغز را مجزا کند. نمایش چند سطری فعالیت‌های مغز می‌تواند شامل عملکردهای ادراکی و کارهای شناختی همزمان باشد که از طریق تحریک بینایی و شنوایی حاصل شده است. برای انجام FMRI، از روش‌های گوناگونی استفاده می‌شود که برخی از آن‌ها عبارتند از:

FMRI: تفاوت‌های مکانی در میزان اکسیژن بودن خون را بر مبنای تفاوت ویژگی‌های اکسی‌هموگلوبین و دی‌اکسی‌هموگلوبین و نیز تزویج فعالیت نرون و جریان خون اکسیژنه اندازه‌گیری می‌کند.

Perfusion FMRI: گردش خون مخ را در مناطق مختلف بر مبنای تزریق وریدی متفاوت یک ترکیب مغناطیسی در نواحی گوناگون مخ و نیز تزویج فعالیت نرون و جریان خون اکسیژنه اندازه‌گیری می‌کند.

FMRI Diffusion-Weighted: میزان حرکت تصادفی مولکول های آب را بررسی می کند.

عضو مورد نظر در FMRI باید کاملاً بی حرکت باشد. البته امکان اصلاح حرکات خفیف به وسیله برنامه های پردازشی وجود دارد، اما حرکات شدید قابل اصلاح نیست. همواره مساله اصلی در FMRI این است که فعالیت های مغز در کدام قسمت اتفاق می افتند.

مزایا و معایب استفاده از FMRI

قدرت ایجاد تفکیک مکانی و زمانی بالا، کاهش ریسک بررسی افراد سالم، قابلیت تکرار در شرایط مختلف و قابل اجرا بودن بر روی اسکنرهای MRI مدرن از جمله مزایای استفاده از FMRI است. در حالی که حساسیت زیاد نسبت به حرکت سر، شرایط محیطی سخت جهت تحریک حسی و ترس احتمالی بیمار از شرایط آزمایش از معایب آن است.

پردازش تصویر و جداسازی بافت ها

مزیت MRI نسبت به سایر روش های تصویربرداری تشخیصی، قابلیت تفکیک فضایی بالا و تشخیص بسیار خوب بافت های نرم است. عمل جداسازی یا بخش بندی تصاویر، تقسیم یک تصویر چند بعدی به گروهی از پیکسل های مرتبط است که یک مرحله ضروری در بعضی از کاربردهای پیشرفته تصویر برداری است.

بخش بندی دقیق بافت های مغزی جهت نمایش و اندازه گیری های سه بعدی نظیر تعیین حجم و عملیات کلینیکی مانند طراحی جراحی، بررسی عملکرد بافت های مغزی، پرتو درمانی و طرح درمان مورد نیاز است. در بخش بندی تصاویر پزشکی، اجرای دقیق، سریع و حتی المقدور خودکار الگوریتم ها مدنظر است. گرچه تکنیک های بخش بندی زیادی تاکنون در مقالات آورده شده اند، اما بخش بندی تمام خودکار تصاویر MRI همچنان به عنوان یک مشکل باقی مانده است که معمولاً به دلیل نویز موجود در تصاویر MRI است و در اثر محدودیت های زمانی و امکانات تصویربرداری ایجاد شده است. مشکل دیگر وجود ناهمبستگی های فضایی موجود در سیگنال MRI است. الگوریتم های امید بخشی در این زمینه وجود دارند، اما اغلب آن ها به تصاویر Multi-echo و عملیات پیش و پس پردازش جهت بهبود بخش بندی نیازمند هستند. برای رسیدن به این هدف، روش هایی چون فیلترهای غیر خطی، عملیات مورفولوژی و اتصال ارائه شده اند. برخی روش های موجود جهت حل مساله نویز تصاویر MRI و همچنین ناهمبستگی های موجود، از مدل های میدان های تصادفی مارکوف استفاده کرده اند. به کار بردن این مدل ها نتایج مطلوبی را در بردارد، اما از مشکلات آن می توان به حجم محاسبات بالا و پیچیدگی مفاهیم ریاضی اشاره کرد. 4 پارامتر در کیفیت تصاویر MRI تاثیر دارند:

1- (SNR) نسبت دامنه سیگنال به دامنه متوسط نویز)

2- (CNR) - نسبت کنتراست تصویر به دامنه متوسط نویز)

3- رزولوشن فضایی

4- مدت زمان اسکن

دستیابی به روش های خودکار که بتوانند عمل جداسازی بافت ها را در کمترین زمان ممکن و با دقت بالا انجام دهند، از اهمیت خاصی برخوردار است. تا کنون روش هایی چون عملیات مورفولوژی باینری، الگوریتم Watershed، الگوریتم K-means، مدل MRF و مدل کانتور فعال جهت جداسازی بافت های مغزی از یکدیگر و سایر بافت ها ارائه شده اند.

ایمنی در MRI

در سیستم های MRI، جهت اعمال میدان مغناطیسی خارجی، یکی از انواع مغناطیس های دائمی، مقاومتی یا ابر رسانا به کار می رود. تا کنون مطالعات زیادی بر روی تاثیرات احتمالی میدان های ناشی از این مغناطیس ها صورت گرفته است که در هیچ یک از آن ها آثار زیان بار بیولوژیک دراز مدتی در اثر قرار گرفتن در معرض MRI گزارش نشده است. البته در برخی مطالعات، آثار کم اهمیت و برگشت پذیر ناشی از میدان های مغناطیسی مشاهده شده است. ایمپلنت های فلزی اثر جدی که شامل گشتاور، گرما و

آرتیفکت در تصاویر MRI است، ایجاد می کنند، بنابراین بایستی هرگونه سابقه جراحی در بیماران پیش از انجام MRI مشخص شود. نکته مهم در مورد بیمارانی است که از پیس میکر قلبی استفاده می کنند. این بیماران مطلقاً نباید تحت تصویربرداری MRI قرار بگیرند. زیرا انجام آن ممکن است باعث شود پیس میکر در حالت غیر همزمان کار کند. حتی بیمارانی که پیس میکر خود را خارج کرده اند، به دلیل آنکه ممکن است سیم های آن درون بدنشان باقی مانده باشد و با عمل کردن آن ها مانند یک آنتن و القای جریان، سبب فیبریلاسیون شود، نباید از روش MRI استفاده کنند.

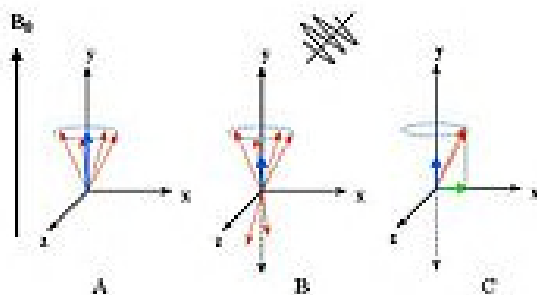
MRI



یک دستگاه پویشگر MRI ۳ تسلا از نوع Achieva Philips

MRI (به انگلیسی: MRI) که مخفف عبارت (به انگلیسی: Magnetic Resonance Imaging) است و تصویرسازی تشدید مغناطیسی نامیده می شود، روشی پرتونگراانه در تصویربرداری تشخیصی پزشکی و دامپزشکی است که در دهه های اخیر بسیار فراگیر شده است و بر اساس رزونانس مغناطیسی هسته است.

تشریح



چگونگی قرار گرفتن اسپین های هسته ای در میدان مغناطیسی و نوسان با فرکانس لارمور

با MRI می توان در جهات فوقانی-تحتانی (اگزیتال)، چپ راستی (سائیتال) و پس و پیش (کرونال) و حتی در جهات اُریب و مایل تصویرگیری نمود. یک سیستم MRI از سه میدان مغناطیسی استفاده می کند:

1. میدان خارجی ثابت و قوی (B_0)
2. میدان ضعیف گرادیانی متغیر
3. میدان حاصل از پالس RF الکترومغناطیسی (B_1)

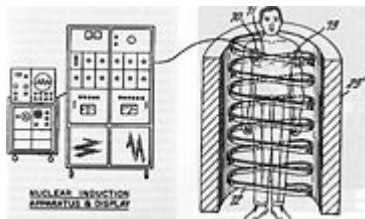
سیستم های امروزی

سیستم های MRI امروزه غالباً دارای قدرت میدانهای 0.2، 1، 1.5، و 3 تسلا می باشند.

در ایالات متحده آمریکا بیمارستان ها و مراکز خدمات بهداشتی اجازه استفاده از سیستم های تا ۴ تسلا را نیز برای یک بیمار دارند. اما از چهار تسلا به بالا صرفاً جنبه و کاربردهای تحقیقاتی دارد.

بزرگ ترین تولید کننده های سیستمهای MRI امروزه شرکت های زیمنس (آلمان)، جی ای (آمریکا)، توشیبا (ژاپن)، و فیلیپس (هلند) می باشند.

تاریخ



تصویری از آرشیو اداره ثبت اختراعات آمریکا که متعلق به ریموند دامادیان، دانشمند آمریکایی ارمنی-تبار و یکی از مخترعین سیستمهای نوین MRI است.

جایزه نوبل پزشکی سال ۲۰۰۳ به خاطر اختراع MRI به پاول لاتربر از دانشگاه ایلینوی در اوربانا شامپاین و پیتز منزفیلد از انگلستان اعطا گردید. دانشمند آمریکایی ارمنی تبار ریموند دامادیان همچنین از بنیانگذاران این نوع پوشگر می باشد. ابداع این روش به دهه ۷۰ میلادی توسط این کسان باز می گردد.

طرز کار

رجوع به: ردیف ضربانی

رجوع به: زمان استراحت اسپین-اسپین

رجوع به: زمان استراحت اسپین-لاتیس

چگونگی تولید تصویر MRI فرایند بسیار پیچیده ای است. در این روش از خاصیت ویژه اسپین های هسته های هیدروژنی در میدان مغناطیسی (B_0) استفاده می شود. پس از انتخاب برش، اسپین ها تحت تاثیر میدان مغناطیسی پالس های الکترومغناطیسی (B_1) قرار گرفته و سپس از این حالت برانگیختگی به مرور به حالت اولیه خود بازمی گردند. در هر بافتی این مدت زمان متفاوت است. بطور مثال در ۱۰۵ تسلا، ثابت T_1 برای بافت چربی ۲۶۰ میلی ثانیه و برای بافت ماده خاکستری مغز ۹۲۰ میلی ثانیه می باشد. بسته به اینکه چه نوع دنباله پالسی انتخاب شود، و پارامترهای مثل TE و TR چگونه تعیین شوند، می توان با T_1 و T_2 کنتراست دلخواه را به تصویر کشید و توانایی MRI در همین خاصیت ویژه قرار دارد. بطور مثال در یکی چربی روشن و در دیگری تاریک می شود.

هر برش تصویری توسط فاز و فرکانس امواج دریافت شده بترتیب در محورهای x و y کدگذاری می گردد. برای انجام کد گذاری احتیاج به میداین مغناطیسی متغیر می باشد که این امر بکمک آهن ربا های از نوع ابرسانا هر لحظه تولید می گردد. اطلاعات دریافتی در فضایی داده ای بنام فضای k واریز شده و نهایتا بکمک تبدیلات فوری ای به شکل تصویر در آورده می شوند.

کیفیت تصویری MRI

معمولا بهبود کیفیت تصویری در MRI را با مقیاس هایی همانند قدرت تفکیک می سنجند. و معمولا نیز بهبود قدرت تفکیک با خود عواقبی همانند کاهش سیگنال مفید (SNR) با خود به همراه دارد. اما می توان این مشکلات را با راه حل هایی همانند استفاده از سیستمهای با قدرت میدان B_0 بالاتر، ویا استفاده از ماده حاجب (agents contrast) مناسب تصحیح نمود.

کد گذاری با فرکانس (frequency encoding)

MRI از بعضی نقاط برتری و از بعضی جهات دیگر نسبت به ابزار دیگر در فیزیک پزشکی ضعف دارد. در قیاس با CT این موارد عبارتند از:

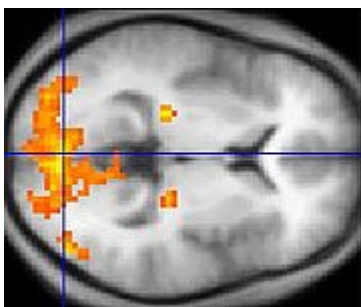
برتری های MRI در مقایسه با سی تی اسکن

- تضاد تصویری (سایه‌روشن) بالاتر از سی تی اسکن.
- تهیه مقاطع تصویری از جهات مختلف (از جمله اریب).
- عدم استفاده از پرتوهای یونیزان.
- مانند **CT** موجب سخت شدن باریکه پرتوها (آرتیفکت سخت، beam hardening) نمی‌شود.

نقاط ضعف MRI در مقایسه با سی تی اسکن

- پرهزینه تر از سی تی اسکن، کمیاب‌تر، و کار با آن مشکل‌تر است.
- تصویرگیری زمان بیشتری می‌برد.
- **وضوح** تصویری کمتری دارد.
- بدلیل طولانی تر بودن اسکن‌ها **آرتیفکت** حرکتی بیشتری دارد.
- موجب مشکلات برای بیماران دارای اجسام فلزی در بدن خود می‌باشد.

FMRI



یک تصویر FMRI دید فوقانی-تحتانی

در fMRI همانند **پت اسکن** تصویر گرفته شده اطلاعات **دگرگشتی** در اختیار ما می‌گذارد. سه روش تصویربرداری در fMRI غالباً **DWI**، **BOLD**، و **Perfusion** می‌باشند. در تمام این روشها عموماً از دنباله پالسی از نوع EPI استفاده می‌گردد.

طیف‌نگاری

طیف‌نگاری با تشدید مغناطیسی (MR Spectroscopy) تکنیکی است که امروزه برای تصویرگیری از مغز کاربردهای فراوانی دارد. به ویژه از دنباله‌های پالسی **STEAM** و **PRESS** در این روش استفاده می‌گردد.



یک نمونه از MRI از نوع باز (Open) ساخت هیتاچی

تشدید مغناطیسی هسته

تشدید مغناطیسی هسته (به **انگلیسی**: Nuclear magnetic Resonance) یک پدیده فیزیکی بر اساس **مکانیک کوانتومی** است. در حضور یک **میدان مغناطیسی قوی**، انرژی **هسته‌های** عناصر مشخصی به علت خواص مغناطیسی این ذرات به دو یا چند تراز کوانتیده شکافته می‌شوند. **الکترون‌ها** نیز به طریقی مشابه هسته عمل می‌کنند. انتقالات میان ترازهای انرژی القاشده مغناطیسی

حاصل می‌تواند با جذب تابش الکترومغناطیسی با [فرکانس](#) مناسب انجام شود. درست شبیه انتقال الکترونی که با جذب [تابش فرابنفش](#) یا مرئی صورت می‌پذیرد. اختلاف انرژی بین ترازهای کوانتومی مغناطیسی برای هسته‌های اتمی به مقداری است که با تابش در گستره‌ای از ۰.۱ تا ۱۰۰ MHz مطابقت دارد. طیف‌بینی NMR هم به منظور کارهای کمی و هم به منظور شناسایی کیفی [مولکول‌ها](#) مورد استفاده قرار می‌گیرد. هر چند که قدرت اصلی این دستگاه در شناسایی کیفی ترکیبات [آلی](#) و زیستی بسیار پیچیده است.

دستگاه طیف سنج NMR

اجزای مهم یک طیف‌سنج NMR عبارت است از:

1. مغناطیس
2. پیمایش [میدان مغناطیسی](#): یک جفت سیم پیچ به صورت موازی با سطوح مغناطیسی، که تناوب میدان اعمال شده در یک گستره کوچک را امکان‌پذیر می‌سازد.
3. منبع موج رادیویی
4. آشکارساز

تصویربرداری رزونانس مغناطیسی (MRI) چیست؟

MRI یا تصویربرداری رزونانس مغناطیسی تکنیک نسبتاً جدیدی است که از آغاز دهه 1980 مورد استفاده قرار گرفته است. در اسکن‌های ام. آر. آی از امواج مغناطیسی و رادیویی یا هرگونه پرتو غیراشعه ایکس استفاده می‌شود و لذا فرد در معرض اشکال زیانبار پرتو قرار نمی‌گیرد.

نحوه کار اسکنر MRI:

در این روش بیمار در داخل یک آهن ربای لوله‌ای شکل بزرگی قرار می‌گیرد سپس امواج رادیویی 10 هزار تا 30 هزار برابر قوی‌تر از میدان مغناطیسی زمین به بدن او ارسال می‌شود. این امواج اتم‌های بدن را تحت تاثیر قرار می‌دهد به طوری که هسته اتم‌ها در موقعیت متفاوتی قرار می‌گیرند. با بازگشت به حالت اول؛ هسته اتم‌ها امواج رادیویی خود را ساطع می‌کنند. اسکنر این سیگنال‌ها را دریافت کرده و یک کامپیوتر آنها را به صورت یک عکس درمی‌آورد. مبنای این تصاویر محل و قدرت سیگنال‌های ورودی است. بدن ما عمدتاً شامل آب است و آب حاوی اتم‌های هیدروژن است. به همین دلیل هسته اتم هیدروژن اغلب برای ایجاد یک اسکن MRI به طریقی که شرح داده شد به کار می‌رود.

اسکن MRI چه چیزی را نشان می‌دهد؟

با استفاده از اسکنر MRI امکان عکس گرفتن از تقریباً همه بافت‌های بدن وجود دارد. بافتی که کمترین اتم‌های هیدروژن را دارد (مثل استخوان‌ها) در تصویر تیره می‌شود، در حالی که بافت‌های دارای اتم‌های هیدروژن زیاد (مانند بافت چربی) روشنتر دیده می‌شود. با تغییر زمان پالس‌های امواج رادیویی این امکان کسب اطلاعاتی درباره بافت‌های مختلف موجود وجود دارد. همچنین یک اسکن MRI قادر است تصاویر واضحی را از بخش‌هایی از بدن که به وسیله بافت استخوانی احاطه شده اند فراهم سازد بنابراین تکنیک فوق برای بررسی مغز و طناب نخاعی نیز مفید است.

به دلیل آن که اسکن MRI تصاویر بسیار مشروح و مفصلی را ارائه می دهد، بهترین تکنیک برای یافتن تومورها (اعم از خوش خیم و بدخیم) در مغز می باشد.

در صورت وجود تومور از اسکن برای تشخیص گسترش احتمالی آن به بافت های اطراف مغز استفاده می شود. این تکنیک به ما امکان می دهد جزییات دیگر در مغز را نیز بررسی کنیم.

برای مثال مشاهده رشته های بافت غیرنرمال که در صورت ابتلا به MS روی می دهد را ممکن می سازد و نیز تغییرات رخ داده در هنگام خونریزی مغزی را نشان می دهد. همچنین تشخیص این که آیا بافت مغز پس از سکتة مغزی دچار کمبود اکسیژن شده است را میسر می سازد. اسکن MRI قادر به نشان دادن قلب و عروق خونی بزرگ در بافت اطراف آن است لذا تشخیص نواقص مادرزادی قلب و تغییرات در ضخامت عضلات اطراف آن پس از یک حمله قلبی را ممکن می سازد.

تفاوت MRI و سی تی اسکن در این است که با MRI تصویربرداری از تقریباً هر زاویه ای امکان دارد، در حالی که به طور افقی عکس می گیرد.

هیچ اشعه یونیزان (اشعه ایکس) در ایجاد تصویر MRI دخالت ندارد. اسکن های MRI به طور کلی مفصل تر و مشروح تر هستند. تفاوت بین بافت نرمال و غیر نرمال در اسکن MRI نسبت به سی تی اسکن واضح تر است.

آیا MRI خطرناک است؟

تاکنون هیچ خطر یا اثرات جانبی برای تکنیک MRI شناخته نشده است. این آزمایش دردناک نیست و اصلاً احساس نمی شود. از آنجا که در آن از اشعه استفاده نمی شود بدون مشکل قابل تکرار است.

تنها مورد ذکر شده صدمه احتمالی برای جنین در 12 هفته اول بارداری مادر است لذا در این مدت MRI برای زنان باردار انجام نمی شود.

تنها ناراحتی بیمار از این است که در یک محفظه سیلندری شکل قرار می گیرد و برای افرادی که دچار تنگنا ترسی (هراس از جاهای بسته و تنگ) هستند چندان خوشایند نیست.

همچنین دستگاه MRI معمولاً صداهای نسبتاً بلند و ناراحت کننده ای را ایجاد می کند.

در ضمن از آنجا که بدن در میدان مغناطیسی قوی قرار می گیرد، لازم است از همراه داشتن هرگونه جواهرات، شیء فلزی، پوشیدن لباسهایی با تکه های فلزی اجتناب شود بنابراین در صورتی که هرگونه شیء فلزی مانند بست های جراحی، سمک و غیره همراه بیمار است باید مسوول دستگاه را از آن آگاه سازد.

ابرسیانایی



یک آهنربا بالای یک ابررسیانای دمای بالا، سرد شده توسط نیتروژن مایع

آبررسیانایی پدیده ای است که در دماهای بسیار پایین برای برخی از مواد رخ می دهد. در حالت ابررسیانایی مقاومت الکتریکی ماده صفر می شود و ماده خاصیت دیا مغناطیس کامل پیدا می کند، یعنی میدان مغناطیسی را از درون خود طرد می کند. طرد میدان مغناطیسی تنها تفاوت اصلی ابررسیان با رسانی کامل است، زیرا در رسانی کامل انتظار می رود میدان مغناطیسی ثابت بماند، در حالی که در ابررسیان میدان مغناطیسی همواره صفر است.

مقاومت الکتریکی یک [رسانای فلزی](#) به تدریج با کاهش [دما](#) کم می‌شود. در [رساناهای معمولی مثل مس و نقره](#)، وجود ناخالصی و مشکلات دیگر این روند را کند می‌کند. به طوری که حتی در [صفر مطلق](#) هم نمونه‌های معمول مس همچنان [مقاومت الکتریکی کمی](#) دارند. در مقابل ابررساناها موادی هستند که اگر دمایشان از یک دمای بحرانی کمتر شود، ناگهان مقاومت الکتریکی خود را از دست می‌دهند. جریانی از [الکتریسیته](#) در یک حلقه ابررسانا می‌تواند برای مدت نامحدودی بدون وجود مولد جریان وجود داشته باشد. مانده پدیده [فرومغناطیس](#) و [خطوط طیفی اتم‌ها](#)، ابررسانایی نیز پدیده‌ای [کوانتومی](#) است و نمی‌توان آن را با [فیزیک کلاسیک](#) به مانند یک رسانای مطلوب توصیف کرد.

پدیده ابررسانایی برای طیف وسیعی از مواد مانند [قلع](#) و [آلومینیوم](#) وجود دارد. همچنین برخی [آلیاژها](#) و [نیمه‌رساناها](#) نیز ابررسانا هستند، ولی فلزاتی مثل [طلا](#) و [نقره](#) این پدیده را از خود نشان نمی‌دهند، همچنین پدیده ابررسانایی در فلزات [فرو مغناطیس](#) هم روی نمی‌دهد. در سال [۱۹۸۶ ابررسانایی دمای بالا](#) کشف شد. دمای بحرانی این ابررساناها بیش از 90° [کلوین](#) است. نظریه‌های کنونی ابررسانایی نمی‌توانند ابررسانایی دمای بالا را، که به [ابررسانایی نوع ۲ \(Type II\)](#) معروف است، توضیح دهند. از نظر عملی ابررساناهای دمای بالا کاربردهای بسیار بیشتری دارند، زیرا در دماهایی ابررسانا می‌شوند که راحت‌تر قابل ایجاد هستند. پژوهش برای یافتن موادی که دمای بحرانی آن‌ها باز هم بیشتر باشد، و همچنین برای یافتن نظریه‌ای برای توضیح ابررسانایی دمای بالا همچنان ادامه دارد.

خواص ابررساناها

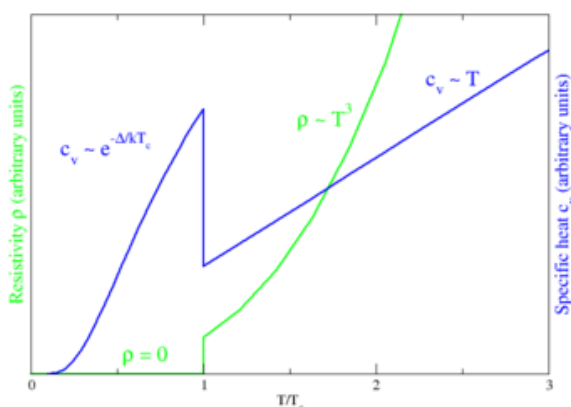
بیشتر خواص ابررساناها از ماده‌ای به ماده‌ی دیگر تغییر می‌کند. خواصی مانند [ظرفیت گرمایی](#) و دمای بحرانی. اما گذشته از این‌ها، دسته‌ی خاصی از خواص تمام ابررساناها مشترک است، از جمله این که در دماهای بسیار پایین، مقاومت خود را به کلی در برابر جریان از دست می‌دهند و همچنین دیگر هیچ [میدان مغناطیسی](#) داخلی در آن‌ها وجود نخواهد داشت. با توجه به چنین خواص مشترکی می‌توان ابررسانایی را یک [فاز \(ماده\) فاز ترمودینامیکی](#) برای ماده دانست. ابررسانا شدن را می‌توان [گذار فازی](#) به فاز دیگر قلمداد کرد. چیزی همانند تغییر حالت آب از مایع به گاز و یا برعکس.

مقاومت صفر در برابر جریان

یکی از راه‌های ابتدایی برای سنجش [مقاومت الکتریکی](#)، مواد، قرار دادن آن‌ها در یک [مدار](#) به همراه یک [منبع تغذیه](#) و سپس اندازه گیری [ولتاژ](#) و [آمپراژ](#) و سنجش مقاومت از فرمول $R = \frac{V}{I}$ است. اگر [اختلاف پتانسیل](#) صفر باشد، بدین معنی خواهد بود که مقاومت رسانا در برابر جریان صفر است و آن ماده یک ابررسانا است. ابررساناها می‌توانند جریانی را بدون وجود ولتاژ عامل، حفظ کنند. خاصیتی که در آهنرباهای ابررسانا استفاده می‌شود که کاربرد وسیعی دارند. برای مثال از این آهنرباها در دستگاه [MRI](#) استفاده می‌شود. آزمایش‌های گوناگون نشان می‌دهد حلقه‌ای از ابررساناها می‌تواند برای سالها جریان را بدون هیچ افت قابل اندازه گیری حفظ کند. آزمایش‌های عملی نیمه عمر جریان را در چنین مدارهایی بیش از صد هزار سال برآورد می‌کنند و به صورت تئوری جریان در حلقه‌ای ابررسانا، می‌تواند تا مدت زیادی باقی بماند مدتی که حتی از [عمر جهان](#) هم بیشتر خواهد بود! در رساناهای معمولی، [جریان الکتریکی](#) را می‌توان به صورت [شار الکترون‌ها](#) در یک [شبکه یونی](#) تصویر کرد. الکترون‌ها در این حرکت به طور پیوسته در حال برخورد با شبکه‌یونی هستند. در این برخوردها بخش از انرژی الکترون توسط [شبکه یونی](#) به گرما تبدیل می‌شود که در واقع همان انرژی جنبشی شبکه‌یون است. در نتیجه بخشی از انرژی الکترون‌ها در واقع هدر می‌رود. این حالت را [مقاومت الکتریکی](#) می‌نامیم. اما وضع در ابررساناها به گونه‌ای دیگر است. در ابررساناهای معمول نمی‌توان جریان را به تک الکترون‌های جاری نسبت داد. در عوض می‌توان جریان را حاصل [جفت الکترون‌های کوپر](#) دانست که به هم وصل می‌شوند و با تعویض [فونون‌های](#) خود، کاملاً در کنار هم می‌مانند. طبق نظریه [مکانیک کوانتومی](#) طیف انرژی این [جفت کوپر](#) دارای حداقل سطح خاص است و از آن کمتر نمی‌تواند باشد. در نتیجه ΔE حاصل را که می‌توان آن را حداقل میزان انرژی جفت کوپر دانست، می‌تواند تنها دو حالت برای جفت کوپر و در نتیجه جریان پدید آورد. یا مقدار ΔE از مقدار kT که انرژی شبکه یونی است و در آن k ثابت

بولتزمن و T هم دمای شبکه است؛ بیشتر است که در این حالت جریان توسط شبکه یونی به هدر نمی‌رود و این یعنی جفت کوپر یک ابرشار را پدید می‌آورد که می‌تواند بدون افت انرژی از شبکه یونی عبور کند.

گذار به فاز ابرسانایی



نمودار سبز مقاومت ابررسانا در برابر جریان و نمودار آبی ظرفیت گرمایی ویژه آن را نشان می‌دهد. در مواد ابررسانا، پدیده ابررسانایی زمانی ظهور می‌کند که دمای ماده، T از مقدار بحرانی، T_c کمتر شود. مقدار دمای بحرانی از ماده‌ای به ماده دیگر متفاوت است. دمای بحرانی ابررساناهای معمول چیزی بین ۲۰ کلوین تا زیر یک کلوین است. برای نمونه، دمای بحرانی جیوه ی جامد 4.2° کلوین است ولی دمای بحرانی منیزیم دی بورید 39° کلوین است. گرچه این ماده خواصی چنان دارد که نمی‌بایست آن را در دسته ابررساناهای معمول جای داد. ابررساناهای ترکیبی می‌توانند دمایی بحرانی بسیار بالاتری داشته باشند. برای مثال $YBa_2Cu_3O_7$ ابررسانایی است که دمای بحرانی آن 92° کلوین است و در واقع اولین ابررسانای دمای بالا بود که کشف شد. همچنین ابررساناهای دمای بالای دیگری بر پایه جیوه کشف شده‌اند که دمای بحرانی آنها نزدیک 140° کلوین است. هنوز هیچ نظریه‌ای قادر به توضیح چگونگی پدید آمدن ابررساناهای دمای بالا نبوده‌است. تعویض فونون می‌تواند نوع عملکرد ابررساناهای معمول را توضیح دهد اما برای ابررساناهای با دمای بحرانی بسیار بالا نمی‌توان از این تئوری هم استفاده کرد. شروع پدیده ابررسانایی با تغییرات زیادی در خواص فیزیکی ماده همراه است که به همین سبب آن را فاز جدیدی می‌نامند. برای مثال ظرفیت گرمایی ماده از قوانینی تبعیت می‌کند که در زمان ابررسانا بودن ماده وجود دارند. در گذر به فاز ابررسانایی، ظرفیت گرمایی ماده ناگهان پرشی با بالا می‌کند و سپس به صورت خطی کم و کمتر می‌شود تا به کلی از بین برود. در دمای پایین این تغییرات به صورت $e^{-\frac{\Delta}{T}}$ است که α در آن ثابت است و این خود نشان می‌دهد که گاف انرژی وجود دارد. تغییر فاز به ابررسانایی مدت زیادی مورد بحث بین دانشمندان بوده‌است. در حالی که آزمایش‌ها نشان می‌دادند که این تغییر از مرتبه دوم است، بدین معنی که گرمای نهانی در این تغییر وجود ندارد، در دهه ۱۹۷۰ محاسبات این احتمال را مطرح کردند که شاید این تغییر وضعیت را بتوان با لحاظ کردن نوسانات بلند برد در میدان مغناطیسی، تغییر فازی نوع اول به حساب آورد. به تازگی با کمک نظریه آشوب است که مشخص شده خطوط مارپیچ ابررسانا در این بین نقشی عمده دارند و این گذار حالت برای ابررساناهای نوع دوم گذری از مرتبه دوم و برای ابررساناهای نوع اول، گذری از مرتبه اول است.

ابرسانایی نوع ۱ و نوع ۲

اگر میدان مغناطیسی خیلی قوی باشد، اثر مایسنر از بین می‌رود. همین پدیده ابررساناها را به دو نوع تقسیم می‌کند: در ابررساناهای نوع ۱ (Type I) اگر میدان مغناطیسی از یک حد آستانه (H_c) بیشتر شود، ابرسانایی ناگهان از بین می‌رود. بسته به شکل هندسی نمونه، ممکن است حالت‌های میانی‌ای هم ایجاد شوند که در آن ناحیه‌های عادی (که در آن‌ها میدان وجود دارد) و ناحیه‌های ابرسانا

(که میدان درون‌شان صفر است) هم‌زمان وجود داشته باشند. در ابررساناهای نوع ۲ (II Type) اگر میدان مغناطیسی از حد H_{c1} بیشتر شود، حالت مخلوطی ایجاد می‌شود که در آن شار مغناطیسی روبه‌افزایشی از ماده می‌گذرد، ولی مقاومت ماده، اگر جریان خیلی زیاد نباشد، همچنان صفر باقی می‌ماند. در حد دوم از میدان مغناطیسی H_{c2} ابررسانایی از بین می‌رود. بیشتر ابررساناهایی که عنصر ساده هستند (به جز نیوبیوم، تکنسیوم، وانادیوم و نانولوله‌های کربنی) نوع ۱ هستند، و تقریباً همه ابررساناهای ناخالص و ترکیبی نوع ۲ هستند.

اثر مایسنر

زمانی که یک ابررسانا در یک میدان مغناطیسی ضعیف خارجی قرار می‌گیرد میدان فقط به مقدار ناچیز λ در داخل ابررسانا نفوذ می‌کند که به آن عمق نفوذ لندن (London penetration depth) می‌گویند که با گذشت زمان این مقدار به صفر می‌رسد. به این پدیده اثر مایسنر می‌گویند. و این اثر مشخصه ویژه ابررسانا را مشخص می‌کند. برای بیشتر ابررساناها عمق نفوذ لندن تقریباً در حدود ۱۰ nm می‌باشد.

اثر مایسنر در بعضی مواقع گیج‌کننده می‌باشد در مقابل انتظاری که از یک رسانای الکتریکی ایده آل می‌رود. مطابق قانون لنز وقتی که تغییرات میدان بر یک رسانا اعمال می‌شود در هادی جریانی القاء می‌شود که جهت این میدان در خلاف جهت میدان به وجود آورنداش است. در رسانای ایده‌آل جریان بزرگی در هادی القاء می‌شود که نتیجه‌اش خنثی کردن میدان اصلی می‌باشد. اثر مایسنر با بحث بالا متفاوت است. فرض کنید فلزی داریم که در وضعیت عادی است و دارای میدان مغناطیسی ثابت (داخلی) است. حال آن را سرد می‌کنیم تا به دمای بحرانی برسد در این زمان ما شاهد از بین رفتن فوری میدان خواهیم بود. که مطابق قانون لنز چنین انتظاری نمی‌رود.

اثر مایسنر به کمک دو برادر Fritz و Heinz London مطرح شد که نشان دادند که انرژی آزاد الکترومغناطیسی در ابررسانا مینیمم مقدار است.

$$\nabla^2 H = \lambda^{-2} H$$

در این فرمول H میدان مغناطیسی و λ عمق نفوذ لندن است. معادله بالا که معادله لندن نام دارد پیش‌گویی می‌کند که جدا از میدان موجود در سطح میدان مغناطیسی در داخل ابررسانا به صورت تابع نمایی از بین می‌رود. اثر مایسنر در میدان‌های بسیار بزرگ دیده نمی‌شود.

دسته‌بندی ابررساناها

بنا به گفته بالا ابررساناها را می‌توان به دو نوع مختلف تقسیم کرد. ابررساناهای نوع ۱ که در آنها خاصیت ابررسانایی در زمان رسیدن میدان به مقدار بحرانی H_c ناگهان از بین می‌رود. وابسته به شکل هندسی فلز مورد آزمایش ممکن است ماده به یک وضعیت دیگری برود که در آن هم خاصیت ماده نرمال و هم خاصیت ابررسانایی را به طور مخلوط داشته باشد. در ابررساناهای نوع ۲ افزایش میدان و رسیدن به مقدار بحرانی H_{c1} ما را به یک وضعیت مختلط می‌رساند که در آن نفوذ شار مغناطیسی با افزایش همراه است ولی همچنان مقاومتی در برابر جریان وجود ندارد تا زمانی که میدان بیش از حد بزرگ شود در میدان بحرانی دوم H_{c2} ابررسانا از بین می‌رود.

نظریه‌های ابررسانایی

هنوز هیچ نظریه‌ای که بتواند همه انواع مشاهده‌شده ابررسانایی را توصیف کند، وجود ندارد. اصول پایه‌ای ابررسانایی در سال ۱۹۵۷ توسط سه فیزیکدان امریکایی (جان باردین، رابرت شریف و لئون کوپر) توضیح داده شد و به نام این سه فیزیکدان نظریه BCS نام گرفت.

تاریخچه ی ابررسانایی

ابرسانایی را در سال ۱۹۱۱ [هایک کمرلینگ اوز هلندی](#) از دانشگاه لیدن کشف کرد. او مقاومت الکتریکی [جیوه جامد](#) را در دماهای پایین بررسی می‌کرد و از [هلیوم](#) مایع - که تازه کشف شده بود، به عنوان سردکننده استفاده می‌کرد. او فهمید که در دمای 4.2°K مقاومت ناگهان به صفر می‌رسد. [جایزه نوبل فیزیک](#) در سال ۱۹۱۳ به همین خاطر به او داده شد.

در دهه‌های بعد، خاصیت ابررسانایی در مواد دیگری نیز دیده شد. در سال ۱۹۱۳ دیده شد که سرب (در دمای 7°K) و در سال ۱۹۴۱ نیتريد نیویوم (در دمای 16°K) ابررسانا می‌شوند.

گام مهم بعدی در فهم ابررسانایی در سال ۱۹۳۳ اتفاق افتاد. در این سال [مایسنر](#) و [اوخنفلد](#) دریافتند که ابرساناها میدان مغناطیسی خارجی را طرد می‌کنند؛ پدیده‌ای که امروزه [اثر مایسنر](#) نامیده می‌شود. در سال ۱۹۳۵ [فریتز](#) و [هاینز لندن](#) نشان دادند که اثر مایسنر نتیجه‌ای از کمینه‌بودن انرژی آزاد الکترومغناطیسی حمل‌شده توسط جریان‌های ابررسانا است.

در سال ۱۹۵۰ تئوری [\(Ginzburg-Landau\)](#) توسط [Landau](#) و [Ginzburg](#) مطرح شد. این تئوری که ترکیبی از تئوری مرتبه دوم [Landau](#) با معادله موج [Schrodinger](#) می‌باشد دارای توضیح خوبی درباره مشخصه و خواص ابررساناها است. بخصوص [Abrikosov](#) نشان داد که تئوری [Ginzburg-Landau](#) پیشبینی تقسیم بندی ابررساناها را به دو دسته نوع ۱ [type 1](#) و نوع ۲ [type 2](#) را کرده بود.

آقای [Ginzburg](#) و آقای [Abrikosov](#) در سال ۲۰۰۳ برنده جایزه نوبل شدند ([Landau](#) در سال ۱۹۶۸ دارفانی را وداع گفت).

همچنین در سال ۱۹۵۰ [Maxwell](#) و [Reynolds](#) در جای دیگر یافتند که دمای بحرانی ابررساناها به جرم ایزوتوپی جزء اصلی عنصر بستگی دارد. این کشف مهم اشاره دارد به اثر متقابل الکترون و فونون [electron-phonon](#) در نتیجه مکانیزم میکروسکوپی مسئول برای ابررسانایی.

تئوری کامل میکروسکوپی ابررساناها در سال ۱۹۵۷ توسط آقایان [Cooper](#) و [Bardeen](#) و [Schrhffer](#) ارائه شد که مستقلاً پدیده ابررسانایی توسط [Nikolay Bogolyubov](#) توضیح داده شد.

این تئوری [BCS \(Bardeen Cooper Schrieffer\)](#) جریان ابررساناها را به عنوان ماده‌ای با هدایت فوق العاده زیاد با زوجهای کوپر توضیح می‌دهد. (اثر متقابلی که جفتهای الکترون در مبادله فونون)

تئوری به عنوان ستون و پایه در سال ۱۹۵۸ قرار گرفت زمانی که [Bogolyubov](#) نشان داد که تابع موج [BCS](#) که استنتاج شده از یک استدلال متغیر است و میتواند بدست بیاید با تغییر قانونی و متعارف تئوری الکترونیک [Hamiltonian](#). در سال ۱۹۵۹ [LevGorkov](#) اثبات کرد که تئوری [BCS](#) نزدیک به تئوری [Ginzburg-Landau](#) است و نزدیک به دمای بحرانی است.

در سال ۱۹۶۲ اولین سیم تجاری ابررسانا از آلیاژ نیوبیم - تیتانیوم ([niobium-titanium](#)) در [Westinghouse](#) تحقیق شد. در همین سال [Josephson](#) مهمترین پیش بینی تئوریک را انجام داد که چنین بود: یک ابر جریان می‌تواند از بین دو قطعه ابررسانا که با یک لایه نازک ایزوله شده‌اند جاری شود. این پدیده اثر جوزفسون ([effect Josephson](#)) نام دارد که استخراج شده از دستگاه ابررساناها مثل [SQUID's](#) می‌باشد که دقیقترین دستگاه اندازه گیر شار مغناطیسی کوانتوم موجود می‌باشد (h ثابت پلانک).

[Josephson](#) برنده جایزه نوبل در سال ۱۹۷۳ گردید.

تا سال ۱۹۸۶ فیزیک دان ها بر این باور بودند که تئوری [BCS](#) ابررسانایی را در دماهای بالا تر از 30°K را نفی می‌کند، در همین سال [Bednorz](#) و [muller](#) کشف کردند که ابررسانایی در عناصر لانتان که بر پایه اکسید مس ([cuprate](#)) هستند دارای دمای تبدیل 35°K می‌باشند. (در سال ۱۹۸۷ برنده جایزه نوبل فیزیک شدند)

در مدت کوتاهی توسط [M.K.Wu](#) کشف شد که جایگزین کردن لانتان با ایتیریم و ساختن [YBCO](#) دمای بحرانی تا 92°K بالا می‌برد که بسیار مهم است چون برای سرد کردن ابررسانا می‌توان از نیتروژن مایع استفاده کرد (دمای جوش نیتروژن مایع در فشار

جو 77°K است). این امر از نظر تجاری بسیار مهم است چون تولید نیتروژن مایع ارزاتر و در همان محل با مواد اولیه قابل تولید است و به بعضی از مشکلات برخورد نمی‌کنیم از قبیل آب بندی لوله‌های تزریق هلیوم. خیلی دیگر از ابررساناهای cuprate کشف شده‌اند و تئوری ابررساناها یکی از برجسته ترین مشکلات درباره این نوع مواد در علم فیزیک می‌باشد.

از تاریخ اکتبر ۲۰۰۷ بالا ترین دمای ابررسانایی مربوط به ماده‌ای مرکب از تالیوم، جیوه، مس، باریم، کلسیم، اکسیژن با دمای بحرانی $T_c = 138^\circ \text{K}$ می‌باشد.

در فوریه ۲۰۰۸ خانواده دیگر ابررساناهای دما بالا کشف شد. Hideo Hosono از انستیتو تکنولوژی توکیو کشف کرد که lanthanum oxygen fluorine iron arsenide ($\text{LaO}(\text{Fe}_{1-x}\text{FeAs})_2$) در دمای 26°K تبدیل به ابررسانا می‌شود. بعد از مدت کوتاهی دیگران مواد دیگری از همین خانواده یافتند که در دمای 55°K به ابررسانا تبدیل می‌شوند. متخصصان امیدوارند که بررسی خانواده دیگری از ابررساناها باعث آسانتر شدن توضیح عملکرد این مواد خواهد شد.

[85.185.102.193](#) ۱ ژانویه ۲۰۰۹، ساعت ۴۸:۰۹ (UTC) کاربردها= ابررساناهای دمای پایین امروزه در ساخت [آهنرباهای ویژه](#)

[طیف سنج‌های رزونانس مغناطیسی هسته](#)، [رزونانس مغناطیسی](#) برای مقاصد تشخیص طبی، [شتاب دهنده ذره‌ها](#)، [ترنهای سریع مغناطیسی](#) و انواع ابزارهای رسانایی الکترونیکی بکار می‌رود. اما برای اینکه ابررساناهای دمای بالا در کاربردهای میدان مغناطیسی در دمای بالا رقابت کنند، هنوز زمان لازم دارد، این بعثت دشواری در تولید انبوه و با کیفیت بالاست. اگر چه در حال حاضر، بازار ابررساناهای دمای بالا رونق کمی دارد، گمان می‌رود که در خلال دو دهه آینده کاربر د آن فراگیر و پررونق شود.

[آهنرباهای ابررسانا](#) از قوی ترین آهنرباهای الکتریکی موجود در جهان هستند. از آنها در قطارهای سریع السیر برقی و دستگاه‌های [MRI](#) و [NMR](#) و هدایت کردن ذرات در شتاب دهنده‌ها استفاده می‌شود. همچنین می‌توان به عنوان جدا کننده‌های مغناطیسی در جاهایی که ذرات مغناطیسی ضعیف خارج می‌شود مثلاً در صنایع رنگ سازی استفاده شود.

همچنین از ابررساناها در مدارهای دیجیتالی نیز استفاده می‌شود به عنوان مثال در ایستگاههای RF و موبایل در ایستگاههای امواج ماکروویو.

از ابررساناها در Josephson junction برای ساختن بلوک‌های ساختمان [SQUID](#) استفاده می‌شود. SQUID حساس ترین اندازه گیر امواج مغناطیسی می‌باشد.

سری دیگر دستگاه‌های Josephson برای ردیابی فوتون و یا به عنوان میکسر استفاده می‌شود. از مقاومتهایی که به ابررسانا تبدیل می‌شوند نیز در ساختن [دماسنج](#) و گرما سنجهای حساس micro-calorimeter ردیاب فوتونی استفاده می‌شود.

محققان امیدوارند که در آینده از ابررسانا در ساختن [ترانسفورماتورها](#)، وسایل ذخیره برق، [الکتروموتورها](#)، محدود کردن جریان [اتصال کوتاه](#)، وسایل شناور مغناطیسی استفاده کنند. اما چون ابررساناها به تغییر و حرکت میدان مغناطیسی حساسند استفاده از آن ها در برق [جریان متناوب](#) مثل ترانسفورماتورها بسیار سخت پیشرفت میکند ترجیحاً در حیطه کاری [جریان مستقیم](#) می‌باشد.

آرتیفکت در MRI

در [MRI](#) انواع [آرتیفکت](#) ها را می توان بسته به چگونگی و دلیل تشکیل به چند قسم دسته بندی نمود که عبارتند از:

1. آرتیفکت های پردازشی:

- [آرتیفکت پیچیدن](#)
- [آرتیفکت گیبز](#)
- [آرتیفکت حجم جزئی](#)
- [آرتیفکت پرده کرک‌های](#)

آرتیفکت تغییر مکان شیمیایی

2. آرتیفکت های مربوط به بیمار:

آرتیفکت حرکتی

آرتیفکت زاویه جادویی

3. آرتیفکت های امواج RF:

آرتیفکت مکالمه متقابل

آرتیفکت زیپر

آرتیفکت نوفه

4. آرتیفکت های میدان:

آرتیفکت نوسانات میدان

آرتیفکت فروگیر

5. آرتیفکتهای مربوط به گرادیان میدان:

آرتیفکت غیر خطی

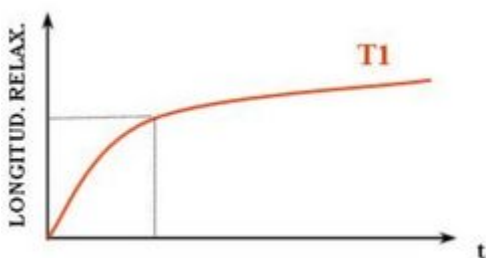
آرتیفکت تحریفات هندسی

آرتیفکت جریانات گردابی

6. آرتیفکت پذیرفتاری مغناطیسی

7. آرتیفکت شار

زمان استراحت اسپین - لاتیس



نمودار T_1

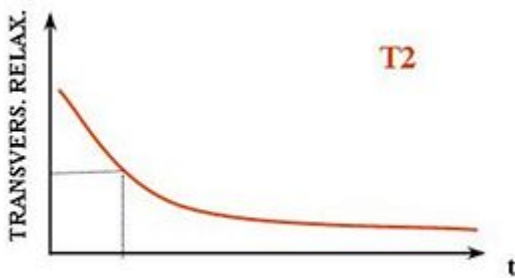
زمان استراحت اسپین - لاتیس یا زمان آسایش اسپین - شبکه (به انگلیسی: Spin-lattice relaxation time) یک کمیت در

فیزیک پزشکی و بویژه در **MRI** است. این کمیت را با T_1 نشان میدهند.

برطبق تعریف، به مدت زمانی که طول می کشد تا M_z (مؤلفه **بردار** جمع اسپین ها در محور طولی نرمال) افزایش یافته و ۶۳٪ از مقدار اولیه خود را باز یابد (معادله زیر) ثابت زمانی T_1 گویند.

$$M_z(t) = M_0 \left(1 - e^{-t/T_1} \right)$$

زمان استراحت اسپین - اسپین

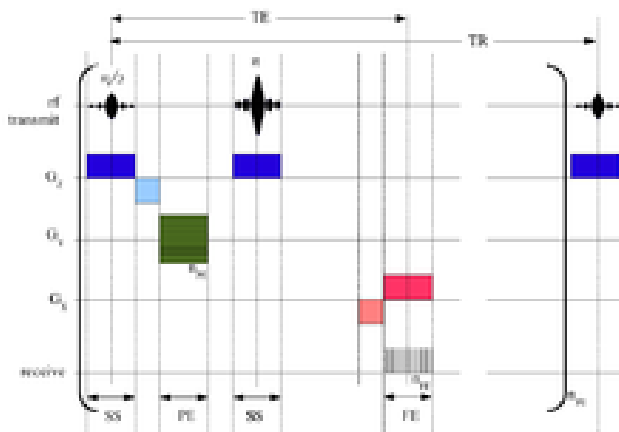


نمودار T_2

زمان استراحت اسپین - اسپین یا زمان آسایش اسپین - اسپین (به [انگلیسی](#): Spin-spin relaxation time) یک کمیت در فیزیک پزشکی و بویژه در [MRI](#) است. این کمیت را با T_2 نشان میدهند. برطبق تعریف، به مدت زمانی که طول می کشد تا M_{xy} (مولفه بردار جمع اسپین ها در صفحه عرضی) به ۳۷٪ مقدار بیشینه اولیه خود کاهش یابد (معادله زیر) ثابت زمانی T_2 گویند.

$$M_{xy}(t) = M_0 e^{-t/T_2}$$

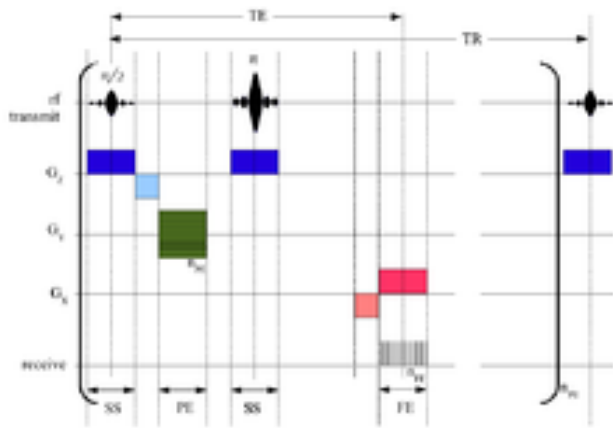
زمان اکو



نمایش یک بازه TE درون یک ردیف ضربانی

زمان اکو (به [انگلیسی](#): Echo Time) که با TE نمایش میدهند، یک کمیت قابل کنترل در [MRI](#) است، و بنابر تعریف به زمانی گویند که آغازش پالس ۹۰ درجه RF اولیه، و پایانش سیگنال اکو در [ردیف تصویرسازی اسپین اکو](#) یا [ردیف تصویرسازی بازیافت معکوس](#) باشد.

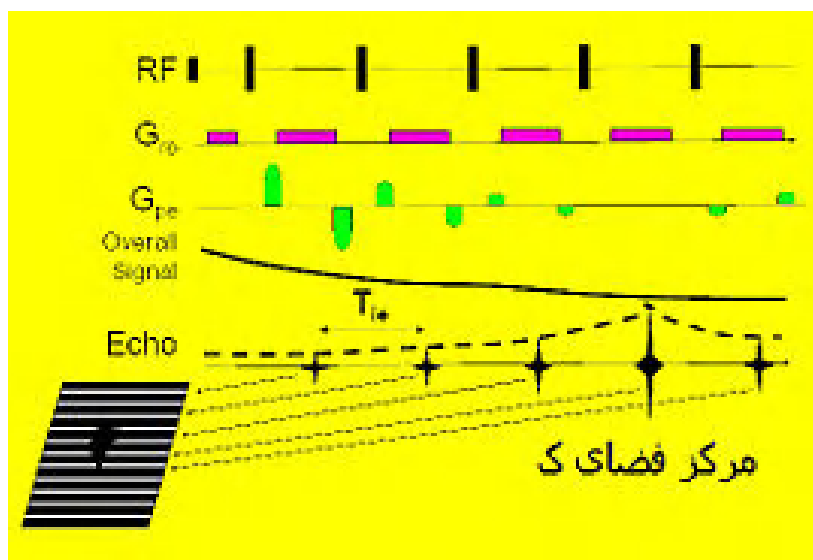
زمان تکرار



نمایش یک بازه TR درون یک ردیف ضربانی

زمان تکرار (به انگلیسی: Repetition Time) که با TR نمایش می‌دهند، یک کمیت قابل کنترل در [MRI](#) است، و بنابر تعریف به زمان بین هر پالس ۹۰ درجه RF برانگیزنده در یک ردیف ضربانی است.

ردیف ضربانی



نمونه ای از یک نمودار زمانی دنباله پالسی از نوع اسپین اکو سریع

ردیف ضربانی یا دنباله پالسی یا توالی پالس (به انگلیسی: pulse sequence) به یک سری دستورالعمل رایانه ای در فضای ک گویند که میدان های G_x, G_y و پالسهای RF یک سیستم [MRI](#) را تنظیم و کنترل می کند. بعبارت دیگر روشی که مطابق آن حلقه RF و میدانهای گرادیانی متوالیاً روشن و خاموش می‌شوند را ردیف ضربانی می گویند.

اقسام

امروزه بیش از صد گونه دنباله پالسی مورد استفاده قرار می گیرد که هر یک برای اهداف متفاوتی بکار می روند. برخی نمونه های رایج مثل [FLASH](#)، [HASTE](#)، [DIET](#)، [EPI](#)، [PEPSI](#)، [CHESS](#) و [PRESS](#) می باشند. اما غالباً دو قسم دنباله پالسی را می توان در نظر گرفت:

- اسپین اکو (Spin Echo)
- گرادیان اکو (Gradient Echo)

توالی پالسهای مهم در زیر بطور مشروح بررسی می گردند:

اسپین اکو

رجوع به: [ردیف تصویرسازی اسپین اکو](#)

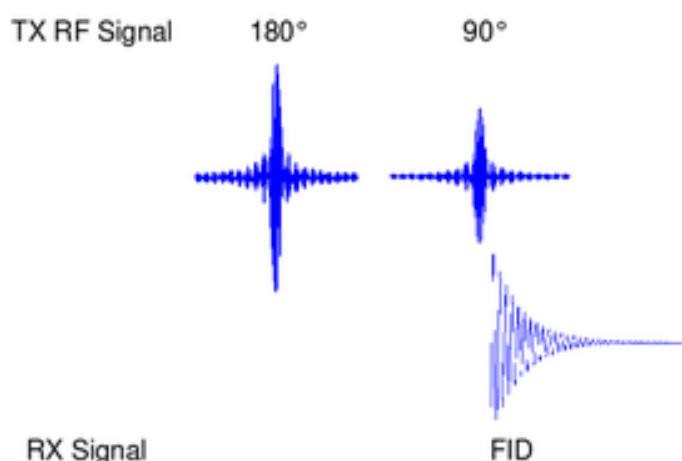
گرادیان اکو

رجوع به: [ردیف تصویرسازی گرادیان اکو](#)

بازیافت معکوس

رجوع به: [ردیف تصویرسازی بازیافت معکوس](#)

ردیف تصویرسازی بازیافت معکوس



توالی پالس بازیافت معکوس

ردیف تصویرسازی بازیافت معکوس (به [انگلیسی](#): sequence Inversion recovery pulse) نوعی روش در [ردیف ضربانی](#) در [MRI](#) است.

در این روش توالی پالسی، در ابتدا یک پالس ۱۸۰ درجه اعمال میشود که پس از مدتی تاخیر (مثل تاو)، یک پالس ۹۰ درجه اعمال میشود. بدنبال آن بلافاصله یک سیگنال [القای نزولی آزاد \(FID\)](#) دریافت میگردد. پس از دریافت این سیگنال، یک تاخیر دیگر نیز جهت بازگشتن M_z به مقدار تعادل خود اعمال میشود. توالی پالس FLAIR بر اساس روش بازیافت معکوس کار میکند.

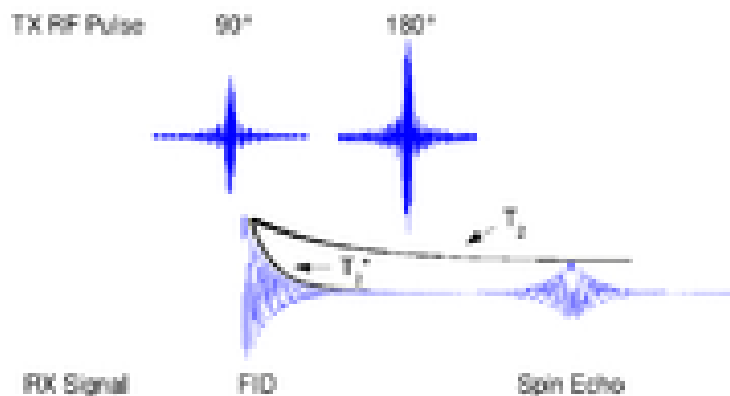
ردیف تصویرسازی اسپین اکو			
TR	TE	< ۲۰ میلی ثانیه	> ۷۵ میلی ثانیه
< ۷۵۰ میلی ثانیه		T1	بی اهمیت
> ۱۵۰۰ میلی ثانیه		PD	T2

ردیف تصویرسازی اسپین اکو

گزینه های TR و TE در ردیف تصویرسازی اسپین اکو

ردیف تصویرسازی اسپین اکو (به [انگلیسی](#): Spin Echo Pulse Sequence) نوعی [ردیف ضربانی](#) در [MRI](#) است.

در این ردیف ضربانی، اکو توسط پالس های رادیوفرکانسی تولید می شود. در این حالت، [اسپین](#) ها در صفحه X-Y هم فاز می گردند.



اسپین اکو بر روی وب گاه MRI توتر

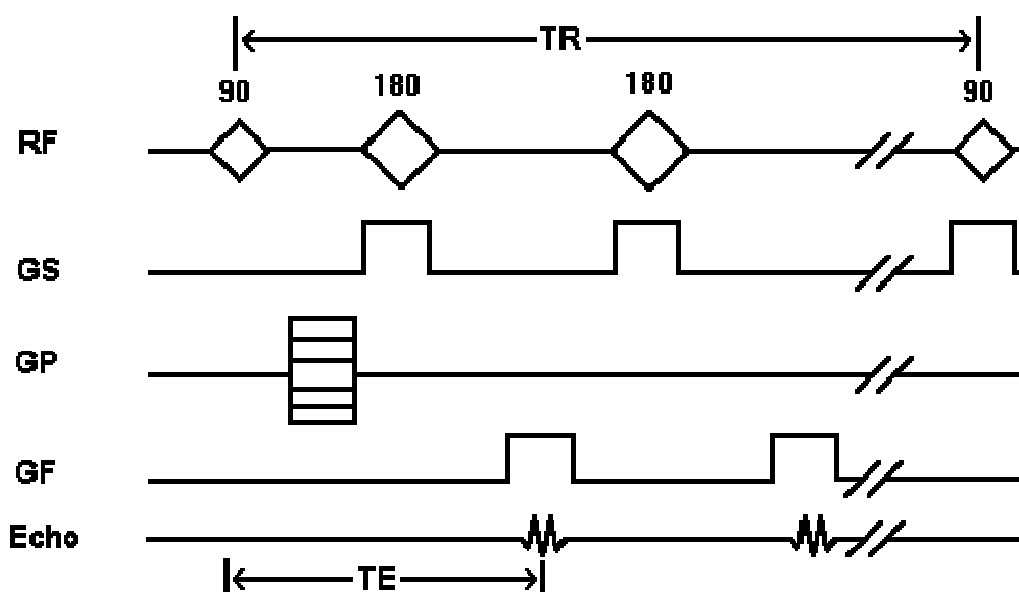


Spin Echo Sequence

The spin echo pulse sequence is the most commonly used pulse sequence. The pulse sequence timing can be adjusted to give T1-weighted, Proton or spin density, and T2-weighted images. Dual echo and multiecho sequences can be used to obtain both proton density and T2-weighted images simultaneously.

The two variables of interest in spin echo sequences is the repetition time (TR) and the echo time (TE). All spin echo sequences include a slice selective 90 degree pulse followed by one or more 180 degree refocusing pulses as shown in the following diagram.

Dual echo spin echo sequence

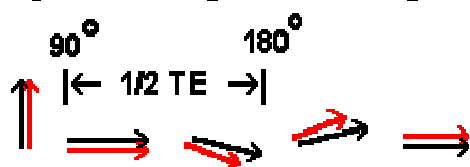


Dual echo spin echo sequence

In this diagram, RF is the radio frequency pulse, a slice selective 90 degree pulse followed by two 180 degree refocusing pulses. GS, GP, and GF are the slice selective, phase encoding, and frequency encoding gradients, respectively. "Echo" represents the signal received from the slice of interest in the body. A short TR and short TE will give a T1-weighted image, a long TR and short TE (first echo) will give a proton density image, and a long TR and long TE (second echo) will give a T2-weighted image.

An example of the changes in the net magnetization vector for a spin echo sequence with one echo is shown below. After 1/2 of the TE time, dephasing of individual spins in the volume occurs as represented by the black and red arrows. The 180 degree RF pulse flips these spins to the opposite side in the x-y plane so that after another 1/2 TE, they refocus and are detected.

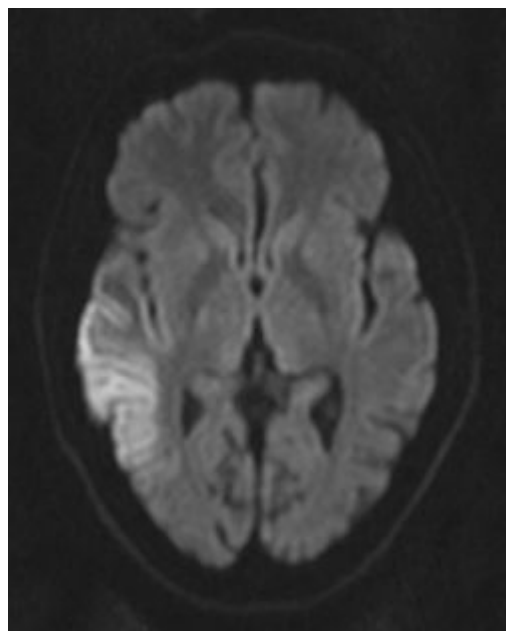
Spin Echo Magnetization Diagram



اسپین اکو سریع

ردیف تصویرسازی اسپین اکو سریع یا توربو اسپین اکو (به انگلیسی: Fast Spin Echo) نوعی ردیف ضربانی در [MRI](#) است. در این روش، از چندین اسپین اکو جهت کم کردن زمان تصویرگیری در مقایسه با ردیف تصویرسازی اسپین اکو استفاده می گردد.

تصویربرداری پخش وزنی



ناحیه سفید، بافت صدمه دیده پس-انفارکتوسی است

تصویرگیری پخش وزنی (به انگلیسی: Diffusion Weighted Imaging) یا به اختصار DW-MRI، نوعی روش تصویرگیری [MRI](#) است.

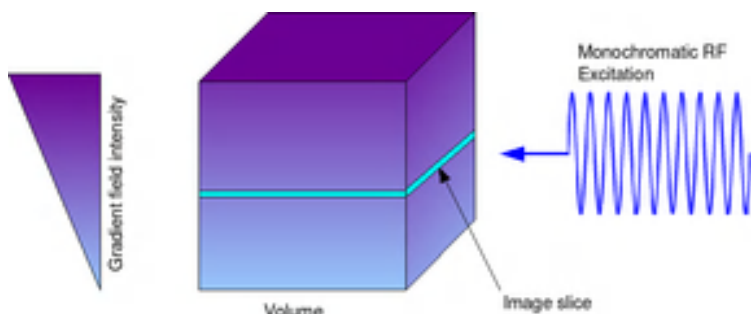
در این روش، ردیف ضربانی طوری طراحی شده است که نسبت به حرکات ضریب پخش ظاهری حساسیت نشان داده شود. روش انجام این مطلوب به این صورت است که دو گرادیان برابر در هر طرف پالس ۱۸۰ درجه در این ردیف ضربانی قرار داده می شود (مشابه آنژیوگرافی تشدید مغناطیسی).

مشخصات

برای عملی ساختن ردیف ضربانی DW-MRI، از ردیف تصویرسازی اسپین اکو استفاده می کنیم. بطور مثال معمولاً از multi-shot EPI در اسپین اکو استفاده می شود.

همانطور که در MRI معمولی، از پارامترهای خارجی مثل زمان اکو و زمان تکرار برای کنترل سهم زمان استراحت اسپین-اسپین و زمان استراحت اسپین-لاتیس استفاده می کنیم، در تصویربرداری پخش وزنی هم با یک پارامتر خارجی بنام فاکتور ب، سهم دخالت ADC را در وزن کنتراستی تصویر می توانیم کنترل کنیم.

برش در MRI



در حالت برانگیختگی برش، سیگنالهای MRI به یک صفحه و یا مقطع دو بعدی بیمار منحصر می گردند. در MRI معمولاً تصاویر بصورت برش (به انگلیسی: Slice) و یا از نوع مقطعی تهیه می شوند. انتخاب برش و برانگیخته سازی آن (selective excitation) و نیز موقعیت، ضخامت، و جهت (orientation) برش همگی در دست اپراتور سیستم و قابل کنترل می باشد.

موقعیت برش (Slice position)

موقعیت برش Z را میتوان بصورت زیر تعریف کرد:

$$Z = \frac{f_1 - f_0}{\gamma G_z}$$

که در اینجا G_z گرادیان میدان Z است (که واحد آن میلی تسلا بر متر است)، و γ نیز نسبت ژيرو مغناطیسی (Gyromagnetic Ratio) است.

$0f_0$ فرکانس حامل و f_1 فرکانس حامل انتقال یافته (Shifted Carrier frequency) است. f_0 فرکانس پالس ۹۰ درجه ای ست که Amplitude Modulated بوده و بصورت زیر توصیف می شود:

$$B_1(t) = A(t) \cos(2\pi f_0 t)$$

ضخامت برش (Slice thickness or width)

ضخامت مقطع عمق یک حجم سه بعدی از ناحیه مورد تصویربرداری که از نظر تشریحی انتخاب می شوند را گویند. این ضخامت (t) عبارت است از:

$$t = (BW_{RF}) / (\gamma G_z)$$

که در اینجا BW_{RF} همان پهنای باند سیگنال ساطع شده است.

فاکتور ب

فاکتور ب یا ارزش ب (به انگلیسی: b factor) یک کمیت در MRI و بویژه در روش تصویرگیری پخش وزنی است، و با b نشان می دهند.

یکای این کمیت، ثانیه بر میلیمتر مربع است. مقادیر معمول این کمیت در بافت انسانی از ۵۰۰ تا 1000 sec/mm^2 اقرار دارند. و رابطه این کمیت با سیگنال از قرار زیر است.

$$S(b) = S(0)\exp[-bD]$$

که در اینجا D ثابت خودپخشی (به انگلیسی: self-diffusion constant) نام دارد.

ضریب پخش ظاهری

ضریب پخش ظاهری (به انگلیسی: Apparent Diffusion Coefficient) یک کمیت در MRI و بویژه در روش تصویرگیری پخش وزنی است، و با ADC نشان میدهند.

این کمیت، برآیند جابجایی مولکول‌ها را در یک بافت نشان میدهد. یک ارزش ADC بالا نشانگر حرکت زیاد و در نتیجه سیگنال ضعیف است.

بطور مثال در تصویرگیری تانسور پخش، اگر تانسور پخش زیر را در نظر بگیریم:

$$D = \begin{bmatrix} D_{xx} & D_{xy} & D_{xz} \\ D_{yx} & D_{yy} & D_{yz} \\ D_{zx} & D_{zy} & D_{zz} \end{bmatrix}$$

آنگاه ADC از رابطه ذیل حاصل میگردد:

$$ADC = (\text{Trace}(D))/3$$

زاویه تکان

ردیف تصویرسازی گرادیان اکو		
α \ TE	< ۱۵ میلی ثانیه	> ۲۰ میلی ثانیه
< ۴۰°	PD	T2
> ۵۰°	T1	بی اهمیت

چگونگی تعیین وزن تصویر بر حسب گزینه های زاویه تکان و TE در ردیف تصویرسازی گرادیان اکو

زاویه تکان (به انگلیسی: flip angle) یک کمیت در فیزیک پزشکی و بویژه MRI است، و با حرف آلفا (α) نشان داده میشود. موقعیت نهایی بردار مغناطیسی هسته (nuclear magnetization vector) بدنال اعمال پالس الکترومغناطیسی RF، به دامنه میدان B_1 و مدت دوام آن بستگی دارد. بر طبق تعریف، به زاویه ای که بردار مغناطیسی بدنال اعمال میدان B_1 طی میکند، زاویه تکان گفته میشود.

مانگو

مانگو یا MANGO (به انگلیسی مخفف واژه Multi-Image Analysis And Navigation GUI) نام نرم افزاری آزمایشی است که برای کاربردهای تشخیصی در فیزیک پزشکی ساخته شده است. این نرم افزار که توسط مرکز تحقیقات تصویربرداری مرکز پژوهش‌های تصویربرداری مرکز علوم درمانی تگزاس در سن آنتونیو طراحی شده است بر روی پلتفرم جاوا نوشته شده و احتیاج به نسخه JRE Version 5.0 دارد. این نرم افزار ناظر (viewer) دارای پلاگین‌ها و ابزار تحلیلی (analyzing tools) و هدایت گرافیکی (navigation) فراوانی است که به منظور رقابت با نرم افزار ایم‌جی‌جی طراحی گردیده.

فرکانس لارمور

فرکانس لارمور کمیتی است در فیزیک پلاسما و فیزیک پزشکی، و بویژه در MRI. در MRI، این کمیت بیانگر نوسان و یا حرکت تقدیمی ممان یک هسته در یک میدان مغناطیسی خارجی همانند B_0 می باشد بطوریکه:

$$\omega = \gamma B_0$$

که در آن امگا فرکانس زاویه ای، و گاما نسبت ژیرو مغناطیسی است که برای اتم هیدروژن ۴۲۰۵۶ MHz/Tesla است.

مگنویست



یک بطری مگنویست، ساخت شرکت برلکس

مگنویست (به انگلیسی: Magnevist) با نام علمی گادوپنتتات دیمگلومین (Gadopentetate dimeglumine) نوعی ماده حاجب است که در تصویربرداری پزشکی در MRI مصرف بالینی دارد. این ماده حاجب در MRI و در آنژیوگرافی تشدید مغناطیسی زمان T_1 محیط اطراف خود را کاهش میدهد که باعث افزایش کنتراست مفید (CNR) می‌شود.

مگنویست ساخت شرکت Berlex Laboratories در نیوجرسی است

تبدیل فوریه

تبدیل فوریه، نامیده شده به اسم ریاضیدان فرانسوی ژوزف فوریه، یک تبدیل انتگرالی است که هر تابع $f(t)$ را به یک تابع دیگر $F(\omega)$ منعکس می‌کند. در این صورت، به $F(\omega)$ تبدیل فوریه تابع $f(t)$ می‌گویند. حالت خاص تبدیل فوریه، سری فوریه نام

دارد و آن زمانی کاربرد دارد که تابع $f(t)$ متناوب باشد، یعنی: $f(t+T) = f(t)$. چنانچه تابع متناوب نباشد و یا به عبارتی، تناوب آن برابر بی‌نهایت باشد $(\infty \rightarrow T)$ ، از سری فوریه به راحتی، عبارت زیر به دست می‌آید:

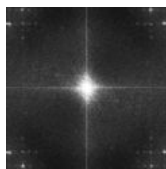
$$F(\omega) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) e^{-i\omega t} dt$$

$$f(t) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{\infty} F(\omega) e^{i\omega t} d\omega$$

تبدیل فوریه و به همراه آن آنالیز فوریه، در مباحث مختلف فیزیک، از جمله الکترونیک و الکترومغناطیس (به خصوص در پیغام‌رسانی و مخابرات)، آکوستیک، فیزیک امواج و غیره کاربرد فراوان دارد.

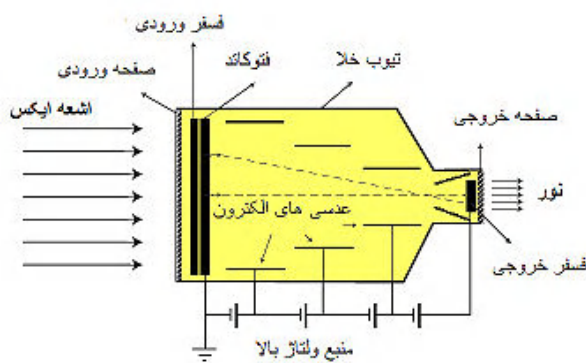
کاربرد

کلاس درس برخطی مربوط به موضوع این مقاله در کلاس‌های درس اینترنتی در بخش ریاضیات موجود است. تبدیلات فوریه در محاسبات تصویری کاربردهای وسیعی دارند. بطور مثال در MRI و فیزیک پزشکی اطلاعات امواج ساطع شده از هسته‌های هیدروژن از فرم دامنه فرکانسی (domain frequency) به فرم دامنه فضایی (spatial domain) جهت ایجاد تصویر نهایی تبدیل فوریه می‌شوند.



تصویر تابلوی نقاشی مونالیزا اثر داوینچی همان تصویر بصورت دامنه فرکانسی.

دستگاه تقویت تصویر



آناتومی یک دستگاه تقویت تصویر

دستگاه تقویت تصویر (به انگلیسی: Image Intensifier) دستگاهی است که پرتوهای ایکس عبوری از بیمار را در یک سیستم فلوروسکوپی تقویت و نمایان می‌کند.

از نوعی مشابه از این دستگاه‌ها در دوربین‌های شب بین نیز استفاده می‌گردد.

اجزای تشکیل دهنده

این دستگاه که در سالهای ۱۹۵۰ ابداع گردید، بکمک فسفر ورودی، فتوکاتد، عدسی‌های الکتروستاتیک، آندهای شتابگر، و فسفر خروجی داخل یک محفظه خلا، تصویری ایجاد می‌کند که به اندازه کافی روشن و قابل رویت و ثبت است.

فسفر گیرنده (ورودی) دستگاههای تقویت تصویر معمولاً از جنس [یدور سدیم](#) است. فسفر برون ده (خروجی) از جنس سولفور روی کادمیم (ZnCdS:Ag) است و نور سبزی را تولید می کند.

قطر این دستگاهها تا ۵۷ سانتیمتر هم ساخته می شود. اقسام بزرگ این دستگاه نواحی پهن تر بدن همانند سینه و ابدومینال را تصویر گیری کرده در حالیکه اقسام کوچک تر این دستگاه با قدرت تفکیک بالاتری توانایی عکسبرداری از نواحی کوچک تری مثل [قلب](#) را دارند.

نحوه کار و عملکرد

فسفر ورودی که معمولاً بین ۲۰۰ تا ۴۰۰ میکرومتر ضخامت دارد، پرتوهای [اشعه ایکس](#) را جذب نموده و قسمت اعظم آن را بصورت فوتونهای نوری انتقال می دهد. فتوکاتد این فوتونها را به فتوالکترون تبدیل می کند. آند، که با پتانسیلی بین ۲۵-۳۵ کیلو الکترون ولت کار می کند، [فتوالکترون ها](#) را شتاب داده و بکمک عدسی الکترواستاتیکی بر روی فسفر خروجی متمرکز می سازد که خود به نوبت [فوتون های](#) قابل رویت زیادی را تولید می کنند. بدینسان الگوی اشعه ایکس ورودی به الگوی نوری پر شدت کوچکسازی و تقویت می گردد.

تقویت روشنایی (Brightness Gain) سیستم عبارت است از حاصلضرب تقویت کوچکنمایی (Minification Gain) در تقویت فلو (Flux Gain).

ویژگی های مهم در ارزیابی [فلوروسکوپی](#) با تقویت تصویر شامل کنتراست، واماندگی (lag)، و اعوجاج (distortion) است.

مکانیک کوانتومی

مکانیک کوانتومی شاخه ای بنیادی از [فیزیک نظری](#) است که در مقیاس [اتمی](#) و زیراتمی به جای [مکانیک کلاسیک](#) و [الکترومغناطیس کلاسیک](#) به کار می رود. مکانیک کوانتومی بنیادی تر از [مکانیک نیوتنی](#) و [الکترومغناطیس کلاسیک](#) است، زیرا در مقیاس های اتمی و زیراتمی که این نظریه ها با شکست مواجه می شوند، می تواند با دقت زیادی بسیاری از پدیده ها را توصیف کند. مکانیک کوانتومی به همراه [نسبیت عام](#) پایه های [فیزیک جدید](#) را تشکیل می دهند.

آشنایی

واژه کوانتوم (به معنی «بسته» یا «دانه») در مکانیک کوانتومی از اینجا می آید که این نظریه به بعضی از کمیت های فیزیکی (مانند [انرژی](#) یک [اتم](#) در حال سکون) مقدارهای گسسته ای نسبت می دهد. بسیاری از شاخه های دیگر [فیزیک](#) و [شیمی](#) از مکانیک کوانتومی به عنوان چهارچوب خود استفاده می کنند؛ مانند [فیزیک ماده چگال](#)، [فیزیک حالت جامد](#)، [فیزیک اتمی](#)، [فیزیک مولکولی](#)، [شیمی محاسباتی](#)، [شیمی کوانتومی](#)، [فیزیک ذرات بنیادی](#)، و [فیزیک هسته ای](#). پایه های مکانیک کوانتومی در نیمه اول قرن بیستم به وسیله [ورنر هایزنبرگ](#)، [ماکس پلانک](#)، [لویی دوبروی](#)، [نیلز بور](#)، [اروین شرودینگر](#)، [ماکس بورن](#)، [جان فون نویمان](#)، [پاول دیراک](#)، و [لفگانگ پاولی](#) و دیگران ساخته شد. بعضی از جنبه های بنیادی این نظریه هنوز هم در حال پیشرفت است.

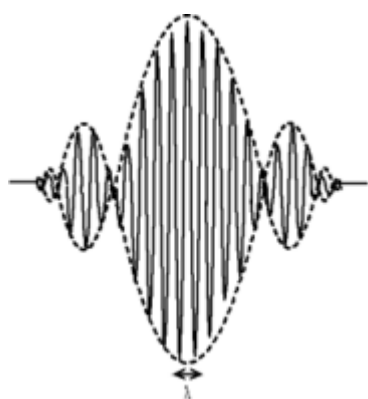
توصیف مکانیک کوانتومی از رفتار سامانه های فیزیکی اهمیت زیادی دارد، زیرا در مقیاس اتمی نظریه های کلاسیک نمی توانند توصیف درستی ارائه دهند. مثلاً، اگر قرار بود [مکانیک نیوتنی](#) و [الکترومغناطیس کلاسیک](#) بر رفتار یک [اتم](#) حاکم باشند، [الکترون ها](#) به سرعت به سمت [هسته اتم](#) حرکت می کردند و به آن برمی خوردند. ولی در دنیای واقعی الکترون ها در نواحی خاصی دور اتم ها باقی می مانند.

در ساختار مکانیک کوانتومی، حالت هر سیستم در هر لحظه به وسیله یک [تابع موج مختلط](#) توصیف می شود (که در مورد الکترون های یک [اتم](#) گاهی به آن [آریتال](#) می گویند). با این ابزار ریاضی می توان [احتمال](#) نتایج مختلف در آزمایش ها را پیش بینی کرد. مثلاً با آن می توان احتمال یافتن الکترون را در ناحیه خاصی در اطراف هسته در یک زمان مشخص محاسبه کرد. بر خلاف

مکانیک کلاسیک، نمی‌توان هم زمان کمیت‌های مزدوج را، مانند مکان و تکانه، با هر دقتی پیش‌بینی کرد. مثلاً می‌توان گفت که الکترون در ناحیه مشخصی از فضا است، ولی مکان دقیق آن را نمی‌توان معلوم کرد. البته معنی این حرف این نیست که الکترون در تمام این ناحیه پخش شده‌است. الکترون در یک ناحیه از فضا یا هست و یا نیست. این ناتوانی در تعیین مکان الکترون را اصل عدم قطعیت هایزنبرگ به طور ریاضی بیان می‌کند.

پدیده دیگری که منجر به پیدایش مکانیک کوانتومی شد، امواج الکترومغناطیسی مانند نور بودند. ماکس پلانک در سال ۱۹۰۰ هنگام مطالعه بر روی تابش جسم سیاه کشف کرد که انرژی این امواج را می‌توان به شکل بسته‌های کوچکی در نظر گرفت. آلبرت اینشتین از این فکر بهره برد و نشان داد که امواجی مثل نور را می‌توان با ذره‌ای به نام فوتون که انرژی‌اش به فرکانس بستگی دارد توصیف کرد. این نظریه‌ها به دیدگاهی به نام دوگانگی موج-ذره بین ذرات زیراتمی و امواج الکترومغناطیسی منجر شد که در آن ذرات نه موج و نه ذره بودند، بلکه ویژگی‌های هر دو را از خود بروز می‌دادند. مکانیک کوانتومی علاوه بر این که دنیای ذرات بسیار ریز را توصیف می‌کند، برای توضیح برخی از پدیده‌های بزرگ مقیاس (ماکروسکوپی) هم کاربرد دارد، مانند ابرسازی و ابرشارگی.

مکانیک کوانتومی و فیزیک کلاسیک



نمایش دوگانگی موج-ذره با یک بسته موج فوتونی

اثرات و پدیده‌هایی که در مکانیک کوانتومی و نسبیت پیش‌بینی می‌شوند، فقط برای اجسام بسیار ریز یا در سرعت‌های بسیار بالا آشکار می‌شوند. تقریباً همه پدیده‌هایی که انسان در زندگی روزمره با آن‌ها سروکار دارد به طور کاملاً دقیقی توسط فیزیک نیوتنی قابل پیش‌بینی است.

در مقادیر بسیار کم ماده، یا در انرژی‌های بسیار پایین، مکانیک کوانتومی اثرهایی را پیش‌بینی می‌کند که فیزیک کلاسیک از پیش‌بینی آن ناتوان است. ولی اگر مقدار ماده یا سطح انرژی را افزایش دهیم، به حدی می‌رسیم که می‌توانیم قوانین فیزیک کلاسیک را بدون این که خطای قابل ملاحظه‌ای مرتکب شده باشیم، برای توصیف پدیده‌ها به کار ببریم. به این «حد» که در آن قوانین فیزیک کلاسیک (که معمولاً ساده‌تر هستند) می‌توانند به جای مکانیک کوانتومی پدیده‌ها را به درستی توصیف کنند، حد کلاسیک گفته می‌شود.

کوشش برای نظریه وحدت‌یافته

وقتی می‌خواهیم مکانیک کوانتومی را با نظریه نسبیت عام (که توصیف گر فضا-زمان در حضور گرانش است) ترکیب کنیم، به ناسازگاری‌هایی برمی‌خوریم که این کار را ناممکن می‌کند. حل این ناسازگاری‌ها هدف بزرگ فیزیکدانان قرن بیستم و بیست‌ویکم است. فیزیکدانان بزرگی همچون استیون هاوکینگ در راه رسیدن به نظریه وحدت‌یافته نهایی تلاش می‌کنند؛ نظریه‌ای که نه تنها مدل‌های مختلف فیزیک زیراتمی را یکی کند، بلکه چهار نیروی بنیادی طبیعت: نیروی قوی، نیروی ضعیف، الکترومغناطیس و گرانش را نیز به شکل جلوه‌های مختلفی از یک نیرو یا پدیده نشان دهد.

مکانیک کوانتومی و زیست شناسی

به تازگی تحقیقات چند موسسه در [امریکا](#) و [هلند](#) نشان داده است که بسیاری از فرایندهای زیستی از مکانیک کوانتومی بهره می برند. قبلا تصور می شد [فتوسنتز](#) گیاهان فرایندی بر پایه [بیوشیمی](#) است اما تحقیقات پروفیسور فلمینگ و همکارانش در [دانشگاه برکلی کالیفرنیا](#) و [دانشگاه سنت لوییس واشنگتن](#) به کشف یک مرحله کلیدی از فرآیند فوتوسنتز منجر شده که بر مکانیک کوانتومی استوار است. همچنین پژوهشهای کریستوفر آلمن، پژوهشگری از [موسسه دانش نانوی کاوولی](#) در [هلند](#)، حاکی از آن است که نحوه کارکرد سلولهای عصبی خصوصا در مغز که تا مدتها فرایندی بر پایه فعالیتهای الکتریکی و [بیوشیمی](#) پنداشته می شد و محل بحث [ساختار گرایان](#) و [متریالیتها](#) و [زیست شناسها](#) بود، شامل سیستمهای کوانتومی بسیاری است. این پژوهشها نشان می دهد که سلول عصبی یک حلزون دریایی می تواند از نیروهای کوانتومی برای پردازش اطلاعات استفاده کند. در انسان نیز، [فیزیک کوانتومی](#) احتمالا در فرآیند [تفکر](#) دخیل است.
