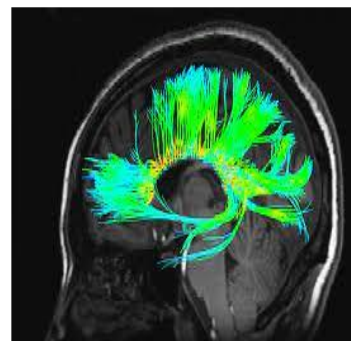
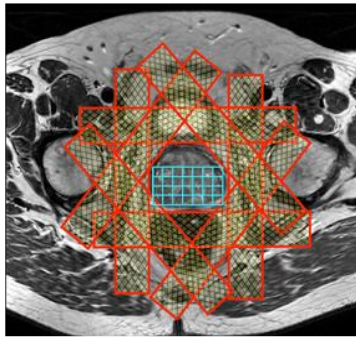




عنوان دوره آموزشی

آشنایی با روشهای نوین تصویربرداری پزشکی



بهار ۱۴۰۱



گروه هدف

آشنایی با روشهای نوین تصویربرداری پزشکی

اهداف آموزشی

افزایش دانش و آگاهی فراگیران در زمینه اصول نوین تصویربرداری

روش و نحوه اجرای آموزش

مدت دوره: ۲۰ ساعت

اجرای آموزش: کتابخوانی

نوع آزمون: کتابخوانی

روش آزمون: الکترونیک

فهرست

- روشهای نوین برپایه تصویربرداری تشدید مغناطیسی ۶
- (A) تصویربرداریهای نوین برپایه تشدید مغناطیسی هسته (MRI) ۶
- (A1) تصویربرداری MRI: ۷
- (A2) fMRI یا تصویرسازی تشدید مغناطیسی کارکردی ۱۶
- (A3) تصویربرداری دیفیوژن: ۳۰
- (A4) تصویربرداری پرفیوژن PWI ۳۷
- (A5) الاستوگرافی رزونانس مغناطیسی MRE: ۳۹
- (A6) تصویربرداری آنژیوگرافی رزونانس مغناطیسی (MRA): ۴۳
- (A7) ام آر اسپکتروسکوپی (سینگل و مولتی وکسل) ۴۶
- (B) روشهای تصویربرداری برپایه امواج اولتراسوند ۶۰
- (C) روشهای CT scan ۷۴
- (D) تصویربرداری توموگرافی نشر پوزیترون (PET) ۸۴
- ۴-تصویربرداری ترکیبی ۹۰
- ۱-سیستم ترکیبی SPECT/CT: ۹۱
- ۲-سیستم ترکیبی PET/CT ۹۲
- ۳-سیستم اسکنر PET/MRI ۹۴
- (E) تصویربرداری اپتیکی (OI): ۹۶

روشهای نوین برپایه تصویربرداری تشدید مغناطیسی

(A) تصویربرداریهای نوین برپایه تشدید مغناطیسی هسته (MRI)

پدیده‌ی تشدید مغناطیسی هسته‌ای به عنوان یک روش تصویربرداری در اوایل ۱۹۷۰ توسعه داده شد. ویژگی غیر یونیزاسیون تشدید مغناطیسی هسته‌ای، آن را برای مطالعه‌ی جزئیاتی ساختارهای آناتومیکی ایده‌آل کرده است. روش‌های موجود در تصویربرداری تشدید مغناطیسی (MRI) می‌توانند موارد زیر را نشان دهند:

- تفاوت‌های شیمیایی بین بافت‌ها به صورت تغییراتی در یک تصویر مقیاس خاکستری (پاتولوژی تومور)
- جریان خون به صورت یک تصویر با شدت بالا از عروق یا در برش‌های کوچک یا تصاویر سه بعدی
- تصاویر محوری، کروئال، ساجیتال و مایل از یک سری داده وکسل سه بعدی کامل (سر)
- برش‌های طولانی، به ویژه در نمای ساجیتال (نخاع)

روش‌های تصویربرداری سریع توسعه یافته‌اند بنابراین حرکات اندام (قلبی، تنفسی) می‌توانند به صورت موثری ثابت شوند که تصاویر واضحی از قلب و شکم ارائه دهند. جمع‌آوری سریع داده تصویربرداری سه بعدی معمول بالینی را برای بررسی آناتومی کرانیال و مسیرهای عروقی (آنژیوگرافی تشدید مغناطیسی (MRA) امکان پذیر کرده است. MRI اطلاعات بالینی مشابه CT را ارائه نمی‌دهد: CT هنوز هم تصویربرداری سریع تر و قدرت تفکیک بالاتری را تامین می‌کند ولی ویژگی غیر یونیزاسیون MRI یک مزیت ممتاز برای تصویربرداری نواحی حساس (پستان) به شمار می‌آید. داده سیگنال برخلاف ویژگی‌های عبور اشعه ایکس که توسط CT نشان داده می‌شود به ویژگی‌های فیزیولوژیکی بافت مربوط می‌شود. جریان خون می‌تواند توسط MRI نشان داده شود و افزایش بیشتر حساسیت دیده شدن مسیرهای گردشی میکرو در مغز را امکان پذیر می‌کند.

برخلاف توموگرافی کامپیوتری با اشعه‌ی ایکس، سیگنال‌های تشکیل دهنده‌ی تصویر در MRI فرکانس‌های رادیویی هستند که اطلاعات تصویر را از طریق تغییر در موارد زیر حمل می‌کنند:

- فرکانس
- دامنه
- فاز

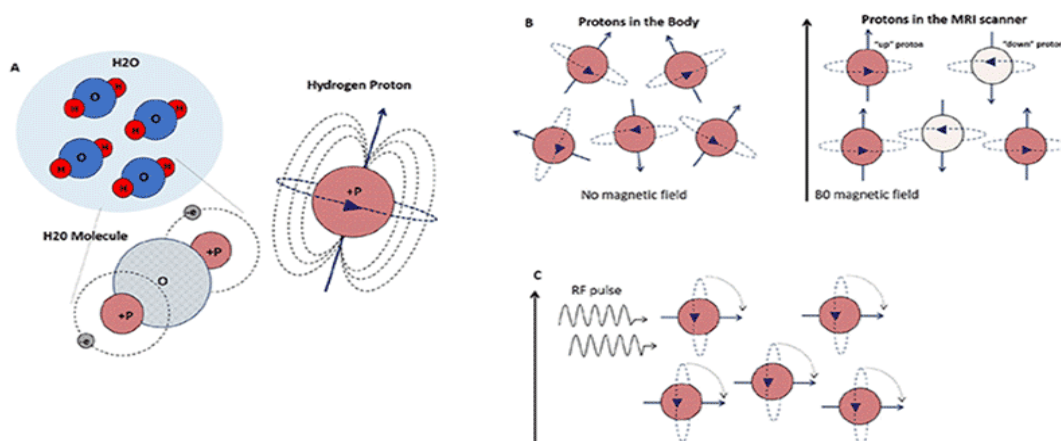
تصویربرداری تشدید مغناطیسی یا ام آر آی یک فناوری تصویربرداری غیرتهاجمی است که تصاویر دقیق سه بعدی را از اعضای بدن تولید می‌کند. این روش اغلب برای تشخیص، بررسی و نظارت بر بیماری استفاده می‌شود. MRI مبتنی بر فناوری پیشرفته‌ای است که پروتون‌های موجود در آب تشکیل‌دهنده بافت‌های موجود زنده را تحریک و جهت محور چرخشی پروتون‌ها را تشخیص می‌دهد.

(A1) تصویربرداری MRI :

نحوه دقیق کارکرد ام آر آی چیست؟ در اصل MRI یا Magnetic resonance imaging به معنی تصویربرداری تشدید مغناطیسی است. در اصل ام آر آی با تغییرات خواص شیمیایی و مغناطیسی بافت نرم و اندازه‌گیری این تغییرات اقدام به تصویر برداری می‌کند. ام آر آی از آهن‌رباهایی قدرتمند بهره می‌گیرد که یک میدان مغناطیسی قوی تولید می‌کند و پروتون‌ها را در بدن مجبور می‌کند تا با آن میدان همسو شوند. وقتی امواج رادیویی به بدن بیمار ارسال می‌شوند، پروتون‌ها تحریک شده و از حالت تعادل خارج می‌شوند و در برابر جاذبه میدان مغناطیسی تحت تاثیر قرار می‌گیرند. هنگامی که فرستنده‌های امواج رادیویی را قطع کنیم، سنسورهای ام آر آی قادر به شناسایی انرژی آزاد شده در هنگام آرایش مجدد پروتون‌ها با میدان مغناطیسی هستند. مدت زمان لازم برای آرایش دوباره پروتون‌ها با میدان مغناطیسی و همچنین میزان انرژی آزاد شده، بسته به محیط و ماهیت شیمیایی مولکول‌ها تغییر می‌کند. پزشکان براساس این ویژگی‌های مغناطیسی قادر به

تشخیص تفاوت بین انواع بافت‌ها هستند. MRI با استفاده از میدان‌های مغناطیسی و امواج رادیویی میزان آب موجود در بافت‌های مختلف بدن را اندازه‌گیری می‌کند، موقعیت آب را نقشه برداری می‌کند و سپس از این اطلاعات برای تولید یک تصویر دقیق استفاده می‌کند. تصاویر بسیار دقیق هستند زیرا بدن ما از ۶۵٪ آب تشکیل شده است؛ بنابراین سیگنال زیادی برای اندازه‌گیری داریم. مولکول آب (H_2O) از دو اتم هیدروژن و یک اتم اکسیژن تشکیل شده است. اتم‌های هیدروژن (H) هستند که نقش مهم مولکول‌های آب در MRI را ایفا می‌کنند و آنچه که در ام‌آی‌آی برای اندازه‌گیری سیگنال از بدن نیاز است را تامین می‌کند. اگر هیدروژن را با جزئیات بیشتری بررسی کنیم، می‌بینیم که هسته مرکزی آن حاوی یک بار مثبت است که پروتون نامیده می‌شود. مانند سیاره زمین که با قطب مغناطیسی شمال و جنوب در محور خود می‌چرخد. هر پروتون هیدروژن در حال چرخش مانند یک آهنربای کوچک است که بر روی محور خود به دور خود می‌چرخد. در هر لحظه از زمان، همه میلیاردها پروتون هیدروژن در بدن ما در موقعیت‌های تصادفی قرار دارند و بر روی محورهای خود می‌چرخند.

نگاه میکروسکوپی به عملکرد ام‌آی‌آی



زمانی که بدن انسان را در معرض یک میدان مغناطیسی قوی مانند اسکتر دستگاه ام‌آی‌آی قرار دهیم این حرکات تصادفی پروتون‌ها تغییر می‌کند. درست مانند اینکه یک سوزن قطب نما با میدان مغناطیسی زمین تراز

می‌شود. وقتی این پروتون‌های هیدروژن که به طور تصادفی در حال چرخش هستند در یک اسکنر MRI قرار می‌گیرند، محورهای آن‌ها با میدان مغناطیسی قوی اسکنر تنظیم می‌شود. دقیقاً مانند یک سوزن قطب نما در زمین، قطب نما خود از نظر جسمی حرکت نمی‌کند، بلکه سوزن می‌چرخد تا خودش را تراز کند. به همین ترتیب، پروتون‌های هیدروژن هنگام ورود به اسکنر ام آر آی از نظر جسمی در بدن شما حرکت نمی‌کنند و محورهای آن‌ها فقط در جهت میدان اسکنر تراز می‌شوند. محور برخی از آن‌ها به سمت بالا (حرکت از چپ به راست پروتون‌ها) و محور برخی دیگر به سمت پایین (حرکت از راست به چپ پروتون‌ها) تراز می‌شوند. با توجه به قوانین فیزیک کوانتوم، همیشه پروتون‌های با جهت محور رو به بالا کمی بیش‌تر از پروتون‌های با جهت محور رو به پایین وجود دارد. اگر اکنون به میدان مغناطیسی کل تولید شده از همه پروتون‌های دقت کنید، این آهنرباهای ریز تقریباً یکدیگر را خنثی می‌کنند و فقط میدان مغناطیسی کوچکی که از پروتون‌های اضافی با محور رو به بالا وجود دارد خنثی نمی‌شود، و این میدان مغناطیسی کوچک را ما می‌توانیم با استفاده از سنسورهای MRI اندازه‌گیری کنیم.

مفهوم فرکانس تقدیمی در MRI چیست؟

میدان اسکنر نه تنها بر تراز پروتون هیدروژن تأثیر می‌گذارد، بلکه بر سرعت چرخش این پروتون‌ها (سرعت چرخش پروتون‌ها در یک میدان مغناطیسی) تأثیر می‌گذارد که فرکانس تقدیمی نامیده می‌شود. فرکانس تقدیمی به قدرت میدان مغناطیسی بستگی دارد. هرچه میدان مغناطیسی قوی‌تر باشد، پروتون‌ها سریع‌تر می‌چرخند. این دو ایده تنظیم مجدد محور و فرکانس تقدیمی هنگام استفاده از ام آر آی برای اندازه‌گیری سیگنال از این مولکول‌های هیدروژن مهم هستند.

چگونه می‌توان میدان مغناطیسی کوچک ناشی از پروتون‌های اضافی با محور رو به بالا در بدن را از میدان بزرگ ایجادشده توسط اسکنر تشخیص داد؟ ما از فرکانس رادیویی (RF) استفاده می‌کنیم. این پالس، برای اینکه

پروتون‌ها از آرایش میدان مغناطیسی اسکنرها خارج شود استفاده می‌شود. فرکانس پالس RF باید همان فرکانس پروتون‌های هیدروژن در حال چرخش باشد، بنابراین آن‌ها می‌توانند انرژی را تبادل کنند. زمانی که آن‌ها در رزونانس هستند (فرکانس یکسانی دارند) رزونانس آن‌ها را قادر می‌سازد تا انرژی کافی را از پالس RF جذب کنند تا محورهای خود را از میدان اسکنرهای ام آر آی بچرخانند، بنابراین اسکنر MRI می‌تواند آن را اندازه‌گیری کند.

چگونه می‌توان تصویری از این پروتون‌های هیدروژن در حال چرخش در مغز به دست

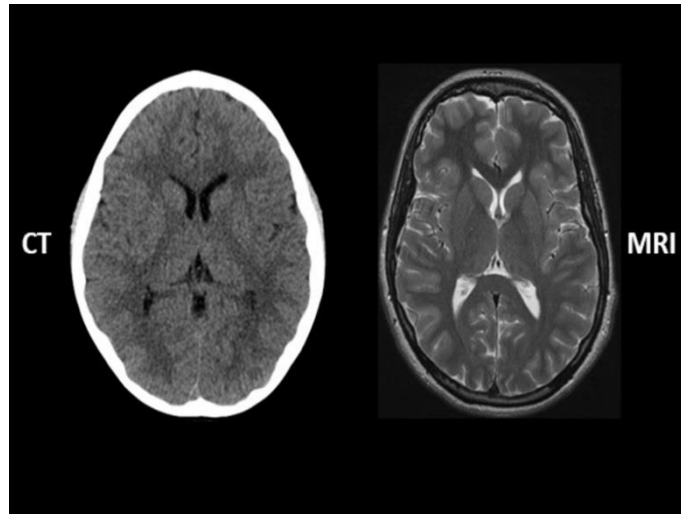
آورد؟

منشا ایجاد تصاویر در ام آر آی چیست؟ با خاموش شدن پالس RF، پروتون‌ها به حالت قبل برمی‌گردند و در امتداد میدان مغناطیسی اصلی دوباره تنظیم می‌شوند. همانطور که پروتون‌ها به عقب برمی‌گردند و با میدان اصلی دوباره تراز می‌شوند، انرژی از دست می‌دهند. بافت‌های مختلف بدن مقادیر مختلفی از انرژی را صادر می‌کنند. برای اندازه‌گیری این انرژی ساطع شده، به تجهیزات خاصی (کوئل یا سیم‌پیچ) نیاز داریم که در اطراف بدن بیمار قرار می‌گیرند. سیم پیچ به عنوان یک آنتن عمل می‌کند و انرژی آزاد شده را به عنوان جریان الکتریکی تشخیص می‌دهد. جریان الکتریکی از طریق رایانه با استفاده از یک نوع محاسبه ریاضی به نام تبدیل فوری به تصویر تبدیل می‌شود. از آنجا که پروتون‌ها در انواع مختلف بافت‌های مغز، مانند ماده خاکستری، ماده سفید و خون، مقدار متفاوتی از انرژی را تولید می‌کنند بنابراین بین بافت‌ها تمایز ایجاد می‌شود و تصاویری با کیفیت خوب ایجاد می‌کند. برای به دست آوردن تصویر MRI، بیمار درون یک آهن ربای بزرگ قرار می‌گیرد و باید در طی مراحل تصویربرداری، ثابت بماند تا تصویر را تار نکند. برای ایجاد کنتراست قابل قبول بین بافت‌ها ممکن است از ماده حاجب (اغلب حاوی عنصر گادولینیوم) قبل یا در طول ام آر آی به صورت داخل وریدی استفاده

شود تا سرعت آرایش مجدد پروتون‌ها با میدان مغناطیسی را افزایش دهد. هرچه پروتون‌ها سریع‌تر تراز شوند، تصویر روشن‌تر می‌شود.

مزایای MRI چیست؟

اسکن‌های MRI به ویژه برای تصویربرداری از قسمت‌های غیر استخوانی یا بافت‌های نرم بدن بسیار مناسب هستند. این روش تصویربرداری با برش‌نگاری رایانه‌ای (CT) تفاوت دارد، از این جهت که از اشعه یونیزه کننده و مخرب اشعه X استفاده نمی‌کنند. مغز، نخاع و اعصاب و همچنین عضلات، رباط‌ها و تاندون‌ها در ام آر آی بسیار واضح‌تر از عکس با اشعه ایکس و CT دیده می‌شوند. به همین دلیل اغلب از MRI برای تصویربرداری از آسیب‌های زانو و شانه استفاده می‌شود. در مغز، ام آر آی می‌تواند بین ماده سفید و ماده خاکستری تفاوت ایجاد کند و همچنین می‌توان برای تشخیص آنوریسم و تومور مغزی از آن بهره‌گرفت. از آنجا که MRI از اشعه ایکس یا اشعه‌های مضر دیگر استفاده نمی‌کند، از این روش تصویربرداری برای تشخیص یا درمان بیماری‌هایی که به تصویربرداری و بررسی مکرر نیاز است (به ویژه در مغز) استفاده می‌شود. با این وجود MRI گران‌تر از تصویربرداری با اشعه ایکس یا سی تی اسکن (CT scan) است. علاوه بر تصویربرداری ام آر آی به روش معمول، نوعی MRI تخصصی به نام روش تصویربرداری تشدید مغناطیسی عملکردی (fMRI) نیز مطرح شده‌است. این روش برای مشاهده ساختارهای مغز و تعیین کردن مناطقی از مغز که در طی کارهای مختلف شناختی فعال می‌شوند (اکسیژن بیش‌تری مصرف می‌کنند) استفاده می‌شود. این روش برای مطالعات پیشرفته درک سازمان مغز استفاده می‌شود و استاندارد جدیدی را برای ارزیابی وضعیت عصبی و خطر جراحی مغز و اعصاب ارائه می‌دهد. این نوع تصویر برداری در علوم اعصاب و نوروساینس کاربرد زیادی دارد. در ادامه در مورد عوارض ام آر آی صحبت می‌کنیم.



محدودیت‌ها و عوارض MRI چیست؟

اگرچه MRI تابش یونیزه کننده‌ای را که در تصویربرداری اشعه ایکس و CT وجود دارد ساطع نمی‌کند، اما یک میدان مغناطیسی قوی را برای تصویربرداری به کار می‌گیرد. میدان مغناطیسی به کار گرفته شده بسیار فراتر از دستگاه‌های مرسوم دیگر است. این نیروهای بسیار قدرتمند مغناطیسی بر روی اجسام آهنی، برخی از انواع فولادها و سایر اجسام مغناطیسی اثر می‌گذارد و آنقدر قوی است که می‌تواند ویلچر را در اتاق تصویر برداری بچرخاند. بیماران قبل از اسکن توسط دستگاه باید هر نوع ایمپلنت در داخل بدن (مثل کاشتنی‌های ارتوپدی به کار رفته در سیستم حرکتی) یا هر نوع محدودیت پزشکی دیگر را به پزشکان خود اطلاع دهند.



از عوارض MRI می‌توان به موارد زیر اشاره کرد:

- افرادی که دارای انواع کاشنی‌ها (ایمپلنت‌ها) در بدن خود هستند، (به ویژه آن‌هایی که دارای آهن هستند) (به طور مثال ضربان سازهای قلب، محرک‌های عصب واگ، الکتروشوک‌های قلبی قابل کاشت، مانیتورهای کوچک کاشتی، پمپ‌های انسولین، حلزون مصنوعی گوش، محرک‌های عمقی مغز و کپسول‌های آندوسکوپی نباید وارد دستگاه ام آر آی شوند.
- سر و صدا: نویز بلندی که مانند کلیک کردن و بوق زدن احساس می‌شود. همچنین شدت صدا تا ۱۲۰ دسی بل در برخی اسکنرهای خاص MRI، ممکن است به محافظ گوش ویژه‌ای نیاز داشته باشد.
- تحریک عصب: یک احساس لرزش ناگهانی گاهی اوقات بدلیل تغییر سریع میدان‌های مغناطیسی در ام آر آی در بدن حس می‌شود.
- عوامل ایجاد کنتراست: بیماران مبتلا به نارسایی شدید کلیه که نیاز به دیالیز دارند ممکن است در معرض ابتلا به یک بیماری نادر اما جدی به نام فیبروز سیستمیک کلیوی باشند که ممکن است با استفاده از برخی مواد حاجب حاوی گادولینیم مانند گادودیامید، بیماری آن‌ها وخیم‌تر شود. اگرچه هم‌چنان بطور دقیق رابطه مستقیمی بین این بیماری و مواد حاجب به کار گرفته شده یافت نشده‌است، اما دستورالعمل‌های فعلی توصیه می‌کنند که بیماران دیالیزی فقط در موارد ضروری باید عوامل گادولینیوم

را دریافت کنند و دیالیز باید در اسرع وقت پس از اسکن انجام شود تا ماده حاجب به سرعت از بدن خارج شود.

- بارداری: در حالی که هیچ تاثیری بر روی جنین اثبات نشده است، توصیه می‌شود که از اسکن ام آر آی در دوران بارداری به خصوص در سه ماهه اول بارداری (هنگام تشکیل اندام‌های جنین) برای جلوگیری از هرگونه پیشامد نامطلوب خودداری شود. یکی از عوامل افزایش دهنده ریسک این است که عوامل ایجاد کنتراست (ماده حاجب) در صورت استفاده می‌توانند وارد جریان خون جنین شوند.
- تنگناهراسی: یکی از عوارض ام آر آی می‌تواند استرس فرد از قرارگیری در تونلی وحشتناک باشد! افراد مبتلا به تنگناهراسی (حتی در فرم خفیف این بیماری) تحمل زمان اسکن طولانی در داخل دستگاه برایشان دشوار است. آشنایی با دستگاه و فرآیند و همچنین تکنیک‌های تمرکز، آرام بخشی و بیهوشی مکانیزم‌هایی برای غلبه بر ناراحتی بیماران فراهم می‌کند. مکانیسم‌های اضافی تحمل این فضا برای این بیماران شامل گوش دادن به موسیقی یا تماشای فیلم، بستن یا پوشاندن چشم‌هاست MRI. باز دستگاهی است که بر خلاف دستگاه‌های ام آر آی معمول که از یک محفظه بسته با یک انتهای باز ساخته شده است، از دو طرف باز است، بنابراین بیمار را به طور کامل احاطه نمی‌کند. این روش برای تأمین نیازهای بیماران که از تونل باریک و صداهای معمول در دستگاه MRI ناراحت هستند و یا بیماران که اندازه یا وزن آن‌ها، تصویربرداری در دستگاه‌های MRI معمول را غیر عملی می‌کند، ایجاد شده است. فناوری جدید ام آر آی باز، تصاویر با کیفیت بالا را برای بسیاری از آزمایشات فراهم می‌کند اما این فناوری تاکنون برای همه انواع تصویربرداری از اندام‌ها تجاری سازی نشده است.

چگونه برای آزمون MRI آماده شویم!؟

تمام جواهرات و زیورآلات دیگر را قبل از اسکن MRI در بیاورید. موارد فلزی و الکترونیکی می‌توانند میدان مغناطیسی دستگاه MRI را مختل کنند و اجازه‌ی ورود به اتاق معاینه را ندارند. آن‌ها می‌توانند باعث سوختگی شده و یا در اتاق اسکن به اطراف پرتاب شوند که بسیار خطرناک است. این موارد عبارتند از:

- جواهرات، ساعت، کارت‌های اعتباری و وسایل کمک شنوایی. همه‌ی این موارد می‌توانند آسیب ببینند.
 - گیره، گیره فلزی، زیپ فلزی و موارد فلزی مشابه؛ همه می‌توانند تصاویر MRI را خراب کنند.
 - ایمپلنت‌های دندان‌ی که قابلیت خارج شدن دارند.
 - خودکار، چاقوی جیبی و عینک
 - پیرسینگ بدن
 - موبایل، ساعت‌های الکترونیکی و ابزارهای ردیابی
- در بیشتر موارد، اسکن MRI برای بیمارانی با ایمپلنت‌های فلزی به جز چند مورد اندک، خطری ندارد. افراد دارای ایمپلنت‌های زیر بهتر است بدون ارزیابی‌های ایمنی وارد محوطه اسکن نشده و اسکن نشوند:

- بعضی ایمپلنت‌های گوش
- بعضی از گیره‌های استفاده شده در آنوریسم مغزی
- برخی از انواع سیم‌پیچ‌های جایگذاری شده در رگ‌های خونی
- بعضی‌های دستگاه‌های شوک قلبی و پیس‌میکرها

(A2) fMRI یا تصویر سازی تشدید مغناطیسی کار کردی

MRI معمولی به طور گسترده برای تشخیص رادیولوژیک استفاده می‌شود و نقشه‌های فضایی از خواص هسته‌های هیدروژن متحرک (تک پروتون‌ها) که عمدتاً در مولکول‌های آب وجود دارند، تولید می‌کند. تصاویر تشدید مغناطیسی معمولی جزئیات آناتومیک را با وضوح عالی (در حد ۱ میلی متر یا بهتر)، در سه بعدی به تصویر می‌کشند و بافت‌های نرم را به خوبی متمایز می‌کنند. کنتراست درون تصاویر ناشی از تغییرات عمدتاً در چگالی آب درون بافت‌ها و نحوه تعامل آب با ماکرومولکول‌ها است. MRI عملکردی (fMRI) در حال حاضر نیز در بسیاری از مراکز به خوبی تثبیت شده است و از تکنیک‌های تصویربرداری مشابه و تجهیزات مشابه MRI معمولی استفاده می‌کند. fMRI متکی بر تشخیص تغییرات کوچک در سیگنال‌های مورد استفاده برای تولید تصاویر تشدید مغناطیسی است که با فعالیت عصبی در مغز مرتبط است، و اطلاعات منحصر به فرد و ارزشمندی را برای کاربرد در علوم اعصاب پایه و بالینی تولید می‌کند. fMRI ایمن، غیرتهاجمی و قابل تکرار در بزرگسالان و کودکان است و بنابراین کاربردهای بالقوه گسترده‌ای دارد. در fMRI سیگنال‌های مغزی بدون استفاده از پرتوهای یونیزان ثبت می‌شود. دارای رزولوشن مکانی بالا در حدود ۳-۵ میلی‌متر است. با استفاده از این روش می‌توان از تمام نواحی مغزی حتی عمق مغز سیگنال ثبت کرد، برخلاف EEG یا MEG که حول وحوش نواحی سطحی قشری هستند. این بررسی اجمالی سعی خواهد کرد که اساس فیزیکی fMRI، نحوه انجام آن در عمل، برخی از محدودیت‌های تکنیک و برخی از انواع کاربردهایی که تا به امروز مورد استفاده قرار گرفته‌اند را نشان دهد.

fMRI تغییرات وابسته به سطح اکسیژن خون (BOLD) در سیگنال MRI را تشخیص می‌دهد که وقتی تغییراتی در فعالیت عصبی بدنبال تغییر حالت مغز رخ می‌دهد، مثلاً ممکن است توسط یک محرک یا کار ایجاد شود. یکی از مقدمات اساسی بسیاری از کاربردهای فعلی تصویربرداری عملکردی این است که رفتارها و

¹ blood-oxygen-level-dependent

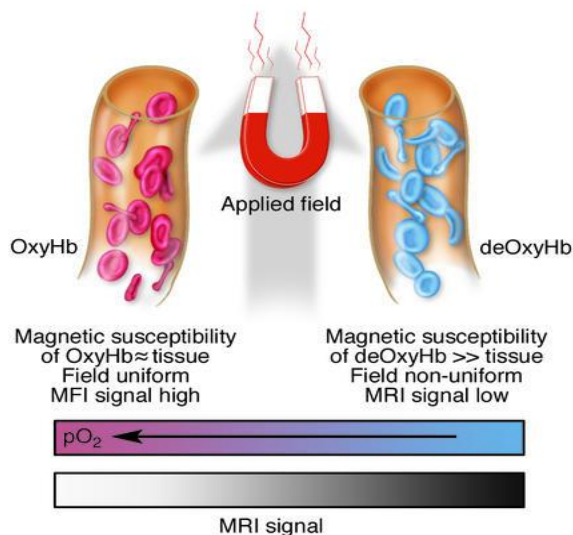
عملکردهای مختلف مغز به تعامل و ارتباط هماهنگ اجزای سیستم‌های مغزی باهمدیگر متکی هستند که از نظر فضایی متمایز توزیع شده و در عین حال در شبکه‌های عصبی عملکردی بهم متصل هستند. بنابراین شناسایی بسترهای عصبی زیستی مرتبط با عملکردهای مختلف مغز احتمالاً چگونگی تعیین رفتار مغز را روشن می‌کند. علاوه بر این، نقشه‌های جغرافیایی که مکان‌های مناطق بحرانی را شناسایی می‌کنند، مانند مواردی که در تولید و درک زبان، شنوایی، بویایی و تفکر نقش دارند، در ارزیابی‌های بالینی و برنامه‌ریزی مداخلات اهمیت مستقیم دارند.

منشأ فیزیکی سیگنال‌های BOLD به خوبی درک شده است، اگرچه ارتباط دقیق آنها با فعالیت متابولیک و الکتروفیزیولوژیکی اساسی باید بیشتر توضیح داده شود. به خوبی ثابت شده است که افزایش فعالیت عصبی در ناحیه ای از قشر مغز باعث افزایش جریان خون موضعی به منظور پاسخگویی به تقاضای بیشتر برای اکسیژن و سایر بسترها می‌شود. تغییر در جریان خون در واقع از آنچه لازم است بیشتر است، به طوری که، در سطح مویرگی، یک افزایش خالص در تعادل خون‌شریانی با اکسیژن به خون وریدی بدون اکسیژن وجود دارد. اساساً، تغییر در پرفیوژن بافتی از تقاضای متابولیک اضافی فراتر می‌رود، بنابراین غلظت دی‌اکسی‌هموگلوبین¹ در بافتها کاهش می‌یابد. این کاهش تأثیر مستقیمی بر سیگنالهای مورد استفاده برای تولید تصاویر تشدید مغناطیسی دارد. در حالی که خون حاوی اکسی‌هموگلوبین² از نظر حساسیت مغناطیسی آن، با سایر بافت‌ها یا آب تفاوت چندانی ندارد، دئوکسی‌هموگلوبین به طور قابل توجهی پارامغناطیس است (مانند عواملی که برای مواد کنتراست MRI مانند گادولینیوم استفاده می‌شود) و بنابراین خون بدون اکسیژن به طور قابل توجهی از نظر خواص مغناطیسی از بافتهای اطراف متفاوت است. هنگامی که اکسیژن به هموگلوبین متصل نیست، تفاوت بین میدان مغناطیسی اعمال شده توسط دستگاه MRI و میدان مغناطیسی نزدیک به یک مولکول پروتئین خون

¹ deoxyhemoglobin

² oxyhemoglobin

بسیار بیشتر از زمانی است که اکسیژن متصل است. در مقیاس میکروسکوپی، جایگزینی خون بدون اکسیژن با خون اکسیژندار، محیط مغناطیسی موضعی را یکنواخت تر می کند. طول عمر سیگنالهای مورد استفاده برای تولید تصاویر تشدید مغناطیسی مستقیماً به یکنواختی میدان مغناطیسی تجربه شده توسط مولکولهای آب بستگی دارد؛ هر چه میدان یکنواخت تر باشد، مخلوطی از فرکانسهای سیگنال مختلف که از نمونه حاصل می شود بیشتر است و بنابراین سیگنال کلی سریعتر افت میکند. نتیجه وجود سطوح بالاتر دئوکسی هموگلوبین در خون در ناحیه ای از بافت مغز این است که سیگنال MRI از آن ناحیه با سرعت زیادتری تحلیل می رود و در نتیجه زمانی که در یک تصویر رزونانس مغناطیسی معمولی ثبت می شود، تیره تر می شود. این افزایش کوچک سیگنال، همان سیگنال BOLD ثبت شده در fMRI است (شکل مقابل) که معمولاً حدود ۱٪ یا کمتر است، اگرچه بسته به قدرت میدان اعمال شده متفاوت است. تصویر مقابل بطور شماتیک منشاء اثر BOLD در fMRI را نشان میدهد. در حالی که خون شریانی از نظر خواص مغناطیسی مشابه بافت است، خون بدون اکسیژن پارامغناطیس است و



بنابراین باعث ایجاد ناهمگنی در میدان مغناطیسی در بافت شده باعث می شوند سیگنال MRI سریعتر تحلیل رود. سیگنالهای نواحی فعال قشر مغز افزایش می یابد زیرا بافت از نظر مغناطیسی یکنواخت تر می شود.

این تنوع سیگنال یکی از دلایلی است که سیستمهای MRI با میدان بالاتر در حال توسعه هستند. همانطور که می توان از توضیحات بالا پیش بینی کرد، بزرگی سیگنال به

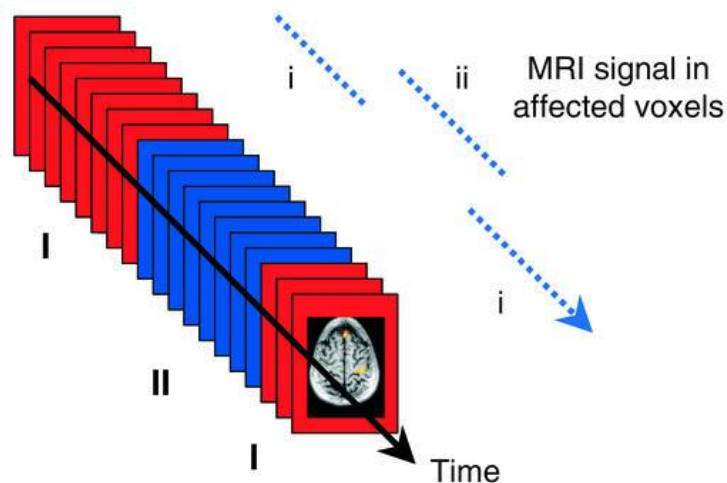
تغییرات جریان خون و حجم داخل بافت و همچنین تغییر در کشش موضعی اکسیژن بستگی دارد، بنابراین هیچ رابطه ساده ای بین تغییر سیگنال و پارامتر فیزیولوژیکی وجود ندارد. بنابراین fMRI تغییرات مطلق مانند واحدهای جریان بدست آمده با تصویربرداری توموگرافی گسیل پوزیترون (PET) را گزارش نمی کند. علاوه بر

این، زمانی که نورون‌ها فعال‌تر می‌شوند، یک تأخیر زمانی وجود دارد تا اتساع عروق لازم برای افزایش جریان و شستشوی دی‌اکسی‌هموگلوبین از ناحیه رخ دهد؛ بنابراین به اصطلاح پاسخ همودینامیک شناسایی شده توسط تصویربرداری BOLD به تأخیر می‌افتد و چند ثانیه پس از یک رویداد تحریک کننده طول می‌کشد.

در fMRI، یک بیمار در آهنربای دستگاه MRI قرار گرفته و در حین تصویربرداری انواع مختلفی از محرک‌ها ممکن است به صورت کنترل‌شده اعمال شوند. به عنوان مثال، ممکن است صدا پخش شوند، تصاویر نشان داده شوند و یا حرکات یا پاسخ‌های حرکتی کوچک القا شوند. اگرچه سکانس‌های تصویربرداری رایج MRI را می‌توان برای تصویربرداری fMRI تطبیق و تعریف داد، اکثر مطالعات با استفاده از سکانس‌های سریع "snapshot" انجام می‌شوند که سکانس¹ EPI روش اصلی است. پیشرفت‌ها در فناوری کوئل‌گرادیان در سال‌های اخیر، اجرای چنین سکانس‌های تصویربرداری فوق‌سریع را مجاز کرده است، که در آن تصاویر مقطعی کامل در کمتر از یک ثانیه (معمولاً حدود ۵۰ تا ۱۰۰ میلی‌ثانیه) ثبت می‌شوند. اگرچه این سکانس‌ها دارای وضوح و کیفیت ضعیفتری نسبت به سکانس‌هایی هستند که برای تشخیص رادیولوژیک استفاده می‌شوند، اما در اثر حرکت فیزیولوژیکی دچار مه‌آلودگی نمی‌شوند و امکان ثبت تصاویر چند برشی از کل مغز در چند ثانیه را فراهم کرده و اصولاً اجازه نمونه‌برداری از پاسخ همودینامیک به رویدادهای محرک و همچنین ثبت متعدد از محرک‌های مکرر در طول یک دوره زمانی آزمایشی معمولی را می‌دهند. تصاویر در یک سکانس ممکن است با یکدیگر متفاوت باشند، حتی زمانی که هیچ تغییری در وضعیت مغز وجود ندارد، به دلیل واریانس سیگنال و اثرات "نویز" خارجی (مانند ولتاژهای تصادفی در سیم پیچ‌ها و اجزای مورد استفاده برای ضبط سیگنال‌های MRI). بنابراین مطالعات fMRI مجموعه‌ای از تصاویر بدست‌آمده در دو یا چند شرایط مختلف را با استفاده از نوعی تحلیل آماری مقایسه می‌کنند. ثبت متعدد سیگنال MRI درجه‌ای از میانگین‌گیری سیگنال را امکان‌پذیر می‌کند که قابلیت اطمینان نتایج را افزایش می‌دهد.

¹ echo-planar imaging

در میان انواع بسیاری از مطالعاتی که می توان انجام داد، دو الگوی تجربی تحریک رایج هستند. در الگوی به اصطلاح "طراحی بلوک"، محرکها در دورههای کوتاه متناوب(بلوک) با مدت چندثانیه اعمال می شوند و سیگنال های MRI برای دو نوع بلوک مقایسه می شوند. برای یک کار تحریک بصری برای بررسی نواحی بصری اولیه، یک بیمار ممکن است یک صفحه شطرنجی سوسوزن روشن را به مدت ۲۰ ثانیه مشاهده کند، سپس یک صفحه تاریک را به مدت ۲۰ ثانیه مشاهده کند و این بلوک ها چندین بار تکرار شوند. برای مثال، هشت جفت بلوک به ضبط کلی نیاز دارند که کمتر از ۶ دقیقه طول بکشد. در طول این مدت، تصاویر ممکن است برای بسیاری از برشهای موازی مختلف (معمولاً ۱۰ تا ۲۰) ثبت شوند، به طوری که هر برش تقریباً هر ۲ ثانیه یک بار تصویربرداری می شود. در این مثال، ۸۰ تصویر برای هر برش برای هر دو شرایط (محرک روشن و خاموش) به دست می آید. آن دسته از عناصر حجمی (وکسل ها) در مغز که تحت تأثیر محرک قرار می گیرند (مانند قشر بینایی اولیه) سکansı از نقاط داده را ارائه می دهند که در آن سیگنال به دلیل اثر BOLD، همزمان با تحریک، شدت متناوب دارد (شکل زیر).



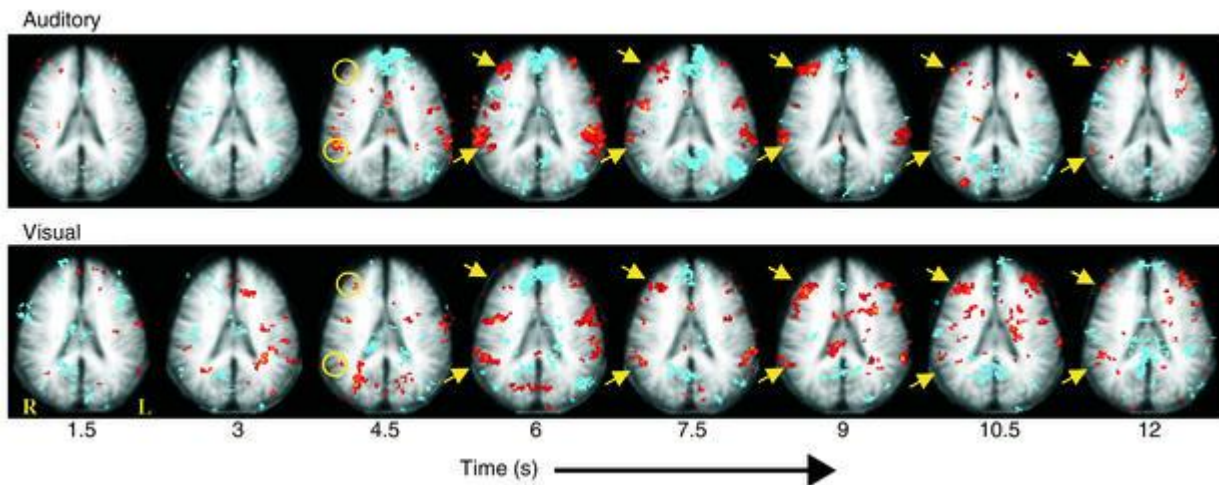
¹ block designs

با تشخیص اینکه کدام وکسل این الگوی متناوب را نشان می دهد، می توان قشر بینایی را شناسایی کرد. طراحی بلوک ساده برای پیاده سازی است و می تواند برای بومی سازی چندین عملکرد اساسی از جمله: (۱) مناطق حسی اولیه، به عنوان مثال، با ارائه محرک های شنیداری در مقابل سکوت استفاده شود. (۲) مناطق درگیر با وظایف حرکتی ساده، مانند ضربه زدن با انگشت. (۳) مناطق بصری مرتبه بالاتر، برای مثال، با ارائه چهره-ها در مقابل اشیاء دیگر برای شناسایی مناطقی که ترجیحاً به چهره ها پاسخ می دهند. و (۴) نواحی زبانی درجه بالاتر با ارائه صحبت کردن در مقابل سایر صداهای پیچیده. در طراحی بلوک، وکسل هایی که تحت تأثیر تحریک قرار نمی گیرند باید مجموعه ثابتی از نقاط داده را ارائه دهند، البته با مقداری واریانس به دلیل تغییرات تصادفی و فیزیولوژیکی که با وضعیت مغز مرتبط نیستند. استراتژی های مختلفی برای شناسایی تغییرات سیگنال واقعی و مرتبط با کار در حضور نوسانات دیگر ابداع شده است. برای مثال، در مقایسه ۸۰ نقطه داده در شرایط ON طراحی بلوک با ۸۰ نقطه داده در شرایط OFF برای هر وکسل، یک آزمون ساده t-test برای ارزیابی احتمال پاسخگویی هر وکسل کافی باشد.

نوع دوم الگوی محرک های گذرا در پارادایم های به اصطلاح "مرتبط با رویداد" تکرار می شوند که قبلاً با موفقیت برای ثبت پتانسیل های مرتبط با رویداد (ERPs) در مطالعات الکتروفیزیولوژیک مورد استفاده قرار گرفته اند. برای آزمایش بسیاری از عملکردهای شناختی، مطالعات مرتبط با رویداد، تنوع بیشتری از طرح های آزمایشی قدرتمندتر را ارائه می دهند. به عنوان مثال، در الکتروفیزیولوژی، یک ERP شناخته شده $P < 0.003$ است که نشان دهنده یک پتانسیل الکتریکی مثبت (P) است که تقریباً ۳۰۰ میلی ثانیه پس از تشخیص یک رویداد "عجیب و شوکمانند"، مانند یک محرک هدف که روی پوست سر به طور تصادفی در یک توالی منظم رخ می دهد، قابل اندازه گیری است (مثلاً تغییر در دنباله ای از صداهای یکسان). $P < 0.003$ ها به طور معمول برای کاربردهای تشخیصی در عصب شناسی و روانپزشکی ثبت می شوند و دامنه و تأخیر آنها تحت تأثیر اختلالات

¹ event-related

مختلف قرار می گیرد. اگر مجموعه ای از محرک ها با دستگاه MRI ارائه شود، یک پاسخ همودینامیک گذرا نیز توسط هر محرک عجیب و غریب ایجاد می شود. با میانگین گیری پاسخ ها به چندین دوره، می توان وکسل هایی را که تغییرات گذرا سیگنال fMRI را نشان می دهند شناسایی کرد. توجه داشته باشید که در چنین مثالی، اگرچه فعالیت الکتریکی ناشی از محرک عجیب و غریب در ۳۰۰ میلی ثانیه پس از رویداد به اوج خود می رسد و به طور قابل ملاحظه ای کمتر از ۱ ثانیه طول می کشد، سیگنال BOLD مربوطه ممکن است تا چند ثانیه بعد به اوج خود نرسیده و برای مدت طولانی تری دوام بیاورد. تصاویر ثبت شده در چندین نقطه زمانی پس از محرک، دوره زمانی تغییرات جریان خون تولید شده توسط فعالیت عصبی را به تصویر می کشند.



کاربردهای بالینی fMRI:

از داده ها و تصاویر fMRI می توان در زمینه های مختلفی که نیاز به بررسی عملکرد مغز داریم استفاده کرد. این تصاویر در حوزه نوروساینس به شدت مورد توجه هستند و عمدتاً جهت بررسی ویافتن نحوه ارائه یک فعالیت شناختی در مغز مورد استفاده قرار می گیرد، علاوه بر این جهت مدلسازی فعالیت های شناختی و نیز بررسی

برخی بیماری‌های مغزی و عصبی نیز مورد توجه بسیار است. البته در حوزه‌های تشخیصی و کلینیکی نیز از fMRI غالباً استفاده می‌شود، که در ادامه نمونه‌هایی از کاربردها بیان شده‌است:

- نقشه‌برداری از نواحی مربوط به گفتار قبل از جراحی
- ارزیابی از پلاستیسیته پس از آسیب مغزی
- ارزیابی بیماران مبتلا به اختلالات هوشیاری (کما، حالت نباتی، حداقل وضعیت هوشیاری، و سندرم (LIS)
- نقشه‌برداری از فعالیت‌های پیچیده (نظیر احساس، موتور کنترل و توابع خاص زبانی و ...) در حالت

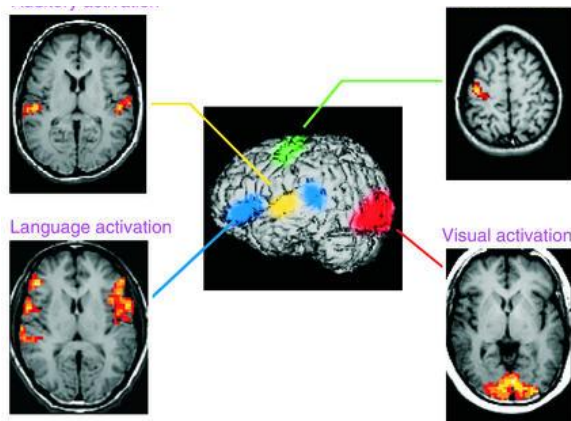
نرمال و بیمار

- مانیتورینگ پاسخ‌های درمانی
- نشانگذاری عصبی
- دروغ سنجی و ...

در دهه‌های ابتدایی ورود fMRI به عرصه تصویربرداری عصبی، این روش تأثیر بزرگی بر روی روش مطالعه عملکرد مغز توسط محققان علوم اعصاب داشت. امروزه، تعدادی از این کارها وارد حوزه‌های کلینیکی شده‌اند. چنین به نظر می‌رسد که این انتقال در دهه بعدی با شتاب بیشتری صورت گیرد. بی شک قبل از اینکه fMRI کلینیکی با تمام پتانسیل آن شناخته و به کاربرده شود باید مسائل زیادی حل شوند تا بتوان از طریق آن نشان‌های دقیق قابل اعتماد فعالیت‌های الکتریکی را دریافت. با این وجود، احتمال شناسایی و درمان بیماری و فواید آن باعث تلاش در جهت تبدیل fMRI به یک ابزار کلینیکی شده‌است.

¹ Locked-in syndrome

fMRI هم در علوم اعصاب بالینی و هم در علوم اعصاب پایه کاربرد دارد. میتوان آزمایش‌های مناسب برای پرداختن به فرضیه‌های خاص در مورد ماهیت سیستم‌های توزیع‌شده که مسئول پاسخ‌های عملکردی مختلف هستند، طراحی کرد. برای کاربردهای بالینی، نقشه‌برداری ساده از عملکردهای حسی و حرکتی حیاتی را می‌توان به آسانی با بیمارانی که در بور آهن‌ریا خوابیده‌اند و وظایف ساده‌ای را انجام می‌دهند یا با محرک‌های حسی در بلوک‌های خاص تحریک می‌شوند انجام داد. fMRI رویکرد اولیه برای ارزیابی مغز بیماران قبل از جراحی مغز

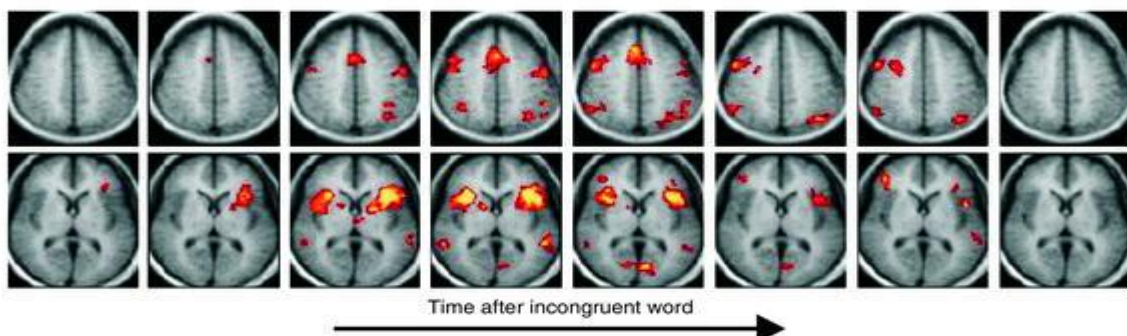


و اعصاب (به عنوان مثال برای درمان صرع لوب تمپورال یا ناهنجاری‌های شریانی وریدی) یا پرتودرمانی است. در چندین مرکز، پروتکل‌های استاندارد توسعه یافته‌اند که به نقشه‌برداری کارآمد از نواحی شنوایی، بصری، حرکتی و زبان اجازه می‌دهد تا جراحان را از موقعیت‌های نواحی عملکردی حیاتی مطلع کند (شکل زیر). داده‌های fMRI

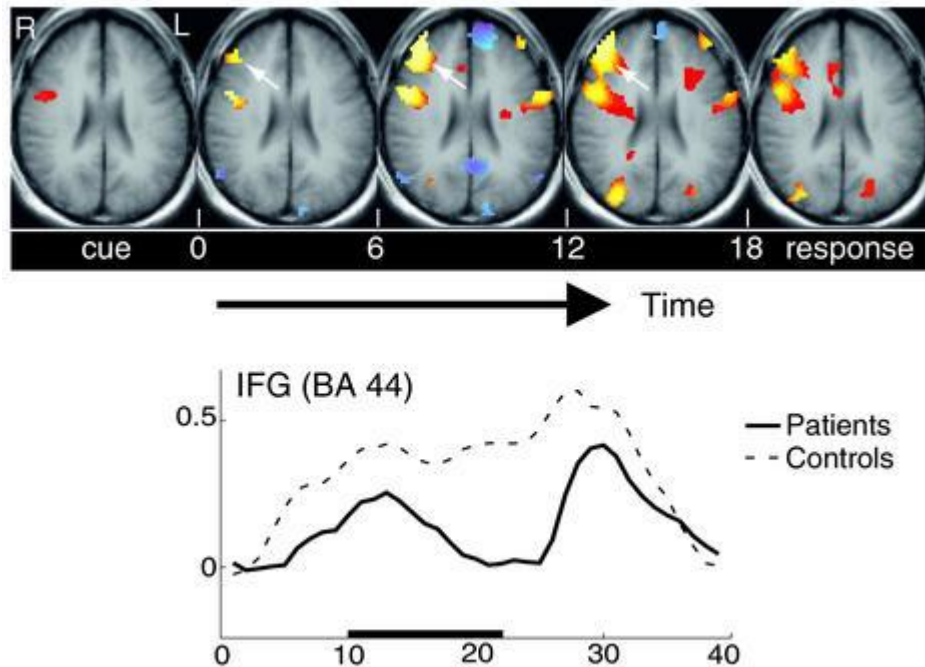
را می‌توان به راحتی با روش‌های جراحی هدایت‌شده مغز و اعصاب با تصویر ادغام کرد.

در کاربردهای عصبی، fMRI در مطالعات بیماران در حال بهبودی پس از سکته مغزی و همچنین در درک میزان از دست دادن پنهان یا بدون علامت عملکردهای قشر مغز در اختلالات دژنراتیو مانند بیماری آلزایمر نقش داشته باشد کاربرد دارد. در روانپزشکی، fMRI برای ترسیم پایه‌های عصبی زیست‌شناختی نقص‌های شناختی مختلف و رفتارهای ناهنجار مورد استفاده قرار می‌گیرد. برای این مطالعات، وظایف پیچیده‌تری توسعه یافته‌اند که به پاسخ‌های شناختی ظریف یا خاص‌تری نیاز دارند. بسیاری از مطالعات بر روی وظایفی استوار است که طی سال‌های متمادی در آزمایش‌های عصبی روان‌شناختی افراد برای شناسایی صفات یا آسیب‌شناسی‌های مختلف

ایجاد شده‌اند. آزمون کلاسیک استروپ را در نظر بگیرید که در آن بیمار باید رنگ کلمات مختلف چاپ شده با فونت رنگی را نام ببرند. در این آزمون به بیمار به صراحت دستور داده می‌شود که پاسخ (خودکار) خواندن کلمات را سرکوب کنند و در عوض فقط رنگ فونت را تشخیص دهند. کلمات نمایش داده شده ممکن است با همان رنگ مربوط به کلمه نمایش داده شده باشد (به عنوان مثال، "قرمز" با رنگ قرمز چاپ می‌شود) و گاهی اوقات به رنگ مختلف (به عنوان مثال، "قرمز" به رنگ آبی چاپ می‌شود). با توجه به تمایل به خواندن کلمه علیرغم دستورالعمل نامگذاری فقط رنگ فونت، زمانی که کلمه و رنگ ناهماهنگ هستند منجر به زمان واکنش طولانی‌تر برای رسیدن به پاسخ درست می‌شود. این آزمایش اثر Stroop است و شامل چندین عنصر توجه و نظارت بر وظایف و همچنین تصحیح پاسخ‌های خودکار است. در یک تست استروپ مربوط به رویداد که انجام می‌شود، ممکن است یک سری از جفت‌های رنگ-کلمه متجانس ارائه شود و کلمات نامتجانس می‌توانند به‌طور تصادفی پراکنده شوند. در ظاهر هر کلمه ناسازگار، مجموعه‌ای از نواحی مغز شروع به فعال شدن می‌کند. شکل زیر دوره زمانی این فعال سازی ها را نشان می‌دهد. شکل به وضوح ثبت و بازبایی بعدی چندین ناحیه مغز را در یک یا چند شبکه کاملاً تعریف شده به تصویر می‌کشد. تست استروپ یکی از بسیاری از این تست‌های روان‌شناختی است که ممکن است برای تشخیص گروه‌های هدف مختلف مورد استفاده قرار گیرد. در fMRI، الگوهای فعال‌سازی نشان‌داده‌شده توسط تست استروپ متفاوت است، به‌عنوان مثال، برای افراد مبتلا به افسردگی و خشم و استرس الگوهای مختلفی تنظیم میشود.



یکی از هدف‌های این آزمایش‌ها ممکن است شناسایی دقیق‌تر تفاوت‌ها و کاستی‌های خاص، و همچنین نظارت بالقوه اثرات درمان‌ها یا مداخلات می‌باشد. به عنوان مثال، استفاده از fMRI برای تعیین مرزبندی زیر گروه‌هایی از افراد مبتلا به اسکیزوفرنی بر اساس نقص‌های مشخصه در حوزه‌های شناختی خاص است. به عنوان مثال دیگر، در مطالعات fMRI، برخی از افراد ناتوانی در فعال کردن نواحی فرونتال مغزی خاص در طول یک task تحریک مربوطه حافظه کلامی را نشان می‌دهند. در این آزمون توالی‌هایی از کلمات به آنها ارائه می‌شود تا چند ثانیه قبل از آزمون ساده ترتیب کلمات، آن‌ها را تمرین کرده و به خاطر بسپارند. افراد عادی در طول دوره تمرین فعال‌سازی قوی در قشر فرونتال نشان می‌دهند، در حالی که بیماران ممکن است در این بازه فعالیت بسیار کاهش یافته و کوتاه مدت را نشان دهند (شکل زیر). با این حال، در برخی از افراد، به نظر می‌رسد که الگوی فعال‌سازی پس از چند هفته درمان مناسب که در آن بر مهارت‌های اساسی مورد نیاز برای این کار تأکید می‌شود، عادی می‌شود. مستندات مشابهی از اثرات درمان یا یادگیری توسط چندین گروه در حوزه‌های مختلف به دست آمده است، به طوری که توانایی fMRI برای نشان دادن شکل پذیری ظاهری مغز واضح است. اثرات مداخلات دارویی بر عملکردهای شناختی نیز ممکن است از طریق الگوهای فعال‌سازی در مغز آشکار شود. به عنوان مثال، اثرات حاد تجویز داخل وریدی کتامین بر مدارهای فعال شده در طول محرک های $P < 0.0001$ اندازه گیری شده است. تغییرات طولانی مدت نیز نشان داده شده است. برای مثال، مطالعات fMRI روی زبان، اثرات شناختی ناشی از درمان‌های جایگزین هورمون با استروژن را نشان داده‌اند.



از جمله مهمترین کاربردهای fMRI، مطالعه رشد عصبی و اختلالات مرتبط با کودکان است که دلیل رغبت زیاد به آن ماهیت غیرتهاجمی و عدم استفاده از پرتوی یونیزان در MRI می باشد. به عنوان مثال، برای نشان دادن مشکل افراد اوتیستم در بکارگیری بستر قشر مغز (که شامل شکنج دوکی شکل است) استفاده شده است که برای پردازش صورت توسط افراد عادی استفاده می شود، و یک مبنای آناتومیک برای تفسیر فقدان تأثیری که این افراد هنگام مواجهه با صورت انسان نشان می دهند ارائه می کند. در نارسایی تکاملی، از fMRI برای شناسایی کاستی ها در مدارهای خلفی خاص شامل شکنج زاویه ای مغز که علت ناتوانی در خواندن است استفاده شده است؛ و نشان داده شده است که فعال سازی در این مدارها به خوبی با مهارت خواندن ارتباط دارد و به مداخلات آموزشی که بر مهارت های زبانی و خواندنی خاص تمرکز دارد، پاسخ می دهد. fMRI ممکن است نقش مهمی در ارزیابی مزایای استراتژی های یادگیری خاص و سایر مداخلات داشته باشد.

یک حوزه مهم توسعه fMRI، استفاده از تکنیک‌های پیشرفته تجزیه و تحلیل داده‌ها و مدل‌سازی به منظور تفسیر نتایج fMRI است. برای نقشه برداری از عملکردهای حیاتی فرد (مثلاً برای برنامه ریزی جراحی مغز و اعصاب)، یک نقشه ساده اما دقیق از وکسل‌های فعال ممکن است کافی باشد، اما برای بسیاری از اهداف دیگر، آگاهی از محل وقوع فعالیت ممکن است درک ما از عملکرد مغز را به میزان قابل توجهی ارتقا ندهد. با این حال، بینش بیشتری در مورد اساس عصبی رفتار ممکن است با بررسی روشی که در آن فعالیت‌های منطقه‌ای با عملکرد رفتاری یا سایر عملکردها یا اقدامات فیزیولوژیکی، یا در بین وظایف، یا در بین افراد در یک گروه و بین گروه‌ها متفاوت است، به دست آید. برای این منظور تکنیک‌های ریاضی پیشرفته‌تری توسعه یافته‌اند که بسیاری از آنها شبیه روش‌های آماری چند متغیره‌ای هستند که برای استخراج روابط بین متغیرها در داده‌های غیرتصویربرداری استفاده می‌شوند. با چنین رویکردهایی، ارتباط فعالیت fMRI با اقدامات رفتاری خاص، و اتصال بین مناطق مختلف مغز، ممکن است به دست آید. چنین روش‌هایی به ویژه در استخراج اطلاعات جدید در مورد سیستم‌های مغزی درگیر در پاسخ‌های پیچیده از نقشه‌های ساده فعال‌سازی که در شرایط مختلف به دست می‌آیند مفید بوده‌اند.

محدودیت‌های fMRI :

fMRI چندین محدودیت دارد. استفاده از سکانسهای سریع رزولوشن فضایی را به چند میلی‌متر کاهش می‌دهد که تا حدودی بدتر از MRI معمولی است. شدت اثر BOLD کوچک است، و بنابراین حساسیت تشخیصی محدود است، به طوری که آزمایش‌های fMRI به نمونه‌برداری‌های متعدد از پاسخ‌های مغزی نیاز دارد. همچنین رزولوشن (وضوح) زمانی ضعیف است و به دلیل ماهیت پاسخ همودینامیک محدود است. علاوه بر این، زمانی که حرکات بیمار قابل توجه یا تغییرات فیزیولوژیکی مرتبط وجود داشته باشد، قابلیت اطمینان کاهش می‌یابد. منشأ و تأثیر منابع مختلف چنین واریانسی هنوز به طور کامل شناخته نشده است. برای مثال، اهمیت

تغییرات در سطوح خونی مواد روزمره (مانند کافئین، نیکوتین و گلوکز)، یا هورمون‌ها (مانند استروژن)، که همگی احتمالاً بر سیگنال BOLD تأثیر می‌گذارند، به خوبی مستند نشده است. افزایش سن و اختلال در عرضه عروق مغزی نیز احتمالاً بر میزان پاسخ BOLD تأثیر می‌گذارد.

اثر BOLD اندازه‌گیری غیرمستقیم فعالیت عصبی است و در مراحل مختلف مداخلات و اتصالاتی وجود دارد؛ به عنوان مثال، بین فعالیت الکتریکی و شار متابولیک، و بین انتشار انتقال‌دهنده عصبی و تامین انرژی که به خوبی درک نشده‌اند. با این وجود، سیگنال‌های fMRI صرفاً یک پدیده اولیه از فعالیت عصبی نیستند، و به وضوح به تغییرات ظریف در وضعیت مغز، و همچنین به اثرات یادگیری و درمان‌های مختلف حساس هستند. fMRI یک روش دقیق و بدون درد برای نقشه برداری از عملکردهای حیاتی ارائه می‌دهد و احتمالاً نقش بسیار بیشتری در مدیریت بیماران بالینی برای اختلالات مختلف در آینده دارد.

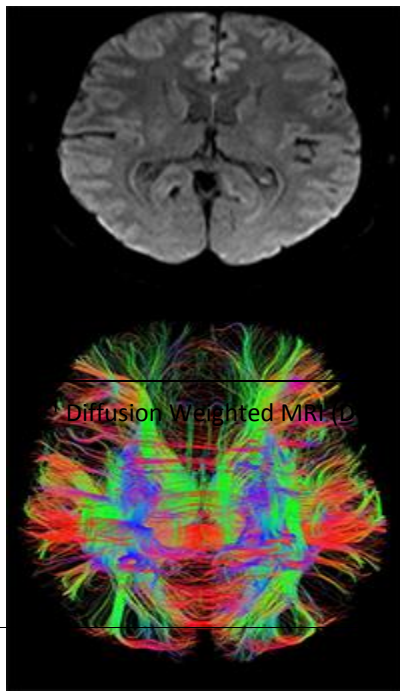
سیگنال‌های BOLD یک روش غیرمستقیم اندازه‌گیری فعالیت‌های عصبی است و همان‌طور که قبلاً گفته شد، می‌تواند تحت تأثیر پارامترهایی غیر از تظاهرات بالینی باشد. سیگنال‌های BOLD به شدت در ارتباط با ورودی داده شده به یک ناحیه هستند تا خروجی آن؛ بنابراین ممکن است که سیگنال BOLD در یک ناحیه داده شده وجود داشته باشد حتی اگر فعالیتی نباشد. این روش رزولوشن زمانی اندکی دارد. پیک پاسخ BOLD تقریباً ۵ ثانیه بعد از شروع تحریک نوروها در یک ناحیه است. با وجود اینکه حضور تحریک‌های درلایه‌ای می‌تواند رزولوشن زمانی را افزایش دهد، هم‌زمان سبب کاهش نقاط داده‌های جمع شده می‌شود. پاسخ BOLD می‌تواند متأثر از فاکتورهای بسیاری باشد، نظیر بیماری‌ها، تسکین، عصبانیت، داروهایی که رگ‌های خونی را گشاد می‌کند و همچنین تمرکز. با وجود اینکه هیچ اثر طولانی مدت مضر برای میدان مغناطیسی ایستا بر روی بافت‌های بیولوژیکی شناخته نشده‌است، می‌تواند از طریق کشیدن اجسام سنگین فلزی و پرتاب آن‌ها سبب آسیب‌هایی شود. شایع‌ترین خطر برای افرادی که تست fMRI می‌دهند ترس از محیط بسته است. جلسات اسکن

باعث می‌شود که فرد در معرض نویزهای صوتی ناشی از سیم پیچ‌های گرادیان باشد. سویچ کردن گرادیان‌ها باعث القای جریان در بدن می‌شود که می‌تواند سبب سوزش عصب‌ها شود. دستگاه‌های پزشکی کار گذاشته شده در بدن نظیر ضربان سازها ممکن است به دلیل همان جریان‌ها دچار اختلال عملکرد شوند. میدان فرکانس رادیویی تحریک سیم پیچ‌ها می‌تواند سبب گرم شدن بدن شود و در افرادی که تب، دیابت یا مشکلات گردش خون دارند باید به دقت این امکان تحت نظر باشد. سوختگی‌های موضعی ناشی از داغ شدن فلزات گردنبندها و جواهرات نیز خطر آفرین است.

(A3) تصویربرداری دیفیوژن!

تصویربرداری دیفیوژن (DWI) نوعی تصویربرداری MR است که بر اساس اندازه‌گیری حرکت تصادفی (براونی) مولکولهای آب درون یک واکسل از بافت است. دیفیوژن یک تکنیک تصویربرداری است که از نحوه انتشار مولکول‌های آب برای ایجاد کنتراست در تصویر استفاده می‌کند. بر خلاف جهت انتشار مولکول‌های آب در یک لیوان آب که در تمام جهت‌ها یکسان است (همسانگرد است)، جهت انتشار مولکول‌های آب در بافت‌های مختلف متفاوت است، به این معنی که انتشار در تمام جهت‌ها وجود ندارد و انتشار فقط در یک سری جهت خاص امکان‌پذیر است (انتشار ناهمسانگرد است). انتشار (دیفیوژن) ناهمسانگرد اندازه‌گیری شده به علت ناهمگنی

میکروسکوپی بافت است. در ماده سفید مغز، ناهمسانگردی دیفیوژن، به علت غشاء سلولی (غشاء میلینی) و یک سویی دسته آکسون‌ها صورت می‌گیرد. دیفیوژن ناهمسانگرد، می‌تواند جهت بافت‌های مرتبط را نشان دهد. در ماده سفید مغز جهت دیفیوژن، جهت فیبرهای عصبی را نشان می‌دهد.



تصویربرداری دیفیوژن به ویژه در بررسی خصوصیات تومور و ایسکمی مغزی مفید است. رایج‌ترین کاربرد DW-MRI در تصویربرداری از مغز بلافاصله پس از انفارکسیون است، یا به‌طور دقیقتر پس از حالت ایسکمی که در آن بافت‌های شرکت کننده، آب‌های جذب شده از فضای خارج سلولی را از دست بدهند. این مدت معمولاً چند روز پس از واقعه ایسکمی بتدریج رخ می‌دهد. در این مدت، خاصیت پخشی بافت‌ها حالتی محدود داشته، و ضریب دیفیوژن ظاهری¹ (ADC) بافت‌ها کاهش می‌یابد. در نتیجه بافت صدمه دیده دارای شدت سیگنال بیشتری می‌شود (تصویر مقابل)، و می‌توان از این خاصیت برای تمیز دادن از بافت‌های سالم استفاده کرد. گذشته از این، DW-MRI کاربردهای دیگری نیز داشته‌است، از جمله تشخیص تومورهای لوزالمعده یا پژوهش‌های کارسینومای کبدی.

- شناسایی اولیه سکته مغزی ایسکمیک
- تمایز سکته حاد از مزمن
- تمایز سکته حاد از سایر میمیک های سکته مغزی
- تمایز کیست اپیدرموئید از کیست اراکنوئید
- تمایز آبسه از تومورهای نکروتیک
- ارزیابی ضایعات قشر مغز در بیماری
- تمایز آنسفالیت تبخال از گلیوم های گیاهی دیفیوژن
- ارزیابی میزان آسیب آکسون دیفیوژن
- درجه بندی گلیوم و مننژیوم دیفیوژن
- ارزیابی مایع زدایی فعال
- درجه بندی ضایعات پروستات

¹ apparent diffusion coefficient (ADC)

• تمایز بین کلستاتوم و اوتیت میانی

تومورها غالباً سلولهای زیادتری نسبت به بافتی هستند که از آن منشا می گیرند دارند و بنابراین به نظر می رسد از شدت سیگنال نسبتاً بالا در تصویربرداری دیفیوژن برخوردار باشند. از تصویربرداری دیفیوژن برای تشخیص متاستازهای کبدی هم استفاده می شود. تصویربرداری دیفیوژن الگوی جدیدی را با اطلاعات مربوط به فعالیت مولکولی و عملکرد سلولی باز کرده است. محققان بر این باورند که تصویربرداری دیفیوژن هنوز به پتانسیل کامل خود نرسیده است و انتظار می رود که در آینده تصویربرداری دیفیوژن بتواند پیچیده ترین معماهای عملکرد مغز را حل کند.

برای عملی ساختن توالی سکانس DW-MRI، از سکانس اسپین اکو استفاده می کنیم. به طور مثال معمولاً از ¹multi-shot EPI در اسپین اکو استفاده می شود. همانطور که در ام آر آی معمولی، از پارامترهای خارجی مثل زمان اکو و زمان تکرار برای کنترل سهم زمان استراحت اسپین-اسپین و زمان استراحت اسپین-شبکه استفاده می کنیم، در تصویربرداری دیفیوژن هم با یک پارامتر خارجی بنام فاکتور b ، سهم دخالت ضریب دیفیوژن ظاهری² (ADC) را در وزن کنترستی تصویر می توانیم کنترل کنیم. یکای فاکتور b ، ثانیه بر میلیمتر مربع است. مقادیر معمول این کمیت در بافت انسانی از ۵۰۰ تا ۱۰۰۰ sec/mm^2 قرار 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.

¹ Echo-planar imaging (EPI)

² apparent diffusion coefficient (ADC)

در تصویربرداری دیفیوژن (DWI)، شدت هر عنصر تصویر (وکسل) بهترین تخمین از نرخ انتشار آب در آن مکان را منعکس می‌کند. از آنجایی که تحرک آب توسط تحریک حرارتی هدایت می‌شود و به شدت به محیط سلولی آن وابسته است، فرضیه پشت DWI این است که یافته‌ها ممکن است تغییرات پاتولوژیک اولیه را نشان دهد. به عنوان مثال، DWI نسبت به اندازه‌گیری‌های سنتی MRI مانند میزان زمان آسایش T1 یا T2 به تغییرات اولیه پس از سکته مغزی حساس‌تر است. گونه‌ای از تصویربرداری دیفیوژن، تصویربرداری طیف دیفیوژن¹ (DSI) در استخراج مجموعه داده‌های Connectome استفاده شد. DSI گونه‌ای از تصویربرداری با دیفیوژن است که به ناهمگنی‌های درون وکسل در جهت‌های انتشار ناشی از عبور مسیرهای فیبر حساس است و بنابراین امکان نقشه‌برداری دقیق‌تری از مسیرهای آکسونی را نسبت به سایر روش‌های تصویربرداری دیفیوژن می‌دهد. تصاویر دیفیوژن برای تشخیص سکته‌های عروقی در مغز بسیار مفید هستند. همچنین بیشتر در مرحله بندی سرطان ریه NSCLC استفاده می‌شود، جایی که یک دیفیوژن کاندید جدی برای جایگزینی توموگرافی انتشار پوزیترون به عنوان "استاندارد طلایی" برای این نوع بیماری است. تصویربرداری تانسور دیفیوژن (DTI) برای مطالعه بیماری‌های ماده سفید مغز و همچنین برای مطالعات سایر بافت‌های بدن در حال توسعه است. DWI زمانی بیشتر کاربرد دارد که بافت مورد نظر تحت سلطه حرکت همسانگرد آب باشد، به عنوان مثال ماده خاکستری در قشر مغز و هسته‌های اصلی مغز یا در بدن - جایی که به نظر می‌رسد سرعت انتشار در امتداد هر محوری یکسان است. با این حال، DWI به زمان آسایش T1 و T2 نیز حساس است. برای درهم‌تنیدگی اثرات دیفیوژن و زمان آسایش بر کنتراست تصویر، می‌توان تصاویر کمی از ضریب دیفیوژن یا دقیقاً ضریب دیفیوژن ظاهری² (ADC) به دست آورد. مفهوم ADC برای در نظر گرفتن این واقعیت معرفی شد که فرآیند انتشار در بافت‌های بیولوژیکی پیچیده است و مکانیسم‌های مختلفی را منعکس می‌کند.

¹ diffusion spectrum imaging

² apparent diffusion coefficient (ADC)

در DWI دو نوع تصویر وجود دارد:

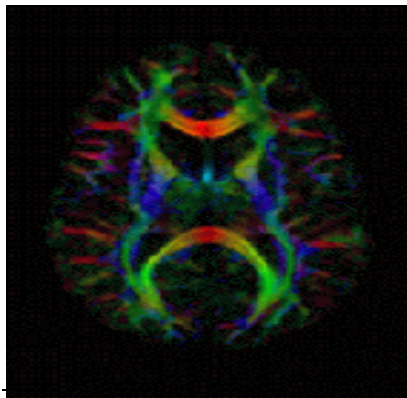
(۱) **Trace Image** در تصاویر رَد ، بافتهای صدمه دیده غالباً دارای خواص پخشی محدود هستند،

که در نتیجه ضریب پخش کمتری دارند و شدت سیگنال بیشتری از خود نشان می‌دهند. بافتهای معمولی بر عکس سیاه بوده و دارای ضریب پخش بیشتری هستند زیرا خواص پخشی آنها بالا است. بافتهای بیمار معمولاً حالت دینامیکی دارند در حالیکه بافتهای صدمه دیده یا بیمار ساکن هستند.

(۲) **تصویر ضریب دیفیوژن ظاهری (ADC)**، تصویر دیفیوژن را با حذف وزن T2 نشان می‌دهد.

تصویربرداری ADC این کار را با به دست آوردن چندین تصویر DWI معمولی با مقادیر مختلف وزن DWI انجام می‌دهد و تغییر در سیگنال تصویر متناسب با سرعت دیفیوژن را نمایش می‌دهد در نقشه‌های ضریب پخش ظاهری (ADC maps) ، بعد از پردازش سیگنال، ضریب پخش ظاهری هر واکسل از بافت محاسبه گردیده، و بر حسب ارزش عددی آن ضریب پخش ظاهری، شدت سیگنالی به آن واکسل نسبت داده می‌شود. لذا بافتهای با خواص دینامیکی محدود اینجا (بر خلاف تصاویر از نوع رَدی) ضریب پخش ظاهری کمتری دارند، و برعکس بافتهای با ضریب پخش بالا دارای ADC زیادتری هستند. بنابراین کنتراست نقشه‌های ضریب پخش ظاهری و تصاویر رَد معکوس همدیگر هستند. معمولاً زمانی از اینگونه تصاویر استفاده می‌کنیم که با مسئله T2 shine through مواجه باشیم.

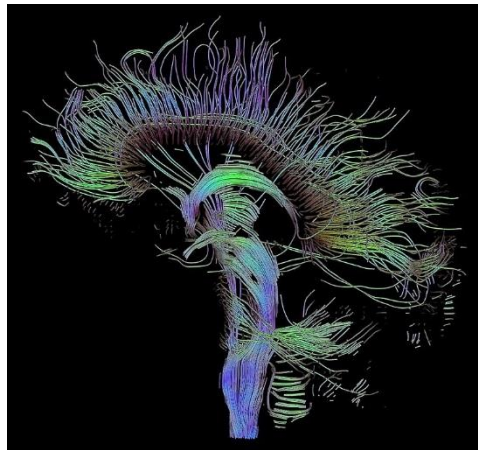
تصویربرداری تانسور دیفیوژن (DTI)^۱ در این روش، آناتومی



1 Diffusion tensor imaging

رشته‌های ماده سفید مغزی را می‌توان بوسیله گرادینانهای میدان مغناطیسی متفاوتی از روش تصویربرداری دیفیوژن تصویربرداری کرد. از این روش زمانی استفاده می‌کنیم که تانسور پخش بافت‌ها

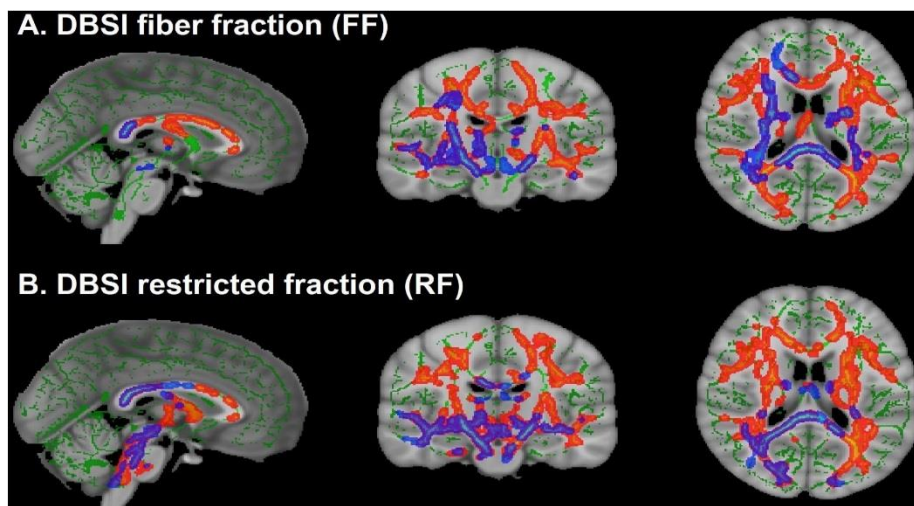
حالتی ناهمسانگرد داشته باشد. در DTI، هر وکسل دارای یک یا چند جفت پارامتر است: نرخ دیفیوژن و جهت ترجیحی دیفیوژن (که بر حسب فضای سه بعدی توصیف شده است). ویژگی‌های هر وکسل از یک تصویر DTI معمولاً توسط ریاضیات بردار یا تانسور از شش یا بیشتر وزن دیفیوژن مختلف محاسبه می‌شوند که هر کدام با جهت‌گیری متفاوتی از گرادیان‌های حساس‌کننده دیفیوژن به دست می‌آیند. در برخی روش‌ها، صدها اندازه‌گیری که هر کدام یک تصویر کامل را تشکیل می‌دهند برای تولید یک مجموعه داده تصویر محاسبه شده انجام می‌شود. محتوای اطلاعات بالاتر یک وکسل DTI آن را به آسیب شناسی ظریف در مغز بسیار حساس می‌کند. علاوه بر این، اطلاعات جهت‌گیری را می‌توان در سطح بالاتری از ساختار برای انتخاب و دنبال کردن دستگاه‌های عصبی از طریق مغز مورد بهره‌برداری قرار داد - فرآیندی به نام tractography :



تصویربرداری طیفی مبتنی بر دیفیوژن (DBSI)¹ سیگنال‌های DTI را به تانسورهای انتشار ناهمسانگرد مجزا و طیفی از تانسورهای دیفیوژن همسانگرد برای تمایز بهتر ساختارهای سلولی زیر وکسل جدا می‌کند. به عنوان مثال، تانسورهای دیفیوژن ناهمسانگرد با فیبرهای آکسونی مرتبط هستند، در حالی که تانسورهای دیفیوژن همسانگرد پایین با سلولها و تانسورهای دیفیوژن همسانگرد بالا با ساختارهای بزرگتر (مانند لومن یا

1 Diffusion Basis Spectrum Imaging

بطن های مغز) ارتباط دارند. به طور رایج، در تصویربرداری با وزن دیفیوژن (DWI)، سه جهت گرادیان اعمال می شود که برای تخمین ردیابی تانسور دیفیوژن یا «انتشار متوسط» کافی است، که یک معیار فرضی ادم است. از نظر بالینی، تصاویر با وزن ردیابی برای تشخیص سگته های عروقی در مغز، با تشخیص زودهنگام (در عرض چند دقیقه) ادم هیپوکسیک بسیار مفید هستند. اسکن های DTI گسترده تر، اطلاعات جهت دستگاه عصبی را از داده ها با استفاده از الگوریتم های برداری سه بعدی یا چند بعدی بر اساس شش جهت گرادیان یا بیشتر، به دست می آورند که برای محاسبه تانسور انتشار کافی است. مدل تانسور دیفیوژن یک مدل نسبتاً ساده از فرآیند انتشار است، با فرض همگنی و خطی بودن دیفیوژن در هر وکسل تصویر. از تانسور دیفیوژن، معیارهای ناهمسانگردی انتشار مانند ناهمسانگردی کسری (FA) را می توان محاسبه کرد. علاوه بر این، جهت اصلی تانسور دیفیوژن را می توان برای استنباط اتصال ماده سفید مغز استفاده کرد (یعنی تراکتوگرافی؛ تلاش برای دیدن اینکه کدام قسمت از مغز به کدام قسمت دیگر متصل است). اخیراً مدل های پیشرفته تری از فرآیند دیفیوژن پیشنهاد شده اند که هدف آن غلبه بر نقاط ضعف مدل تانسور انتشار است. در میان سایر موارد، اینها شامل تصویربرداری فضای q و تصویربرداری تانسور دیفیوژن عمومی است.



A4) تصویربرداری پرفیوژن¹ PWI

پرفیوژن یک عملکرد بیولوژیکی اساسی است که به انتقال اکسیژن و مواد مغذی به بافت از طریق جریان خون اشاره دارد. تصویربرداری پرفیوژن به ریز عروق حساس است و در طیف گسترده ای از کاربردهای بالینی، از جمله طبقه بندی تومورها، شناسایی مناطق سکته مغزی، و توصیف سایر بیماری‌ها اعمال شده است. تکنیک های تصویربرداری پرفیوژن با استفاده از ماده حاجب طبقه بندی می شوند. روش های بولوس، با تزریق ماده حاجب، حساسیت بهتری را با رزولوشن فضایی بالاتر فراهم می کنند، بنابراین در کاربردهای بالینی کاربرد بیشتری دارند. با این حال، روش برجسب گذاری اسپین شریانی فرصتی منحصر به فرد برای اندازه گیری جریان خون مغزی بدون نیاز به ماده حاجب برون زا فراهم می کند و از دقت بهتری برای تعیین کمیت برخوردار است. تکنیک های تشدید مغناطیسی در تصویربرداری پرفیوژن بافت در مغز و سایر قسمت های بدن قدرتمند بوده اند. تصویربرداری پرفیوژن معمولاً به خونرسانی در سطح مویرگها اشاره دارد و اندازه گیری آن بر حسب میلی لیتر در ۱۰۰ گرم در دقیقه است. پرفیوژن ارتباط نزدیکی با انتقال اکسیژن و سایر مواد مغذی به بافت دارد، بنابراین یک پارامتر اساسی است و به همین دلیل، تلاش زیادی برای اندازه گیری آن شده است. مهم است که بین پرفیوژن و جریان خون عمده که در امتداد سرخرگ ها و رگهای اصلی اتفاق می افتد، تمایز قائل شد.

در پرفیوژن با پارامترهای مختلف، مانند BV (حجم خون)، BF (جریان خون)، MTT (میانگین زمان انتقال) و TTP (زمان تا پیک) پردازش می شوند تاکنون، عمده ترین کاربردها در ارزیابی و مدیریت بیماران مبتلا به سکته مغزی حاد و تومورها بوده است..

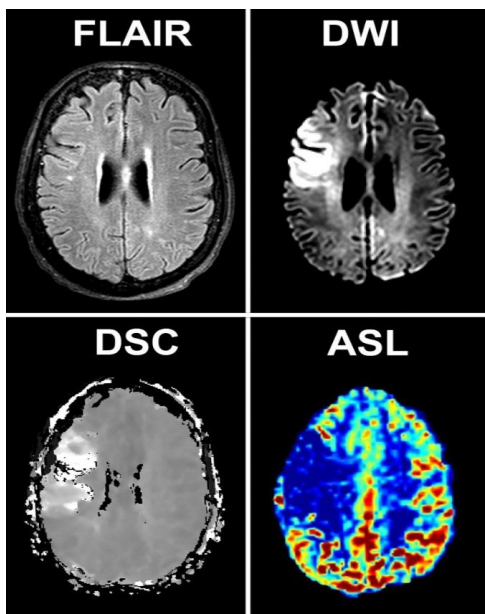
روشهای مختلف پرفیوژن PWI :

¹ Perfusion MRI or perfusion-weighted imaging (PWI)

۳ روش اصلی برای MRI پرفیوژن وجود دارد که دو روش برپایه ماده کنتراست و یک روش دیگر آن بدون ماده کنتراست می باشند. روش های تصویربرداری پرفیوژن مبتنی بر کنتراست برای گرفتن عبور بولوس به رزولوشن زمانی بالایی نیاز دارند، به ویژه هنگامی که بیشتر ماده کنتراست داخل عروقی باقی بماند. اندازه گیری نفوذ پذیری ماده کنتراست میتواند برای ارزیابی بیماری های مختلف مفید باشد.

-**کنتراستِ susceptibility دینامیک (DSC)**: در این کنتراست گادولینیوم تزریق و تصویربرداری سریع و مکرر (به طور رایج T2 گرادیان اکو planar) که کاهش سیگنال ناشی از susceptibility را کمی سازی می کند. DSC در مغز برای ارزیابی بالینی پرفیوژن در ایسکمی مغزی و تومورهای مغزی استفاده می شود. این روش شامل تزریق سریع وریدی ماده حاجب رزونانس مغناطیسی و اندازه گیری سریال از دست دادن سیگنال در حین عبور بولوس از بافت، با استفاده از تصاویر وزن دار T2 یا T2* است

-**کنتراستِ دینامیک اینهنس شده (DCE)**: در این روش کوتاه شدن زمان آسایش آرامش اسپین - شبکه (T1) ناشی از کنتراست گادولینیوم بولوس اندازه گیری می شود. DCE متکی به تزریق ماده حاجب است، اما در آنجا تصاویر رزونانس مغناطیسی با وزن T1 به صورت دینامیک قبل، حین و بعد از تزریق بولوس ماده حاجب بدست می آیند. داده ها را می توان از نظر مشخصات فیزیولوژیکی بافت با استفاده از اصول فیزیکی مدل سازی تفسیر کرد.



-**برچسب گذاری اسپین شریانی (ASL)**: برچسب گذاری مغناطیسی خون شریانی در زیر صفحه تصویربرداری، بدون نیاز به کنتراست گادولینیوم می باشد. ASL یک روش تصویربرداری پرفیوژن

(DSC)
(CE)

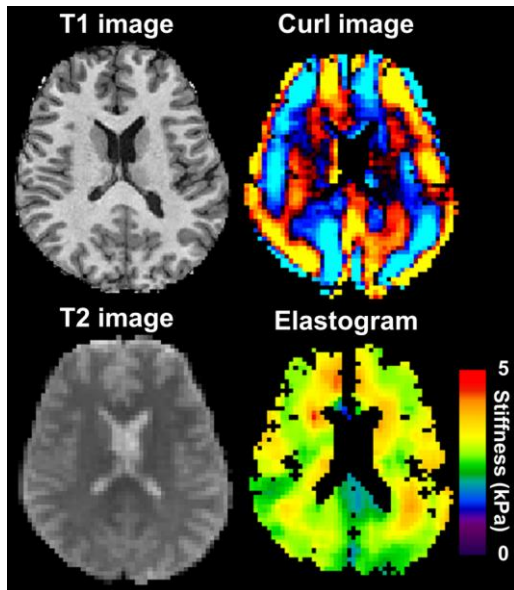
برای اندازه گیری کمی پرفیوژن مغزی است که از آن به عنوان جریان خون مغزی (CBF)، با بهره گیری از استفاده از خون دارای برچسب مغناطیسی به عنوان یک ردیاب درون زا نیز یاد می شود. ASL به طور گسترده ای در صحنه تحقیق انجام شده و به طور پراکنده در بیماری ها اعمال می شود. در این روش از آب شریانی به عنوان یک ردیاب درونی قابل نفوذ استفاده می کند ، که معمولاً با برچسب زدن مغناطیسی خون ورودی به دست می آید. بنابراین ، ASL کاملاً غیرتهاجمی است و از هیچ ماده حاجب تزریق شده یا تابش یونیزه کننده استفاده نمی کند و برای مطالعه فیزیولوژی طبیعی یا غیرطبیعی و تغییر آن با زمان قابل تکرار است. این تکنیک براساس تفریق تصویری که با برچسب گذاری مغناطیسی خون از تصویری که بدون برچسب گذاری به دست می آید میباشد.

(A5) الاستوگرافی رزونانس مغناطیسی¹ MRE :

الاستوگرافی رزونانس مغناطیسی (MRE) روشی از الاستوگرافی است که به طور خاص از MRI برای تعیین کمیت و سپس نقشه برداری خواص مکانیکی شامل الاستیسیته یا سفتی بافت نرم استفاده می کند. اولین بار در سال ۱۹۹۵ در کلینیک مایو توسط Muthupillai و همکاران توسعه و شرح داده شد. MRE به عنوان یک ابزار تشخیصی قدرتمند و غیرتهاجمی، یعنی به عنوان جایگزینی برای بیوپسی و آزمایش های سرمی برای مرحله بندی فیبروز کبدی، معرفی شد.

¹ Magnetic resonance elastography (MRE)

بافت بیمار (به عنوان مثال تومور سینه) اغلب سفت تر از بافت طبیعی اطراف (فیبروگلدولار) است، که معیاری برای ارزیابی سفتی بافت فراهم می کند؛ که این اصل اساس تشخیص از روی معاینه دستی را فراهم می آورد، با این حال این روش (به جز در جراحی) به اندامهای سطحی و آسیب شناسیها محدود می شود و به دلیل ماهیت ذهنی و کیفی آن بسته به مهارت و حساسیت لمسی پزشک است. تکنیکهای تصویربرداری مرسوم CT ، MRI ، سونوگرافی و پزشکی هسته ای قادر به ارائه هیچ بینشی در مورد مدول الاستیک بافت نرم نیستند . MRE به عنوان یک روش کمی برای ارزیابی سفتی بافت، تشخیصهای قابل اعتمادی را برای تجسم انواع فرآیندهای



بیماری که بر سفتی بافت در کبد، مغز، قلب، پانکراس، کلیه، طحال، سینه، رحم، پروستات و ماهیچه های اسکلتی تأثیر می گذارند، ارائه می کند.

MRE در سه مرحله انجام می شود: اول، یک لرزاننده مکانیکی بر روی سطح بدن بیمار برای تولید امواج برشی که به بافت های عمیق تر بیمار حرکت می کند، استفاده می شود. دوم، توالی کسب تصویر MRI، انتشار و سرعت امواج را اندازه گیری می کند، و در نهایت این اطلاعات توسط یک الگوریتم وارونه برای استنباط کمی و نقشه برداری سفتی بافت در سه بعدی پردازش می شود. این نقشه سفتی الاستوگرام نامیده می شود و خروجی نهایی MRE به همراه تصاویر MRI سه بعدی معمولی نشان داده می شود.

کاربردهای MRE :

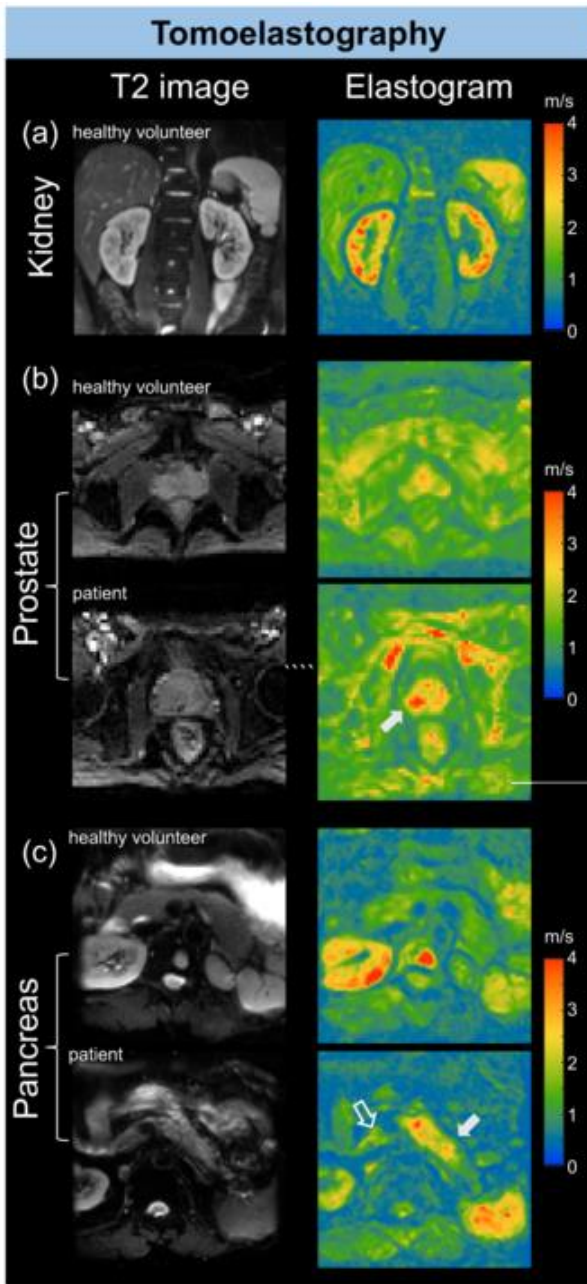
کبد : فیبروز کبدی نتیجه شایع بسیاری از بیماری های مزمن کبدی است. فیبروز پیشرونده می تواند منجر به سیروز کبدی شود. MRE کبد نقشه های کمی از سفتی بافت را در مناطق بزرگی از کبد ارائه می دهد.

این روش غیر تهاجمی قادر به تشخیص افزایش سفتی پارانشیم کبد است که پیامد مستقیم فیبروز کبدی است. این به مرحله بندی فیبروز کبدی یا تشخیص فیبروز خفیف با دقت معقول کمک می کند

مغز : MRE مغز اولین بار در اوایل دهه ۲۰۰۰ معرفی شد.

اندازه گیری های الاستوگرام با تحریکات حافظه، کمیتهای بدنی، و پیشرفت شرایط مختلف عصبی مرتبط است. به عنوان مثال، کاهش موضعی و گسترده در ویسکوالاستیسیته مغز در بیماری آلزایمر و مولتیپل اسکلروزیس مشاهده شده است. مشخص شده است که با افزایش سن، مغز یکپارچگی ویسکوالاستیک خود را به دلیل تخریب نورونها و الیگودندروسیت ها از دست می دهد. یک مطالعه اخیر به سفتی همسانگرد و ناهمسانگرد در مغز پرداخته و ارتباطی بین این دو و با سن، به ویژه در ماده خاکستری پیدا کرد. MRE همچنین ممکن است کاربردهایی برای درک مغز نوجوانان داشته باشد. اخیراً مشخص شد که نوجوانان در ویسکوالاستیسیته مغز نسبت به بزرگسالان تفاوت های منطقه ای

دارند. MRE همچنین برای تصویربرداری عصبی عملکردی استفاده شده است. در حالی که تصویربرداری



رزونانس مغناطیسی عملکردی (fMRI) فعالیت مغز را با تشخیص تغییرات نسبتاً آهسته در جریان خون استنباط می‌کند، MRE عملکردی قادر به تشخیص تغییرات عصبی مکانیکی در مغز مربوط به فعالیت عصبی در مقیاس ۱۰۰ میلی‌ثانیه است.

کلیه: MRE برای بررسی خواص بیومکانیکی کلیه استفاده شده است. امکان سنجی MRE کلیوی بالینی برای اولین بار در سال ۲۰۱۱ برای داوطلبان سالم و در سال ۲۰۱۲ برای بیماران پیوند کلیه گزارش شد. MRE کلیوی به دلیل ویژگی‌های مکانیکی ظریف در قشر کلیه و مدولا و همچنین پوشش صوتی کلیه‌ها در حفره شکمی چالش برانگیزتر از MRE اندام‌های بزرگتر مانند مغز یا کبد است. برای غلبه بر این چالش‌ها، محققان به دنبال محرک‌های غیرفعال مختلف و تکنیک‌های تصویربرداری برای رساندن امواج فراصوتی برشی به کلیه‌ها بوده‌اند. مطالعات بررسی بیماری‌های کلیوی مانند اختلال عملکرد پیوند کلیه، نفریت لوپوس، نفروپاتی ایمنوگلوبولین (IgAN) A، نفرولوژی دیابتی، تومورهای کلیوی و بیماری مزمن کلیه نشان می‌دهد که سفتی کلیه به عملکرد کلیه و پرفیوژن کلیه حساس است.

پروستات: پروستات همچنین می‌تواند توسط MRE مورد بررسی قرار گیرد، به ویژه برای تعیین و تشخیص سرطان پروستات. برای اطمینان از نفوذ موج برشی خوب در غده پروستات، سیستم‌های محرک مختلفی طراحی و ارزیابی شدند. نتایج اولیه در بیماران مبتلا به سرطان پروستات نشان داد که تغییرات در سفتی باعث تمایز بافت سرطانی از بافت طبیعی می‌شود. الاستوگرافی رزونانس مغناطیسی با موفقیت در بیماران مبتلا به سرطان پروستات استفاده شده است که ویژگی و حساسیت بالایی در افتراق سرطان پروستات از بیماری‌های خوش‌خیم پروستات نشان می‌دهد. هنگامی که الاستوگرافی رزونانس مغناطیسی با تفسیر سیستماتیک تصویر با استفاده از PI-RADS ترکیب شود، ویژگی تشخیصی بالا تا ۹۵ درصد برای سرطان پروستات به دست آمد.

پانکراس: پانکراس یکی از نرم ترین بافت های شکم است. با توجه به اینکه بیماری های پانکراس از جمله پانکراتیت و سرطان لوزالمعده به طور قابل توجهی سفتی را افزایش می دهند، MRE یک ابزار امیدوارکننده برای تشخیص شرایط خوش خیم و بدخیم پانکراس است. سفتی غیرطبیعی پانکراس بالا توسط MRE در بیماران مبتلا به پانکراتیت حاد و مزمن تشخیص داده شد. سفتی لوزالمعده همچنین برای تشخیص بدخیمی پانکراس از توده های خوش خیم و برای پیش بینی وقوع فیستول پانکراس پس از آناستوموز پانکراتیکوآنتریک استفاده شد. کمیت حجم تومورهای پانکراس بر اساس اندازه گیری سفتی توموالاستوگرافی با حجم تومور برآورد شده توسط توموگرافی کامپیوتری با کنتراست ارتباط بسیار خوبی دارد. در بیماران مبتلا به آدنوکارسینوم مجرای پانکراس، سفتی در تومور و همچنین در پارانشیم پانکراس دیستال تومور افزایش یافته است، که نشان دهنده درگیری ناهمگن پانکراس است .

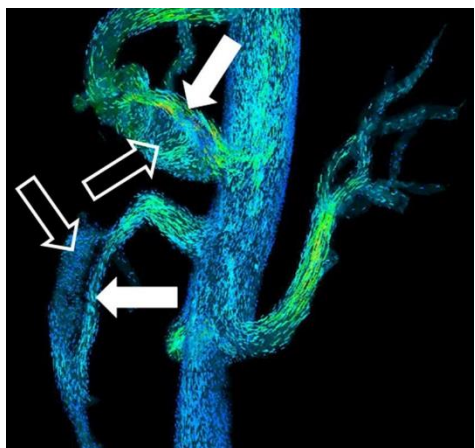
(A6) تصویربرداری آنژیوگرافی رزونانس مغناطیسی (MRA):

آنژیوگرافی رزونانس مغناطیسی (MRA) گروهی از تکنیک های مبتنی بر تصویربرداری رزونانس مغناطیسی (MRI) برای تصویربرداری از رگ های خونی است. آنژیوگرافی رزونانس مغناطیسی برای تولید تصاویری از شریان ها (و کمتر رایج وریدها) به منظور ارزیابی تنگی (تنگی غیر طبیعی)، انسداد، آنوریسم (اتساع دیواره عروق، در معرض خطر پارگی) یا سایر ناهنجاری ها استفاده می شود. MRA اغلب برای ارزیابی شریان های گردن و مغز،



آئورت قفسه سینه و شکمی، شریان های کلیوی و پاها استفاده می شود. تکنیک های مختلفی را می توان برای تولید تصاویر رگ های خونی، اعم از شریان ها و وریدها، بر اساس اثرات جریان یا کنتراست (ذاتی یا دارویی) مورد استفاده قرار داد. متداول ترین روش های MRA

شامل استفاده از مواد کنتراست داخل وریدی، به ویژه آنهایی که حاوی گادولینیوم هستند برای کوتاه کردن T1 خون به حدود ۲۵۰ میلی ثانیه، کوتاه تر از T1 سایر بافتها (به جز چربی) است. توالی های Short-TR تصاویر روشنی از خون تولید می کنند. با این حال، بسیاری از تکنیک های دیگر برای انجام MRA وجود دارد، و می توان آنها را به دو گروه کلی طبقه بندی کرد: روش های «وابسته به جریان» و روش های «مستقل از جریان».



آنژیوگرافی وابسته به جریان^۱: یک گروه از روش های

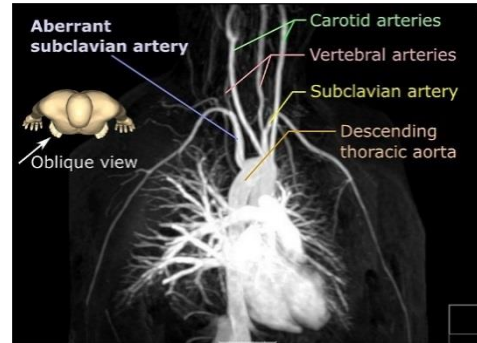
MRA بر اساس جریان خون است. این روش ها به عنوان MRA وابسته به جریان نامیده می شوند. این روشها از این واقعیت استفاده می کنند که خون درون رگها جریان دارد تا عروق را از سایر بافتهای ساکن متمایز کند. به این ترتیب، می توان تصاویری از عروق تولید

کرد. از آنجایی که این روش به جریان خون وابسته است، مناطقی با جریان آهسته (مانند آنوریسم بزرگ) یا جریانی که در صفحه تصویر است ممکن است به خوبی قابل مشاهده نباشد. این روش بیشتر در سر و گردن استفاده می شود و تصاویر دقیق و با وضوح بالا را ارائه می دهد. همچنین رایج ترین روشی است که برای ارزیابی روتین آنژیوگرافی گردش خون داخل جمجمه در بیماران مبتلا به سکته مغزی ایسکمیک استفاده می شود. MRA وابسته به جریان را می توان به دسته های مختلفی تقسیم کرد: MRA با کنتراست فاز (PC-MRA) که از تفاوت فاز برای تشخیص خون از بافت ساکن استفاده می کند و MRA زمان پرواز (TOF MRA) که از اسپینهای متحرک خون استفاده کرده و پالس های تحریک کمتری را نسبت به بافت ساکن تولید کند.

¹ Flow-dependent angiography

MR آنژیوگرافی فاز کنتراست (PC-MRA) می تواند برای رمزگذاری سرعت حرکت خون در فاز

سیگنال تشدید مغناطیسی استفاده شود. رایج ترین روش که برای رمزگذاری سرعت که از یک گرادیان دو قطبی بین پالس تحریک و بازخوانی استفاده می کند. با روشن کردن گرادیان میدان مغناطیسی برای مدتی و سپس تغییر گرادیان میدان مغناطیسی در جهت مخالف برای مدت زمان مشابه ایجاد می شود.



آنژیوگرافی مستقل از جریان (Flow-independent angiography): در حالی که بیشتر

تکنیک‌ها در MRA به عوامل کنتراست متکی هستند (تکنیک‌های Contrast Enhanced)، روش‌های مستقل از جریان اینهنس شده بدون ماده کنتراست نیز وجود دارد. این روش‌ها، همانطور که از نام آن پیداست، متکی به جریان نیستند، بلکه بر اساس تفاوت‌های T1، T2 و شیف‌ت شیمیایی بافت‌های مختلف و کسل هستند. یکی از مزیت‌های اصلی این نوع تکنیک‌ها این است که ما می‌توانیم مناطق با جریان آهسته را که اغلب در بیماران مبتلا به بیماری‌های عروقی یافت می‌شوند، راحت‌تر تصویر کنیم. علاوه بر این، روش‌های اینهنس شده بدون کنتراست نیازی به تجویز ماده حاجب اضافی ندارند، که اخیراً با فیبروز سیستمیک نفروژنیک در بیماران مبتلا به بیماری مزمن کلیوی و نارسایی کلیه مرتبط است.

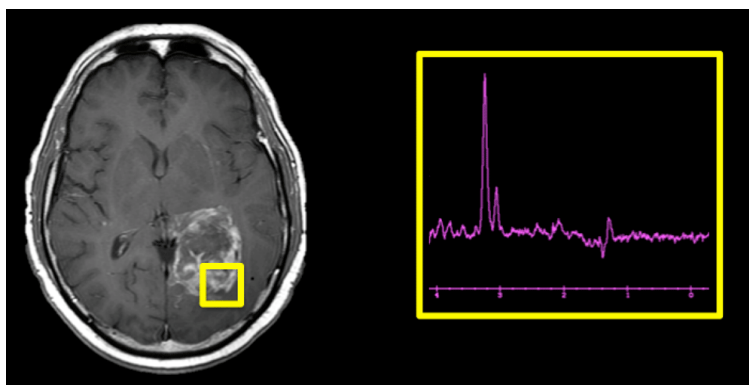
کاربردهای MRA: این روش در مطالعه بسیاری از شریان‌های بدن، از جمله عروق مغزی و دیگر رگ‌های سر و گردن، آئورت و شاخه‌های اصلی آن در قفسه سینه و شکم، شریان‌های کلیوی و شریان‌های اندام تحتانی موفق بوده است. اما برای عروق کرونر، MRA نسبت به سی تی آنژیوگرافی یا آنژیوگرافی کاتتر تهاجمی موفقیت‌آمیزتر بوده است. بیشتر اوقات، بیماری زمینه‌ای آترواسکلروز است، اما شرایط پزشکی مانند آنوریسم یا آناتومی غیرطبیعی عروق نیز قابل تشخیص است. مزیت MRA در مقایسه با آنژیوگرافی کاتتر تهاجمی، غیر تهاجمی بودن MRA است (هیچ کاتتری نباید در بدن وارد شود). مزیت دیگر در مقایسه با سی تی آنژیوگرافی و آنژیوگرافی کاتتر این است که بیمار در معرض هیچ گونه پرتوی یونیزان قرار نمی‌گیرد. همچنین، مواد حاجب مورد استفاده برای MRI نسبت به سی تی آنژیوگرافی و آنژیوگرافی کاتتر سمیت کمتری دارند و افراد کمتری در معرض خطر آلرژی هستند و همچنین نیاز به تزریق حجم بسیار کمتری به بیمار است. بزرگترین اشکالات این روش هزینه نسبتاً بالا و رزولوشن فضایی تا حدودی محدود آن است. مدت زمانی که اسکن طول می‌کشد نیز می‌تواند مشکل‌ساز باشد، زیرا CT بسیار سریعتر است. همچنین در بیمارانی که ممکن است آزمایش MRI برای آنها ناامن باشد (مانند داشتن ضربان ساز یا فلز در چشم یا گیره‌های جراحی خاص) نمیتواند انجام شود. روش‌های MRA برای به تصویر کشیدن گردش خون مجمله تفاوتی با موقعیت‌یابی یک مغز طبیعی MRI ندارد. بیحرکتی در داخل کویل مورد نیاز خواهد بود. MRA معمولاً بخشی از کل معاینه مغزی MRI است و تقریباً ۱۰ دقیقه به پروتکل طبیعی MRI اضافه می‌کند.

(A7) ام آر اسپکتروسکوپی (سینگل و مولتی وکسل)

طیف‌سنجی رزونانس مغناطیسی (MRS) آزمایشی برای اندازه‌گیری تغییرات بیوشیمیایی در مغز و بخصوص، تشخیص وجود تومورها است. درحالی که تصویربرداری رزونانس مغناطیسی (MRI) محل آناتومیکی

¹ Magnetic Resonance Spectroscopy (MRS)

تومور را مشخص می‌کند، طیف سنجی MRS به مقایسه ترکیب شیمیایی بافت طبیعی مغز و بافت غیر طبیعی تومور می‌پردازد. این آزمایش همچنین می‌تواند برای تشخیص تغییرات بافتی که در سکنه مغزی و صرع بوجود می‌آیند، مورد استفاده قرار گیرد. در این بخش راجع به طیف سنجی رزونانس مغناطیسی، دلایل انجام، تاریخچه طیف سنجی رزونانس مغناطیسی، خطرات و نحوه انجام آن صحبت خواهیم کرد. همچنین تکنیک طیف سنجی ام آر را مرور می‌کنیم. بحث و توصیف کاربردهای بالینی بالقوه این روش در مورد پستان (تمایز تومورهای خوش خیم از ضایعات بدخیم پستان، پیش بینی پاسخ به شیمی درمانی زودهنگام) و محدودیت های فعلی طیف سنجی را نیز شرح می‌دهیم.

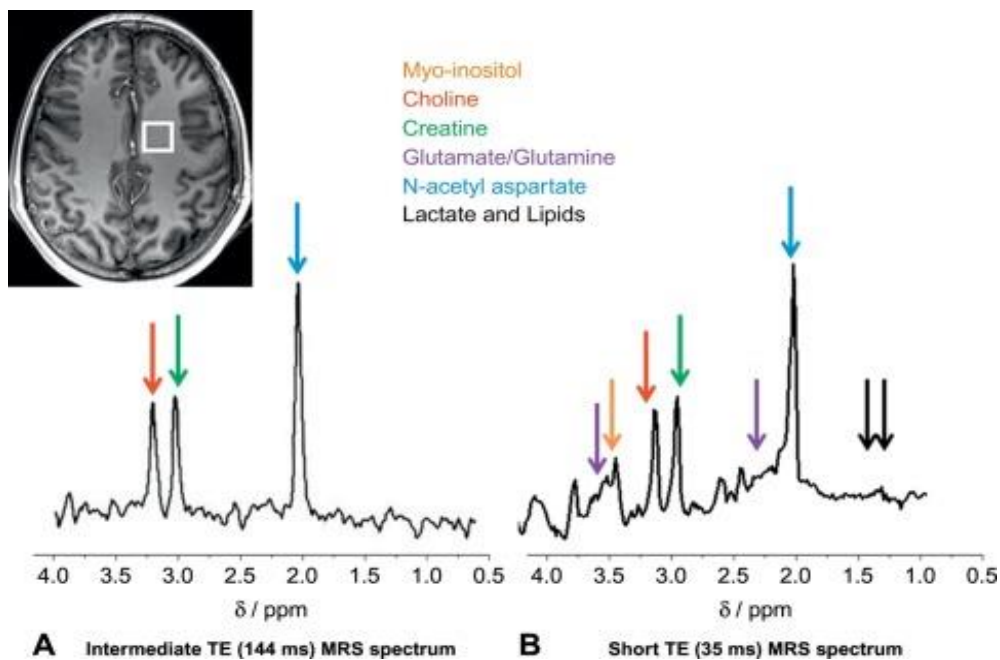


MRS برای اولین بار توسط دو گروه و در بررسی بافتهای زیستی استفاده شد. ریچارد و همکارانش، در سال ۱۹۷۳ با استفاده از ^{31}P MRS (فسفر ۳۱) به بررسی گلبولهای قرمز پرداختند و گروه دوم، هولت و همکارانش در سال ۱۹۷۴ از ^{31}P MRS برای بررسی عضله پا ملتهب در موش استفاده کردند.

MRS در همان دستگاه MRI معمولی انجام می‌شود. اسکن MRI برای ایجاد تصاویر دقیق از آهنربای قدرتمند، امواج رادیویی و رایانه‌ای استفاده می‌کند. طیف سنجی MRS مولکولهایی مانند یونهای هیدروژن یا پروتونها را تجزیه و تحلیل می‌کند. استفاده از طیف سنجی پروتون رایج تر است. چندین متابولیت یا محصول متابولسمی وجود دارند که می‌توانند برای تمایز میان انواع تومورها اندازه گیری شوند:

آلانین	لاکتات	لیپید	آمینو اسید
میوینوزول	کراتین	کولین	N-استیل آسپارتات (N-acetylaspartate (NAA))

فراوانی این متابولیتها در واحدهایی به نام قسمت در میلیون (ppm) اندازه گیری می شود و به صورت قله هایی با ارتفاع متفاوت بر روی نمودار ترسیم می شود (شکل زیر). متخصصان عصبی با اندازه گیری ppm هر یک از متابولیت های یاد شده و مقایسه آن ها با بافت طبیعی مغز، می توانند نوع ناهنجاری موجود را تعیین کنند. از طیف سنجی MRS می توان برای تعیین نوع تومور و بدخیم یا خوش خیم بودن آن استفاده کرد و بین عود تومور و نکروز تشعشع تمایز قائل شد.



فیزیک طیف سنجی رزونانس مغناطیسی

اصل اساسی که در طیف سنجی MRS مورد استفاده قرار می‌گیرد این است که توزیع الکترون‌ها در اطراف اتم باعث ایجاد یک میدان مغناطیسی متفاوت و اعمال این میدان بر هسته‌ها (در مولکول‌های مختلف) می‌شود. این موضوع در فرکانسهای رزونانسی کمی متفاوت است چراکه این سیگنالها، به نوبه خود، یک سیگنال متفاوتتر را برمی‌گردانند. این روش با تکنیک رزونانس مغناطیسی هسته ای (NMR) و همانگونه که در شیمی تحلیلی استفاده می‌شود، یکسان است. طیف MRS را می‌توان از هر هسته دارای چرخش یا در اصطلاح "NMR فعال"، بدست آورد: پروتون‌ها، کربن ۱۳ و فسفر-۳۱ متداول‌ترین آنها هستند. از فسفر ۳۱ معمولاً برای بررسی نسبت آدنوزین تری فسفات (ATP) به فسفوکراتین و سایر متابولیت‌ها استفاده می‌شود اما می‌تواند برای ارزیابی بار انرژی سلول نیز استفاده شود. اگر سیگنالها به صورت خام پردازش شوند، طیفها تحت تاثیر آب قرار می‌گیرند و این باعث می‌شود تمام طیفهای دیگر نامرئی شوند. بنابراین سرکوب آب، چه از طریق بازبایی وارونگی و چه از طریق تغییر شیمیایی انتخابی (CHESS) صورت گیرد، بخشی از هر توالی MR است. اگر مهار آب موفقیت آمیز نباشد، می‌تواند نزول شیب کلی به پایه را نشان داد که به معنی تغییر ارتفاع نسبی قله‌ها در نمودار است. طیف سنجی رزونانس مغناطیسی (MRS) با انواعی از توالی‌های پالس انجام می‌شود. ساده‌ترین این توالی‌ها بلافاصله پس از پالس RF صورت می‌گیرد و شامل یک پالس ۹۰ درجه رادیویی (RF) و بدون شیب است. این سیگنال توسط سیم پیچ RF دریافت می‌شود. بسیاری از توالی‌های مورد استفاده برای تصویربرداری، برای طیف سنجی نیز استفاده می‌شوند (مانند سکانس چرخش اکو). تفاوت مهم بین یک توالی تصویربرداری و طیف سنجی این است که برای طیف سنجی، در طی مدتی که "کوئل RF" از شخص یا شی مورد معاینه سیگنال دریافت می‌کند، از شیب نمودار استفاده نمی‌شود و به جای استفاده از اطلاعات فرکانس برای تهیه موقعیت مکانی (که با استفاده از شیب نمودار یا شیب فرکانس بدست می‌آیند)، برای شناسایی ترکیبات شیمیایی مختلف استفاده

می‌شود. امکان پذیر بودن این امر به دلیل آن است که ابر الکترونی که در اطراف ترکیبات شیمیایی مختلف قرار دارد، اتمهای رزونانسی که در طیف سنجی مورد نظر است را بسته به نوع و موقعیت ترکیب، در درجات مختلف محافظت می‌کند. این محافظت از الکترون باعث می‌شود که فرکانس تشدید مشاهده شود و بنابراین با MR قابل شناسایی باشد.

کاربردهای MRS

۱. گیلوما:

طیف سنجی MRS می‌تواند به افزایش توانایی ما در پیش بینی درجه کمک کند. با افزایش گرید گیلوما (NAA(N-acetylaspartate) و کراتین کاهش می‌یابد و کولین، لیپیدها و لاکتات افزایش می‌یابد. تومورهای غیرگلیالی به طور کلی تومورهای غیر گلیال، قله های NAA کوچکی دارند. تشخیص تغییر تابش و عود تومور می‌تواند مشکل ساز باشد. در تومور عود کننده کولین بالا می‌رود، در حالی که در تغییر تابش NAA، کولین و کراتین همه کم خواهند بود.

۲. ایسکمی و انفارکتوس

مغز با تغییر عملکرد به متابولیسم بی هوازی، لاکتاتها را افزایش می‌دهد. هنگامی که انفارکتوس رخ می‌دهد، لیپیدها آزاد شده و قله ها ظاهر می‌شوند.

۳. عفونت

عفونت نیز تمام فرآیندها بافت طبیعی مغز را نابود می‌کند. عفونت در حفره های آبسه باکتریایی، لاکتات آلانین، اسید سیتوزولی و استات افزایش می‌یابد. توجه داشته باشید که کولین در توکسوپلاسموز کم یا غایب است، در حالی که در لنفوم بالا می‌رود و به تشخیص این دو کمک می‌کند.

۴. بیماری های ماده سفید

• لکوانسفالوپاتی پیشرفته چند مرحله ای (PML) ممکن است میوینیوزول بالا را نشان دهد.

• بیماری کانوان مشخصاً NAA را نشان می دهد.

• انسفالوپاتی کبدی به طور قابل توجهی میوینوسیتیل را کاهش و کولین را به میزان کمتری

کاهش می دهد. گلوتامین نیز افزایش می یابد.

• سندرم لیگ در اختلالات میتوکندری کولین بالا، کاهش NAA و گاهی اوقات افزایش لاکتات

۵. طیف سنجی رزونانس مغناطیسی در سرطان پروستات: طیف سنجی MRS یک پیشرفت امیدوار

کننده در ارزیابی رادیولوژیکی بدخیمی پروستات است. ارزیابی طیف سنجی MRS عمدتاً بر اساس ارتفاع قله

کولین و نسبت کولین کراتین انجام می گیرد. نسبتهای کولین / کراتین به سترات:

• بیشتر از ۵/۰ مشکوک

• بیشتر از ۸/۰ خیلی مشکوک

• بیشتر از ۲ غیر عادی

علاوه بر این، اوج ارتفاعات سترات و کولین را می توان به صورت بصری مقایسه کرد. افزودن داده های طیف

سنجی MRS به MRI معمولی باعث بهبود در تشخیص سرطان پروستات و همچنین تشخیص میزان تومور و

همچنین دیگر قابلیت های MRI شده است. با بهبود سخت افزار و استحکام میدانی MRI، کوپل های سطحی

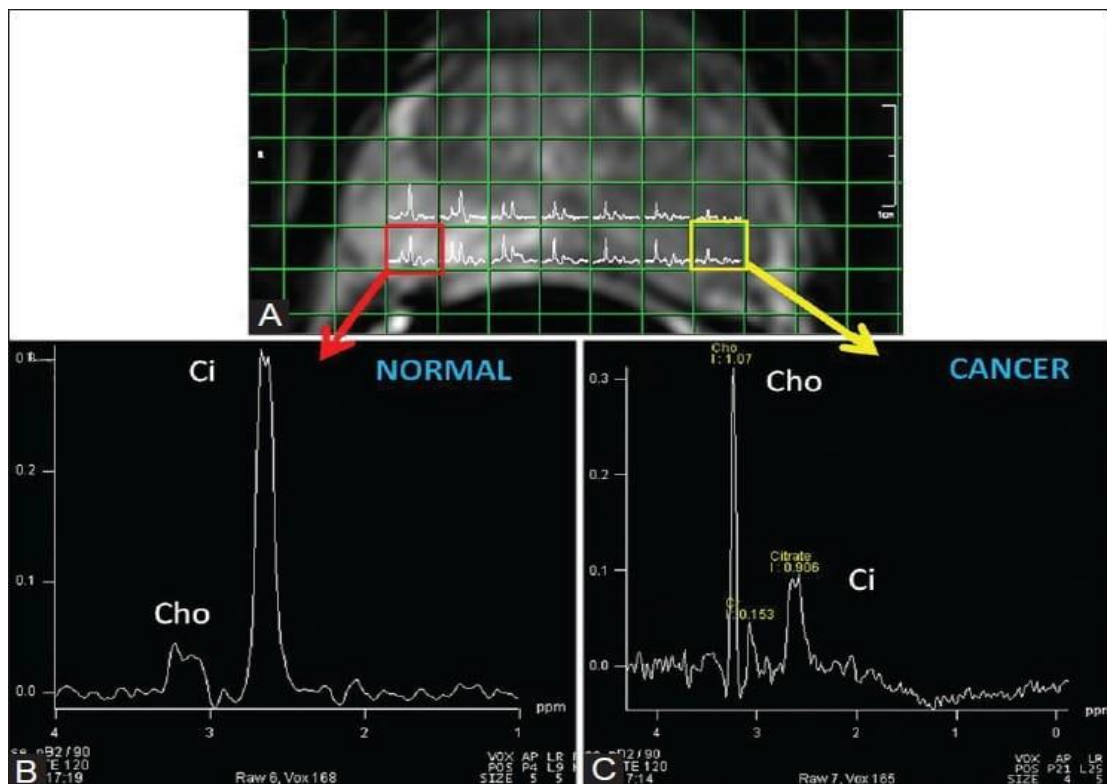
نیز می توانند به طور مؤثر در ارزیابی پروستات مورد استفاده قرار گیرند. داده های MRS را می توان در تصاویر

آناتومیک قرار داد و نقشه های تومور رنگی را می توان برای نشان دادن حجم واقعی تومور بدست آورد؛ این کار در

هر سه صفحه قابل انجام است. گرفتن تصاویر حجم نما نیز امکان پذیر است. ام آر اسپکتروسکوپی یا MRSI

پروستات می تواند یک ابزار تشخیصی مفید برای تشخیص سرطان پروستات باشد.

ایجاد و اجرای پروتکل موفقیت آمیز ام آر اسپکتروسکوپی نسبت به بیشتر روش های MRI بیشتر به جزئیات و دانش فنی توجه دارد. ام آر اسپکتروسکوپی ، ابزاری کاربردی و در حال پیشرفت در ارزیابی سرطان پروستات است و این بررسی باید به خوانندگان کمک کند تا مراحل حساس در انجام معاینه ام آر اسپکتروسکوپی را با دقت بالا درک کنند.



MRS از تومورهای مغزی:

طیف سنجی MRS پروتون موضعی مغز انسان، برای اولین بار بیش از ۲۰ سال پیش گزارش شده است. این فرایند، روشی کامل است که از نظر بالینی برای ارزیابی تومورهای مغزی در بسیاری از مراکز پزشکی سراسر جهان، استفاده می‌شود. در حالی که مطالعاتی در مورد تومورهای مغزی انسان و با استفاده از هترونوکلئیدهایی مانند فسفر ۳۱ و سدیم ۱۱ انجام شده است، اما در بیشتر مطالعات طیف سنجی از هسته پروتون (^1H) استفاده

می‌کنند که این امر به دو دلیل است: حساسیت بالا این دستگاه و سهولت اجرای اینگونه آزمایشات در اسکنرهای MRI. در کل، دو نوع از تکنیک‌های محلی سازی مکانی برای طیف سنجی MR وجود دارد. نوع اول تکنیکهای تک وکسل که (SV) شامل متدهای متداول شامل "PRESS" و "STEAM" هستند؛ و نوع دوم تکنیکهای چند وکسل هستند، که طیف‌ها را در واحد زمان از یک ناحیه از مغز ثبت می‌کنند.

روش MRS همچنین به نام "تصویربرداری شیمیایی تغییر مکان که طیف‌ها را از مناطق مختلف ضبط می‌کند و از این طریق توزیع مکانی متابولیتها در مغز را مشخص می‌کند نیز شناخته می‌شود، معمولاً به صورت دو بعدی یا سه بعدی انجام می‌شود، اما معمولاً شامل پوشش کامل مغز نمی‌شود. در حالی که SV-MRS و MRSI هر کدام مزایا و معایب خاص خود را دارند (از نظر کیفیت طیفی، زمان اسکن، وضوح مکانی، پوشش مکانی و سهولت استفاده)، اما نکته مهم در مورد تومورهای مغزی، ناهمگن بودن متابولیک آن‌ها است. به عنوان مثال، طیفی از هسته نکرور یک تومور مغزی با درجه بالا، کاملاً متفاوت با طیفی از یک تومور فعال و در حال رشد است، در حالی که ورم پری تومورال از تهاجم تومور به بافت اطراف مغز، متفاوت است. به همین دلیل MRS اغلب برای ارزیابی متابولیسمی تومورهای مغزی مورد استفاده قرار می‌گیرد. بررسی دقیق در مورد شایستگی‌های نسبی SV-MRS و MRSI انجام شده است، که به آن می‌پردازیم:

در اوایل توسعه پروتون مغزی MRS انسان، مشخص شد که تومورهای مغزی طیف‌هایی کاملاً متفاوت با بافت طبیعی مغز را به نمایش می‌گذارند. و مشخص شد که تقریباً در تمام تومورهای مغزی سیگنال‌های N-استیل آسپاراتات (NAA) کاهش یافته است، و همچنین سطح کولین (CHO) افزایش یافته است و این منجر به افزایش نسبت‌های CHO / NAA می‌شود. کاهش NAA به طور گسترده‌ای به عنوان اختلال در عملکرد بافت عصبی طبیعی تعبیر می‌شود، چراکه گفته می‌شود که NAA منشاء اصلی بافت عصبی و آکسونال است. سیگنال "CHO" شامل چند ترکیب مختلف حاوی کولین است که در سنتز و تخریب غشاء نقش دارند. گفته

می‌شود که افزایش تومورهای مغزی ناشی از افزایش عملکرد غشا سلول هاست. مطالعات آزمایشگاهی نشان می‌دهد که افزایش سیگنال CHO در تومورهای مغزی به دلیل افزایش میزان فسفوکولین (PCho) است. همچنین CHO به خوبی با تراکم سلولی تومور، و میزان نفوذ تومور به بافت مغز ارتباط دارد. استفاده از ام آر اسپکتروسکوپی، برای نقشه برداری از سطح مغز نیز به عنوان روشی برای تعریف تومور و طرح درمانی پیشنهاد شده است. سایر تغییرات متابولیکی نسبتاً متداول در تومورهای مغز انسان، سیگنال های بالا در ناحیه طیفی لاکتات و لیپید، و همچنین گاهی افزایش سطح میواینوزیتول (mI) در طیف زمان اکو کوتاه (TE) است. افزایش لاکتات به احتمال زیاد نتیجه گلیکولیز بی هوازی است، اگرچه این نیز می‌تواند ناشی از جریان خون ناکافی ایسکمی و یا احتمالاً به دلیل نکروز باشد. گفته می‌شود که افزایش سطح لیپیدها با نکروز و خرابی غشا همراه است. افزایش سطح mI نشان دهنده افزایش تعداد سلول های گلیال است. این سلول ها حاوی میزان بالای mI و از نظر درجه گلیوما درجه II بالا هستند. همچنین بیماران مبتلا به گلیوماتوز مغزی ممکن است حتی در صورت عدم افزایش CHO ، سطح بالای اینوزیتول را نشان دهند.

در استفاده از MRS برای تومورهای مغزی، وضوح مکانی محدود (معمولاً یک سانتیمتر مکعب یا کمتر برای ام آر اسپکتروسکوپی، و چهار تا هشت سانتیمتر مکعب برای MRS وکسل واحد) و اثرات حجم جزئی باید در نظر گرفته شود. به عنوان مثال، در برنامه ریزی درمانی، پیکسل MRSI که "عملکرد گسترش نقطه" هم با تومور و هم بافت طبیعی همپوشانی دارد، غفلت از این مسئله، می‌تواند به عنوان تهاجم تومور به اطراف مغز طبقه بندی شود. به همین دلیل استفاده از وضوح مکانی و فاصله‌ای تا بیشترین حد ممکن توصیه می‌شود MRSI، با وضوح بالا، نسبت سیگنال به نویز بهتر، با استفاده از نقاط قوتی که حاصل میدان مغناطیسی بالا است، کوئل های چند منظوره و توالی پالس کارآمد انجام می‌شود. تکنیکهای چند برشی یا ام آر اسپکتروسکوپی، سه بعدی که پوشش کاملی از ضایعه و مناطق اطراف مغز فراهم می‌کنند، بسیار مهم هستند.

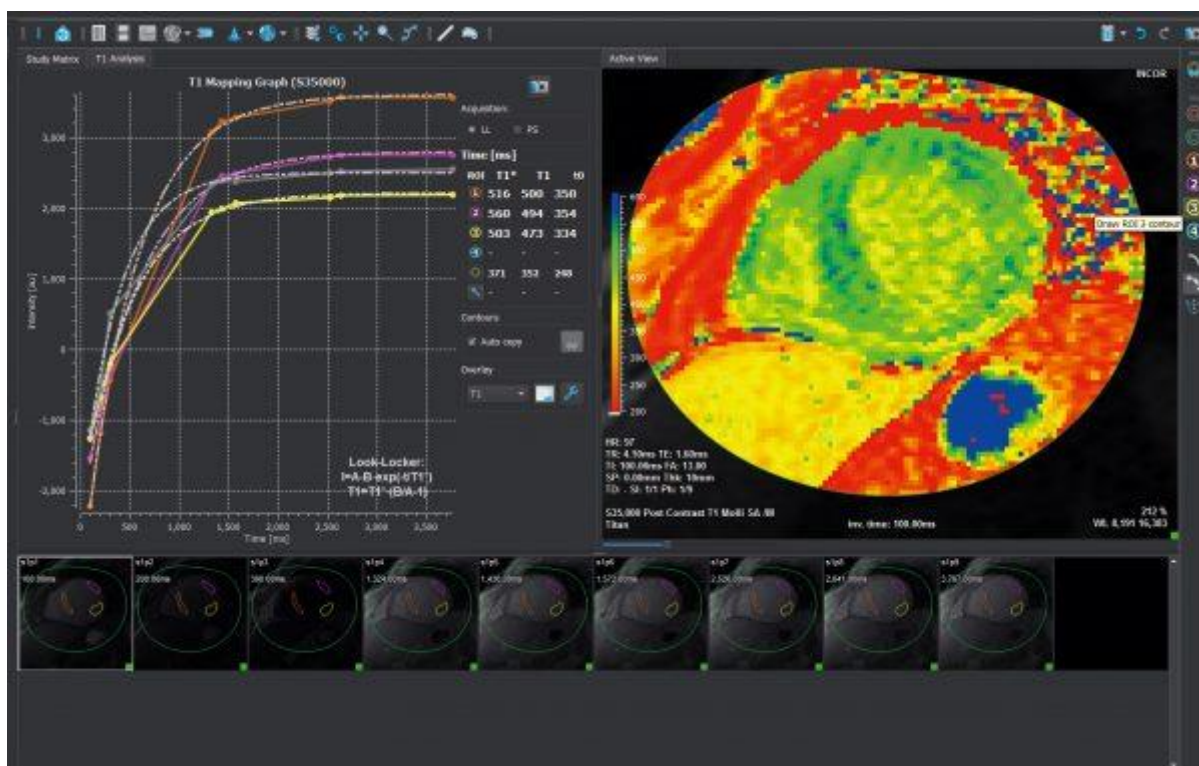
MRS هسته هیدروژن (پروتون) در پستان

MRS پروتون (هیدروژن ۱) اطلاعات بیوشیمیایی مفیدی در مورد بافتها فراهم می‌آورد. نکته مهم در تشخیص سرطان، معمولاً مبتنی بر تشخیص سطح بالای ترکیبات کولین است، زیرا کولین نشانگر فعال بودن یک تومور است. دو مورد از کاربرد های اصلی MRS هیدروژن به این صورت است:

الف) به عنوان یک ماده کمکی برای تصویربرداری MR پستان به منظور بهبود ویژگی در تمایز تومور خوش خیم از ضایعات بدخیم

ب) برای نظارت و یا حتی پیش بینی پاسخ به درمان در بیماران تحت شیمی درمانی

طیف سنجی رزونانس مغناطیسی پروتون ($H1$) یک فناوری جدید نیست بلکه بیش از ۳۰ سال است که برای ارائه اطلاعات بیوشیمیایی در مورد بافت های بیولوژیکی مورد استفاده قرار گرفته است. طیف سنجی رزونانس مغناطیسی توسط سازمان غذا و داروی ایالات متحده تأیید شده است و به طور گسترده ای برای ارزیابی مغز و غده پروستات استفاده می‌شود. اما به طور کلی، تکامل آن در شرایط بالینی کند بوده و حتی در مطالعات پستان کندتر بوده است. اگرچه اندازه گیری سطح متابولیت به طور معمول در طیف سنجی از مغز انجام می‌شود، اما به دلیل توزیع ناهمگن بافت های غده و چربی، انجام ارزیابی پستان دشوارتر است. طیف سنجی یک روش تحقیقی آینده دار در تحقیقات بالینی است. ارزش تشخیصی طیف سنجی در سرطان معمولاً مبتنی بر تشخیص سطح بالای ترکیبات کولین است زیرا کولین نشانه ای از یک تومور فعال است. این ترکیبات دارای پروتون های متیل هستند که در یک تغییر شیمیایی $3/3$ ppm (بخش در میلیون) دیده می‌شوند. رزونانس ترکیب در $3/3$ ppm شامل سهم‌هایی از کولین، فسفوکلین، گلیسیروفوسفوکلین، میوینیزول و تورین است.



طیف سنجی پستان معمولاً روی یک میدان مغناطیسی بالینی با قدرت حداقل ۱/۵ تسلا انجام می‌شود. طیف سنجی پستان به طور عمده با یک تکنیک تک وکسلی انجام می‌شود. این روش برای ارزیابی یک آسیب در یک زمان محدود است. وکسل برای تشخیص ضایعه یا منطقه مورد نظر استفاده می‌گردد. در بیشتر مطالعات طیف سنجی تک وکسلی پستان، از توالی طیف سنجی نقطه ای یا نوع دیگری از این طیف سنجی برای جمع آوری داده ها استفاده می‌شود. یکی از این انواع، پیوستگی در تکنیک میانگین زمان اکو در یک توالی طیف سنجی نقطه ای است. این روش نوارهای جانبی که ناشی از سیگنال های فریبنده (باندهای جانبی که می‌توانند تشخیص قله کولین را مبهم کنند) بدست آمده از لیپیدهای سیار است را کاهش می‌دهد. این مشکل سیگنال لیپیدی به دلیل وجود مقدار زیاد چربی در پستان بوجود می‌آید. برای کاهش سیگنال لیپید تکنیک های معمولی شامل مدت زمان تکرار ۱۳۵ میلی ثانیه یا بیشتر و مدت زمان تکرار بین ۱،۵ تا ۳ ثانیه است. تعداد سیگنال های

به دست آمده معمولاً بین ۱۲۸ تا ۲۵۶ است و مدت زمان بدست آمدن نتیجه داده ها از ۲/۳ دقیقه تا ۱۲ دقیقه است. ۵ تا ۱۰ دقیقه اضافی نیز برای آماده سازی تنظیمات طیف سنجی و کسل و توقف آب مورد نیاز است. در مواردی که ظن بر وجود چندین ضایعه در سینه باشد طیف سنجی چند وکسلی ارجح است. این روش، اطلاعاتی در مورد توزیع مکانی متابولیت ها ارائه می‌دهد و برای مطالعه ضایعات متعدد مفید است. این روش می‌تواند برای اندازه گیری سطح متابولیت های چند منطقه ای در زمان دستیابی به اطلاعات به منظور مقایسه برای کمک به مطالعات تک وکسلی نیز استفاده شود.

اگرچه به دلیل سخت بودن بدست آوری اطلاعات صحیح از مطالعه ناحیه بزرگی همچون پستان، فقط تحقیقات کمی انجام شده است. برای تمایز ضایعات خوش خیم از ضایعات بدخیم پستان، به جز یک مطالعه که در آن غلظت کولین با استفاده از سیگنال آب به عنوان مرجع داخلی اندازه گیری شد، اکثر مطالعات طیف سنجی بر اساس تشخیص (یا عدم تشخیص) قله کولین یا نسبت سیگنال به نویز انجام شده است. طیف سنجی پستان دارای مشکلات متعددی است.

تصویربرداری MRS پیشرفته معمولاً برای پیدا کردن محل ضایعه و قرار دادن وکسل مورد نیاز است. تجمع ماده کنتراست در ضایعه می‌تواند به دلیل اثر گسترده تر T2 بر کیفیت طیف سنجی تأثیر بگذارد. همچنین، زمان مورد نیاز (از جمله تنظیم قبل از کسب اطلاعات) نسبتاً طولانی است (حدود ۱۰ تا ۲۵ دقیقه) و وضوح فضایی ضعیف است. ناهمگنی تومورهای خوش خیم، قابل ارزیابی نیست. سرکوب نمودن همزمان میزان سیگنالهای آب و لیپیدها دشوار است و کمی کردن غلظت کولین را دشوار می‌کند. بنابراین، اکثر مطالعات طیف سنجی غیرعددی و یا کمی-کیفی هستند. علاوه بر این، به دلیل دشواری در تشخیص سیگنالهای کولین ضعیف از ضایعه های کوچک در یک بازه زمانی معقول در یک شرایط کلینیکی ۱/۵ تسلا و در مواقعی که ضایعه کمتر از ۲ سانتی متر قطر داشته باشد، حساسیت طیف سنجی در تشخیص بدخیمی سینه به طور چشمگیری افت می‌کند.

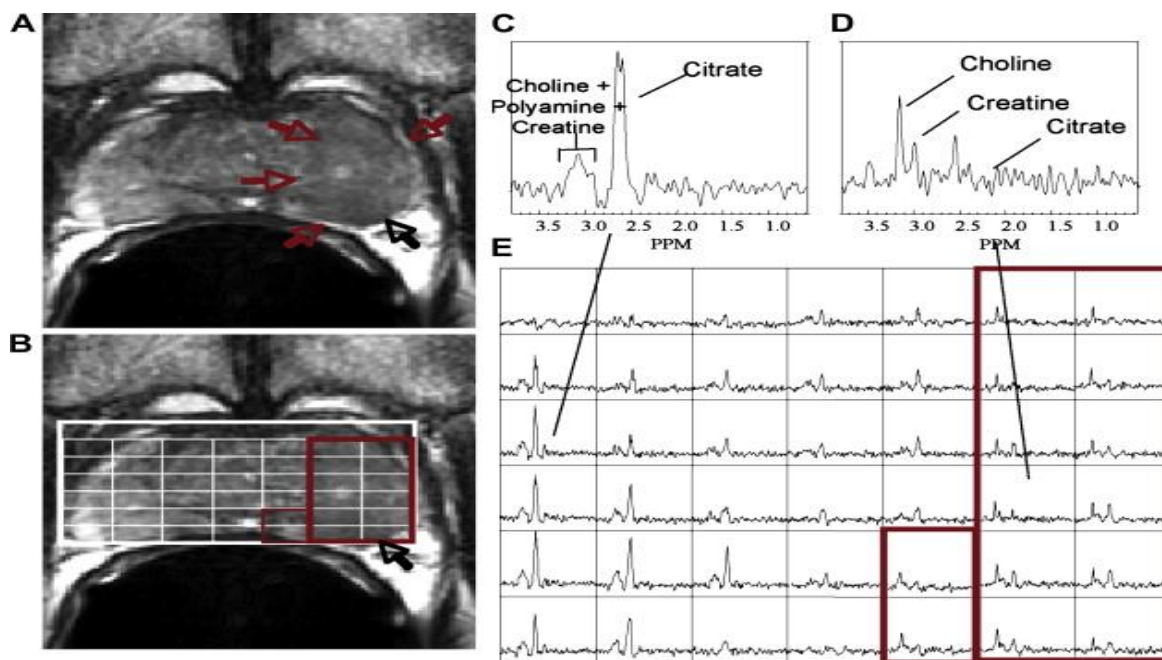
با بهبود های مورد انتظار در SNR و سیستم تصویربرداری قوی تر، تحقیقات طیف سنجی برای بررسی آسیب های کوچک با حساسیت بالا و در تایم فریم های منطقی ممکن شده است. تصویربرداری میدانی قویتر همچنین وضوح طیفی را نیز افزایش می دهد. این به معنای جدایی بهتر بین قله های آب، کولین و چربی است. این وضوح بهبود یافته باعث بهبود کیفیت طیف سنجی و ابهام کمتر در مشاهده میزان کولین توسط قله آب یا قله چربی می شود.

محدودیت های فعلی طیف سنجی رزونانس مغناطیسی پستان

تحقیقات مربوط به طیف سنجی پستان به سرعت در حال گسترش است و داده های بیشتر و هیجان انگیزی گزارش می شود. پیشرفت چشمگیری در مطالعات MRS حاصل شده است: این تکنیک اکنون توسط بیماران در شرایط بالینی به خوبی تحمل می شود و زمان دستیابی به آن تقریباً ۱۰ دقیقه است. در حال حاضر، اگرچه MRS پستان امیدوار کننده است، اما برای استفاده بالینی آماده نیست. همانطور که قبلاً نیز اشاره شد، تکنیک تک وکسل، که متداول ترین تکنیک این نوع تشخیص است، اجازه می دهد تا در هر زمان فقط یک ضایعه بررسی شود. علاوه بر این، برای اندازه گیری داده ها، اندازه ضایعه موجود باید در حدود یک سانتی متر مکعب باشد. در ارزیابی پستان، ما اغلب باید نمونه برداری را در ضایعات بسیار کوچکتر انجام دهیم و غلبه بر این محدودیت بسیار مهم خواهد بود. در بیشتر اوقات بیش از یک ضایعه بر روی MRS دیده می شود بنابراین توانایی ارزیابی ضایعات متعدد یا حتی کل سینه چیزی است که مطمئناً در آینده باید به آن برسیم. بیماران مبتلا به هماتوم یا گیره فلزی باید از گروه تحت مطالعه خارج شوند، زیرا ناهمگنی ای در میدان مغناطیسی تولید می شود که طیف سنجی را تحت تأثیر قرار می دهد. طیف سنجی باید در یک میدان مغناطیسی بسیار همگن انجام شود. حرکت بیمار نیز بر این تکنیک تأثیر می گذارد، در نتیجه کوتاه بودن زمانی که به اطلاعات دست می یابیم، ضروری است.

وجود یک متخصص MRS هنوز هم لازم است زیرا پردازش داده های افلاین نیز باید انجام شود (نرم افزار پردازش افلاین به تولید کننده و ناظر وابسته است) و یک روش خودکار باعث می شود طیف سنجی شبیه به دیگر تصویربرداری های ام آر شود و این امکان را فراهم می آورد که توسط تکنسین تصویربرداری انجام شود و به نحوی آسان تر در برنامه روزانه بالینی قرار گیرد.

به نظر می رسد این نوع از طیف سنجی آینده درخشانی در زمینه تصویربرداری پستان دارد. نقش آن در تمایز آسیب های خوش خیم از ضایعات بدخیم و در بهبود ویژگی تصویربرداری پستان ممکن است منجر به بافت برداری کمتر از پستان شود. علاوه بر این، در پاسخ به شیمی درمانی جدید، نتایج تا به امروز بسیار امیدوارکننده بوده است. در درجه اول چالش های فنی این روش، غلبه بر محدودیت های فعلی طیف سنجی است. ما امیدواریم که تحقیقات انجام شده بر روی این روش به رشد خود ادامه دهد، از این رو پیشرفت های فناوری و مشارکت در کارآزمایی های بالینی را در سراسر جهان تشویق می کنیم. کارآزمایی های چند مرکز به طور فزاینده ای مورد نیاز هستند و نشان دهنده یک گام اساسی در استقرار این متود در شرایط بالینی می باشند.



B) روشهای تصویربرداری برپایه امواج اولتراسوند

سونوگرافی پزشکی شامل تکنیک های تشخیصی (عمدتاً تکنیک های تصویربرداری) با استفاده از امواج اولتراسوند (فراصوت) و همچنین کاربردهای درمانی اولتراسوند است. در تشخیص، برای ایجاد تصویری از ساختارهای داخلی بدن مانند تاندون ها، ماهیچه ها، مفاصل، رگ های خونی و اندام های داخلی، برای اندازه گیری برخی ویژگی ها (مانند فواصل و سرعت) یا تولید صدای شنیداری استفاده می شود. هدف آن معمولاً یافتن منبع بیماری یا حذف پاتولوژی است. استفاده از سونوگرافی برای تولید تصاویر بصری برای پزشکی، سونوگرافی پزشکی یا به سادگی سونوگرافی نامیده می شود. عمل معاینه زنان باردار با استفاده از سونوگرافی، سونوگرافی زنان و زایمان نامیده می شود و پیشرفت اولیه سونوگرافی بالینی بود.

اولتراسوند از امواج صوتی با فرکانس هایی تشکیل شده است که به طور قابل توجهی بالاتر از محدوده شنوایی انسان (بیش از ۲۰۰۰۰ هرتز) است. تصاویر اولتراسونیک، همچنین به عنوان سونوگرام شناخته می شوند، با ارسال پالسهای اولتراسوند به بافت با استفاده از یک پروب ایجاد می شوند. پالس های اولتراسوند بافت هایی با خواص انعکاسی متفاوت را بازتاب می کنند و به پروب بازگردانده می شوند که آنها را به عنوان تصویر ثبت و نمایش می دهد.

انواع مختلفی از تصاویر را می توان تشکیل داد. رایج ترین تصویر *B-mode* است که امپدانس صوتی یک مقطع دو بعدی از بافت را نشان می دهد. انواع دیگر جریان خون، حرکت بافت، محل خونریزی، وجود مولکول های خاص، سفتی بافت یا آناتومی یک ناحیه سه بعدی را نشان می دهند.

در مقایسه با سایر روش های تصویربرداری پزشکی، سونوگرافی چندین مزیت دارد. سونوگرافی تصاویر زنده (*Real Time*) ارائه می دهد، قابل حمل است و در نتیجه می توان آن را در کنار تخت قرار داد. هزینه آن نسبت



به سایر استراتژی های تصویربرداری بسیار کمتر است و از اشعه یونیزان مضر استفاده نمی کند. اشکالات آن شامل میدان دید محدود آن، نیاز به همکاری

بیمار، وابستگی به اندازه بدن بیمار، دشواری اسکن ساختارهای تصویربرداری پوشیده از استخوان، هوا یا گازها، و نیاز به یک اپراتور ماهر با آموزش حرفه ای است. با توجه به این اشکالات، تکنولوژی جدید اولتراسوند نصب‌شدنی محبوبیت پیدا کرده است. این دستگاه‌های مینیاتوری به طور مداوم بر پارامترهای حیاتی نظارت می‌کنند و در صورت ظهور علائم اولیه ناهنجاری هشدار می‌دهند.

سونوگرافی برای تصویربرداری از بافت های نرم بدن موثر است. ساختارهای سطحی مانند ماهیچه، تاندون، بیضه، سینه، غدد تیروئید و پاراتیروئید و مغز نوزاد در فرکانس‌های بالاتر (۷ تا ۱۸ مگاهرتز) تصویربرداری می‌شوند که رزولوشن محوری و جانبی بهتری را تولید میکند. ساختارهای عمیق‌تر مانند کبد و کلیه در فرکانس‌های پایین‌تر (۱ تا ۶ مگاهرتز) با رزولوشن محوری و جانبی پایین‌تر در مقابل نفوذ عمیق‌تر در بافت تصویربرداری می‌شوند. یک مبدل اولتراسوند (ترانسدیوسر) همه منظوره ممکن است برای اکثر اهداف تصویربرداری استفاده شود، اما در برخی شرایط ممکن است نیاز به استفاده از یک مبدل تخصصی باشد. اکثر معاینات اولتراسوند با استفاده از یک مبدل روی سطح بدن انجام می‌شود، اما اگر بتوان یک مبدل را در داخل بدن قرار داد، تجسم بهتر اغلب امکان پذیر است. برای این منظور، مبدل‌های با کاربرد خاص، از جمله ترانسدیوسرهای واژینال، اندورکتال و مری معمولاً استفاده می‌شوند. در نهایت، مبدل‌های بسیار کوچکی را می‌توان روی کاتترهای با قطر کوچک نصب کرد و در داخل رگ‌های خونی قرار داد تا از دیواره‌ها و بیماری آن رگ‌ها تصویربرداری کند.

مُد های رایج تصویربرداری اولتراسوند :

روش A-mode (مُد دامنه) : ساده ترین روش سونوگرافی است. یک مبدل تنها یک خط طولی را در بدن اسکن می‌کند و پژواکها بر روی صفحه نمایش به عنوان تابعی از عمق ترسیم می‌شوند. اولتراسوند درمانی برای هدفگیری درمان یک تومور از نوع مُد A است، تا امکان تمرکز دقیق انرژی موج مخرب را فراهم کند.

روش B-mode (مُد 2D): در مُد *B* (مُدروشنایی)، یک آرایه خطی از مبدلها به طور همزمان صفحه ای را در بدن اسکن می کنند که می تواند به عنوان یک تصویر دو بعدی روی صفحه نمایش مشاهده شود. این روش بیشتر به عنوان مُد دو بعدی شناخته می شود. **مُد جریان:** حالتی است که به صورت دیجیتالی بازتابنده های متحرک (عمدتا گلبول های قرمز) را برجسته می کند و در عین حال سیگنالهای بافت ساکن اطراف را سرکوب می کند. این روش می تواند جریان خون و بافتهای ساکن اطراف را به طور همزمان به تصویر بکشد، بنابراین یک جایگزین یا مکمل برای سونوگرافی داپلر در بررسی جریان خون است.

روش C-mode: یک تصویر *C-mode* در یک صفحه عادی از تصویر مُد *B* تشکیل می شود؛ پالسهای منعکس شده از یک عمق خاص از خط *A-mode* انتخاب شده؛ سپس مبدل در صفحه دو بعدی برای نمونه برداری از کل منطقه در این عمق ثابت حرکت می کند. هنگامی که مبدل منطقه را طی می کند، مساحت ۱۰۰ سانتی متر مربع را می توان در حدود ۱۰ ثانیه اسکن کرد.

روش M-mode (مُد حرکت): پالسها به صورت متوالی از مرزهای اندام متحرک منعکس می شوند و بصورت پیوسته تصاویر حالت *A* یا *B-mode* گرفته می شود. با گذشت زمان، تصویر مرز بافت یا اندام شبیه به یک فیلم تولید میشود. از آنجایی که مرزهای اندامی که بازتاب ایجاد می کنند حرکت می کنند، می توان از آن برای تعیین سرعت ساختارهای اندام خاص استفاده کرد.

مُد داپلر: این حالت از اثر داپلر در اندازه گیری و تصویرسازی از جریان خون استفاده می کند:

داپلر رنگی: اطلاعات سرعت به صورت یک پوشش رنگی در بالای یک تصویر *B-mode* تولید می شود.

داپلر موج پیوسته (CW): اطلاعات داپلر در امتداد یک خط از بدنه بصورت پیوسته در طول زمان نمونه-

برداری می شود و تمام سرعتها برحسب زمان ارائه می شود (در یک خط زمانی).

داپلر موج پالسی (PW): اطلاعات داپلر تنها از حجم نمونه کوچکی (تعریف شده در تصویر دو بعدی)

نمونه برداری می شود و در جدول زمانی ارائه می شود.

روش داپلکس (Duplex): این اصطلاح به این واقعیت اشاره دارد که ۲ حالت اولتراسوند به طور همزمان

استفاده می شود، که عموماً ارائه همزمان اطلاعات دو بعدی *B-mode* با داپلرننگی پالسی تولید می شود.

روش تریپلکس (Triplex): هنگامی که تصویر دو بعدی *B-Mode* و داپلرننگی با داپلرطیفی ترکیب

می شوند، به سونوگرافی تریپلکس تبدیل می شود. در تصویر تریپلکس، قرار دادن مکان نما بر روی هر نقطه، قرائت طیفی نقطه زیر تصویر را می دهد.

پاورداپلر: تکنیکی است که قدرت پالس^۱ را در سیگنال داپلر کدگذاری می کند و به صورت تکرنگ

نمایش می دهد. این پارامتر متفاوت با شیفت فرکانسی می باشد. فرکانس توسط سرعت سلول های قرمز خونی (RBC) تعیین می شود. بنابراین قدرت سیگنال بستگی به میزان حضور خون در منطقه مورد نظر دارد. جهت جریان در این روش به طور معمول اهمیت ندارد. مزایای پاورداپلر نسبت به کالر داپلر در حساسیت بالای آن نسبت به جریان خون، تفکیک بهتر لبه ها و ترسیم پیوستگی جریان خون می باشد. پاورداپلر در تشخیص ضایعات چگال پستان کاربرد زیادی دارد .

روش وارونه سازی پالسی (Pulse inversion mode): دو پالس متوالی با کُد های (علامت) مخالف

ساطع شده و سپس از یکدیگر کم می شوند. در این روش امواج بازگشتی از بافتهایی که پاسخ انعکاسی خطی دارند حذف می شوند؛ در حالی که گازهای با تراکم پذیری غیرخطی به تصویر کشیده می شوند. وارونه سازی پالس مشابه مُدهارمونیک می باشد.

روش هارمونیک: یک مبدل پالسهای اساسی اولتراسوند را به بدن ساطع می کند، پالسهای بازگشتی با

برهمنهی با همدیگر یک پرتوی باریک از تون هارمونیک تولید می شود. فرکانسهای تونهای هارمونیک زیادتر از فرکانس امواج اصلی بوده لذا مبدل میتواند فقط پالسهای هارمونیک را دریافت کرده و بقیه را حذف کند، بنابراین

¹ power

چون پالسهای اصلی اولتراسوند و پالسهای پراکنده حذف می شوند، رزولوشن جانبی و کنتراست با این حالت بهبود می یابد.

روشهای نوین سونوگرافی:

سونوگرافی داپلر از اثر داپلر برای ارزیابی اینکه آیا ساختارها (معمولا خون) در حال حرکت به سمت یا دور از پروب هستند و سرعت نسبی آنها استفاده می کند. با محاسبه جابجایی فرکانس حجم نمونه خاص، جریان در شریان یا فوران جریان خون بر روی دریچه قلب، سرعت و جهت آن را می توان به عنوان مثال تعیین و تجسم کرد. داپلر رنگی اندازه گیری سرعت با مقیاس رنگ است. تصاویر داپلر رنگی به طور کلی با تصاویر مقیاس خاکستری *B-mode* برای نمایش تصاویر سونوگرافی دوطرفه ترکیب می شوند. سونوگرافی داپلر در موارد زیر استفاده عبارتند از:

داپلر اکوکاردیوگرافی استفاده از سونوگرافی داپلر برای بررسی قلب است. اکوکاردیوگرام می تواند در محدوده های خاصی ارزیابی دقیقی از جهت جریان خون و سرعت خون و بافت قلب در هر نقطه دلخواه با استفاده از اثر داپلر ارائه دهد. اندازه گیری سرعت امکان ارزیابی نواحی و عملکرد دریچه قلب، ارتباطات غیرطبیعی بین سمت چپ و راست قلب، نشت خون از طریق دریچه ها (نقایص دریچه)، و محاسبه برون ده قلبی و نسبت E/A (اندازه گیری اختلال عملکرد دیاستولیک) را فراهم می کند. سونوگرافی با کنتراست تقویت شده با استفاده از مواد کنتراست میکرو حبابهای گازی می تواند برای بهبود سرعت یا سایر اندازه گیری های مربوط به جریان مورد علاقه استفاده شود.

داپلر ترانس کرانیال (Transcranial Doppler (TCD): داپلر رنگی ترانس کرانیال (*TCD*) سرعت جریان خون را از طریق رگ های خونی مغز از طریق جمجمه اندازه گیری می کند. این روش در تشخیص آمبولی،

تنگی، وازواسپاسم (*vasospasm*) ناشی از خونریزی زیرعنکبوتیه¹ (خونریزی ناشی از پارگی آنوریسم) و سایر مشکلات مفید هستند.

مانیتورهای جنین داپلر از اثر داپلر برای تشخیص ضربان قلب جنین در طول مراقبت های دوران بارداری استفاده می کنند. این روشها دستی هستند و برخی از مدل ها ضربان قلب را بر حسب ضربان در دقیقه (*BPM*) نیز نمایش می دهند. استفاده از این مانیتور گاهی اوقات به عنوان سمع داپلر شناخته می شود. مانیتور جنین داپلر معمولاً به سادگی به عنوان داپلر یا داپلر جنینی شناخته می شود و اطلاعاتی مشابه آنچه که توسط گوشی پزشکی جنین ارائه می شود ارائه می دهد.

سونوگرافی باکنتراست (تصویربرداری با کنتراست اولتراسوند)

ماده حاجب برای سونوگرافی پزشکی، فرمولاسیونی از میکرو حباب های گازی کپسوله شده برای افزایش اکوژنیسیته خون است که توسط دکتر ریموند گرمیاک در سال کشف شد و سونوگرافی تقویت شده (اینهس) با کنتراست نام گرفت. این روش تصویربرداری پزشکی در سراسر جهان برای اکوکاردیوگرافی استفاده می شود. مواد حاجب مبتنی بر میکرو حبابها به صورت داخل وریدی در جریان خون بیمار در طول معاینه سونوگرافی تجویز می شوند. به دلیل اندازه آنها، میکرو حبابها در رگهای خونی محبوس می شوند بدون اینکه به سمت مایع بین-سلولی خارج شوند. بنابراین، یک ماده حاجب اولتراسوند صرفاً داخل عروقی است، و آن را به یک عامل ایده آل برای تصویربرداری از ریز عروق اندام برای اهداف تشخیصی تبدیل می کند. یک استفاده بالینی معمول از سونوگرافی باکنتراست، تشخیص تومور متاستاتیک های پروواسکولار است که جذب کنتراست (سینتیک غلظت میکرو حبابها در گردش خون) سریع تری نسبت به بافت بیولوژیکی سالم اطراف تومور را نشان می دهد. کاربردهای بالینی دیگری با استفاده از کنتراست وجود دارد، مانند اکوکاردیوگرافی برای بهبود نمایش بطن چپ در بررسی انقباض پذیری عضله قلب پس از انفارکتوس میوکارد. در نهایت، کاربردهایی در پرفیوژن کمی (اندازه

¹ subarachnoid

گیری نسبی جریان خون) برای شناسایی پاسخ اولیه بیمار به درمان دارویی ضد سرطان‌پدیدار شده است، که این امکان را فراهم می‌کند. بهترین گزینه‌های درمانی آنکولوژیک باید تعیین شود.

در پروسه‌های آنکولوژی سونوگرافی با کنتراست، پزشکان از «تصویربرداری پارامتریک از علائم عروقی» استفاده می‌کنند. این روش به عنوان یک ابزار کمکی تشخیص سرطان در نظر گرفته می‌شود که شناسایی تومور مشکوک (بدخیم در مقابل خوش‌خیم) را در یک عضو تسهیل می‌کند. این روش بر اساس تجزیه و تحلیل توالی زمانی از تصاویر کنتراست اولتراسوند می‌باشد. هنگامی که پردازش سیگنال در هر پیکسل کامل شد، یک نقشه فضایی رنگی از پارامتر بر روی یک مانیتور کامپیوتر نمایش داده می‌شود که تمام اطلاعات عروقی تومور را در یک تصویر به نام تصویر پارامتریک خلاصه می‌کند. این تصویر پارامتریک توسط پزشکان بر اساس رنگ‌بندی غالب تومور تفسیر می‌شود: قرمز نشان‌دهنده بدخیمی (خطر سرطان)، سبز یا زرد احتمال خوش‌خیمی بالایی دارد. در مورد اول (ظن وجود تومور بدخیم)، پزشک معمولاً بیوپسی را برای تأیید تشخیص یا معاینه سی تی اسکن به عنوان نظر دوم تجویز می‌کند. در مورد دوم (شبه مشخص تومور خوش‌خیم)، تنها نیاز به پیگیری با معاینه سونوگرافی حاجب چند ماه بعد است. مزایای بالینی اصلی تصویربرداری پارامتریک اجتناب از بیوپسی تومورهای خوش‌خیم که روش تهاجمی است و یا آزمون سی تی اسکن است که بیمار را در معرض تابش پرتوی ایکس قرار می‌دهد. روش تصویربرداری پارامتریک عروقی در انسان برای شناسایی تومورها در کبد مؤثر است. در زمینه غربالگری سرطان، این روش ممکن است به طور بالقوه برای سایر اندام‌ها مانند سینه یا پروستات نیز قابل استفاده باشد.

سونوگرافی مولکولی (تصویربرداری مولکولی اولتراسوند)

آینده سونوگرافی باکنتراست کنونی در تصویربرداری مولکولی با کاربردهای بالینی بالقوه مورد انتظار در غربالگری سرطان برای تشخیص تومورهای بدخیم در اولین مرحله ظهور است. سونوگرافی مولکولی (یا تصویربرداری مولکولی اولتراسوند) از میکروحباب‌های هدف‌دار استفاده می‌کند؛ چنین حباب‌های به طور خاص

به چنین حباب‌های میکروبی به طور خاص به ریزرگ‌های تومورال متصل می‌شوند یا می‌چسبند تا سلولهای سرطانی را هدف قرار دهند. در نتیجه، چند دقیقه پس از تزریق آنها در گردش خون، میکروحبابهای هدفمند در تومور بدخیم تجمع می‌یابند. در سونوگرافی مولکولی، روش نیروی تابش صوتی¹ (همچنین برای الاستوگرافی موج برشی استفاده می‌شود) به منظور فشار دادن به معنای واقعی کلمه میکروحباب‌های مورد نظر به سمت دیواره رگ‌های کوچک استفاده می‌شود. این روش اتصال ماده کنتراست به تومور بدخیم را به حدکثر می‌رساند. میکروحباب‌های مورد نظر در تماس مستقیم‌تر با مولکول‌های زیستی سرطانی که در سطح داخلی ریزرگ‌های توموری بیان می‌شوند قرار می‌گیرند. در مرحله تحقیقات علمی پیش بالینی، تکنیک نیروی تابش صوتی به عنوان یک نمونه اولیه در سیستم‌های اولتراسوند بالینی پیاده‌سازی شد و در حالت *in vivo* در حالت‌های تصویربرداری اعتبارسنجی شد.

سونوگرافی مداخله‌ای

سونوگرافی مداخله‌ای شامل بیوپسی، تخلیه مایعات، انتقال خون داخل رحمی (بیماری همولیتیک نوزاد) است:

کیست‌های تیروئید: سونوگرافی تیروئید با فرکانس بالا (*HFUS*) می‌تواند برای درمان چندین بیماری غدد استفاده شود. کیست عودکننده تیروئید که معمولاً در گذشته با جراحی درمان می‌شد، می‌تواند به طور موثر با روش جدیدی به نام تزریق اتانول از راه پوست یا *PEI* درمان شود. با قرار دادن یک سوزن ۲۵ با هدایت اولتراسوند در داخل کیست، و پس از تخلیه مایع کیست، حدود ۵۰ درصد از حجم کیست تحت گاید دقیق نوک سوزن توسط اپراتور به داخل حفره تزریق می‌شود. این روش ۸۰ درصد در کاهش اندازه کیست به اندازه کوچک موفقیت آمیز است.

¹ Acoustic radiation force (ARF)

غدد لنفاوی گردن متاستاتیک سرطان تیروئید: HFUS همچنین ممکن است برای درمان غدد لنفاوی گردن متاستاتیک سرطان تیروئید استفاده شود که در بیمارانی رخ می دهد که یا خودداری می کنند یا دیگر کاندید عمل جراحی نیستند. مقادیر کمی اتانول تحت قرار دادن سوزن با هدایت اولتراسوند تزریق می شود. مطالعه جریان خون پاور داپلر قبل از تزریق انجام می شود. جریان خون می تواند از بین برود و گره لنفی غیر فعال شود. جریان خون به تصویر کشیده شده با پاور داپلر را می توان ریشه کن کرد، و ممکن است در آزمایش نشانگر خون سرطان، تیروگلوبولین، *TG*، افت کند، زیرا گره ناکارآمد می شود. یکی دیگر از کاربردهای مداخله ای برای *HFUS*، علامت گذاری یک گره سرطانی قبل از جراحی برای کمک به مکان یابی خوشه گره در جراحی است. مقدار کمی از رنگ متیلن تزریق می شود، تحت هدایت اولتراسوند سوزن بصورت دقیق بر روی سطح قدامی، اما نه درون گره قرار داده میشود. رنگ هنگام باز کردن گردن برای جراح تیروئید آشکار می شود. یک روش مشابه دیگر با متیلن بلو را می توان برای تعیین محل آدنوم پاراتیروئید انجام داد.

تزریق مفصل ران با هدایت اولتراسوند: تزریق مفاصل را می توان با سونوگرافی پزشکی هدایت کرد، مانند تزریقات مفصل ران با هدایت اولتراسوند.

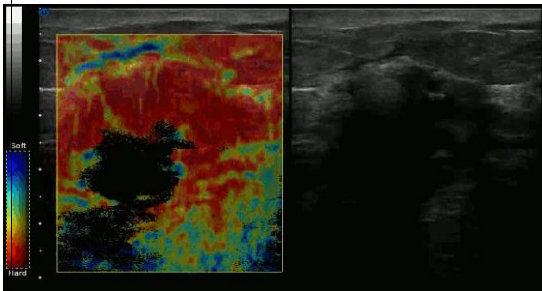
سونوالاستوگرافی (تصویربرداری الاستیسیته سونوگرافی)

سونوگرافی همچنین برای الاستوگرافی استفاده می شود، که یک روش تصویربرداری نسبتاً جدید است که ویژگی های الاستیک بافت نرم را به تصویر میکشد. این روش در دو دهه اخیر ظهور کرده است. الاستوگرافی در تشخیص های پزشکی مفید است، زیرا می تواند بافت های سالم را از ناسالم تشخیص دهد. برای مثال، تومورهای سرطانی اغلب سخت تر از بافت اطراف هستند و کبدهای بیمار سخت تر از کبدهای سالم هستند. سختی و سفتی بافت توسط مدول یانگ (میزان تغییر شکل بافت در اثر فشار وارده) تعیین میشود، کلمه دیگر برای مدول یانگ الاستیسیته است. میزان الاستیسیته بافت نرم در دامنه از ۱ تا ۱۰۰ کیلوپاسکال می باشد. در حالیکه فیبروآدنوم

ها ۲ مرتبه سفت‌تر از پارانشیم نرمال پستان و الاستیسیته سرطانهای پستان حدود ۱۵ مرتبه سفت‌تر از بافت نرم هستند. روش سونو الاستوگرافی بدین صورت است که از بافت قبل و بعد از فشار (کمپرس) تصویر سونوگرافی گرفته می‌شود. توده‌های محکم، کمتر دچار تغییر شکل شده و در الاستوگرام تیره تر دیده میشوند. توده‌های بدخیم نیز از توده‌های محکم به شمار می‌روند که ظاهری تیره تر از توده‌های خوش خیم خواهند داشت. توده‌های خوش خیم هم رنگ یا روشن تر و یا تیره تر از محیط سالم اطراف میتوانند باشند. بطور کلی تکنیک متعددی از سونو الاستوگرافی وجود دارد: روش الاستوگرافی کرنش (SEI)^۱، الاستوگرافی نیروی تابش آکوستیک ($ARFI$)^۲ و روش الاستوگرافی امواج برشی $shear$ (SWE). مطالعات نشان داده اند که تفاوت معناداری بین سونو الاستوگرافی SEI و SWE وجود ندارد و هر دو هنگامیکه به همراه سونوگرافی معمولی باشند از لحاظ حساسیت و ویژگی رفتار مشابهی دارند.

الف) الاستوگرافی کرنش (الاستوگرافی شبه استاتیک)

الاستوگرافی شبه استاتیک (که گاهی به دلایل تاریخی به سادگی "سونو الاستوگرافی" نامیده می‌شود) یکی از اولین تکنیک‌های الاستوگرافی است. در این تکنیک، فشرده سازی خارجی بر روی بافت اعمال می‌شود و



تصاویر اولتراسوند قبل و بعد از فشرده سازی با هم مقایسه می‌شوند. مناطقی از تصویر که کمترین تغییر شکل را دارند، مناطقی هستند که سفت‌ترین نقاط را دارند، در حالی که مناطقی که بیشترین تغییر شکل را دارند کمترین سفتی را دارند. به طور کلی، آنچه به اپراتور نمایش داده می‌شود، تصویری از کرنش (اعوجاج) نسبی بافت است که اغلب کاربرد بالینی دارد.

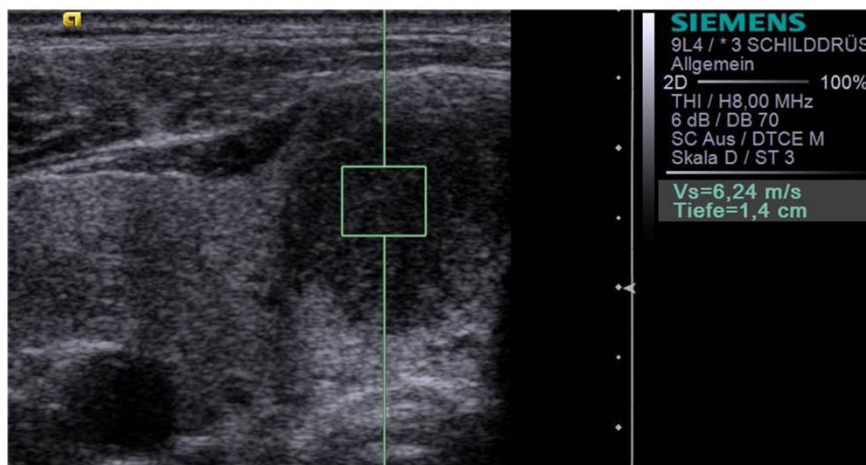
¹ Strain elastography

² Acoustic radiation force impulse imaging (ARFI)

در نهایت از تصویر کرنش نسبی، تهیه یک نقشه سفتی کمی اغلب مورد نظر است. انجام این کار مستلزم این است که مفروضاتی در مورد ماهیت بافت نرم تصویربرداری شده و در مورد بافت خارج از تصویر ایجاد شود. علاوه بر این، تحت فشرده سازی، اشیاء می توانند به داخل یا خارج از تصویر یا اطراف تصویر حرکت کنند و باعث ایجاد مشکلاتی در تفسیر شوند. محدودیت دیگر این تکنیک این است که مانند لمس دستی، با اندام ها یا بافت هایی که به سطح نزدیک نیستند یا به راحتی فشرده نمی شوند، مشکل دارد.

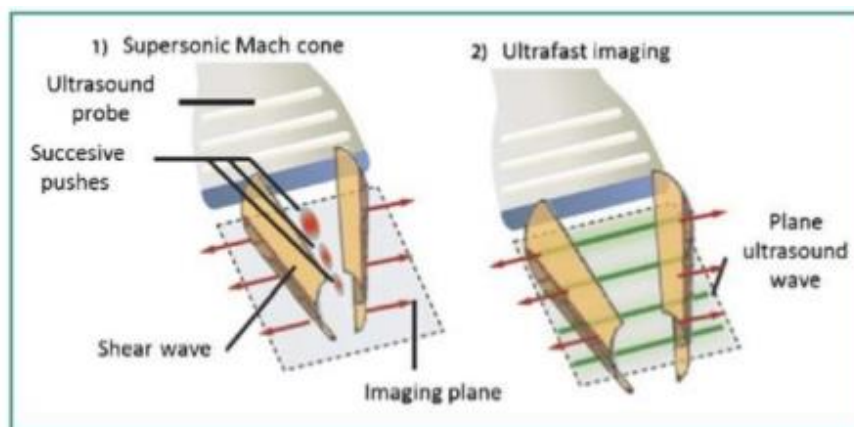
(ب) تصویربرداری نیروی تابش آکوستیک (*Acoustic radiation force impulse imaging (ARFI)*)

تصویربرداری نیروی تابش آکوستیک *ARFI* از اولتراسوند برای ایجاد یک نقشه کیفی ۲ بعدی از سفتی بافت استفاده می کند. این کار را با ایجاد یک "فشار" در داخل بافت با استفاده از نیروی تابش آکوستیک از یک پرتو اولتراسوند کانونی شده انجام می دهد. مقداری که بافت در امتداد محور پرتو به سمت پایین فشرده میشود، منعکس کننده سفتی بافت است. بافت نرم راحت تر از بافت سفت فشرده می شود. *ARFI* مقدار سفتی کیفی را در امتداد محور پرتو فشار نشان می دهد. با فشار دادن در مکانهای مختلف، نقشه ای از سفتی بافت ساخته می شود. کمیت تصویربرداری لمسی مجازی *VTIQ* با موفقیت برای شناسایی غدد لنفاوی بدخیم دهانه رحم استفاده شده است.



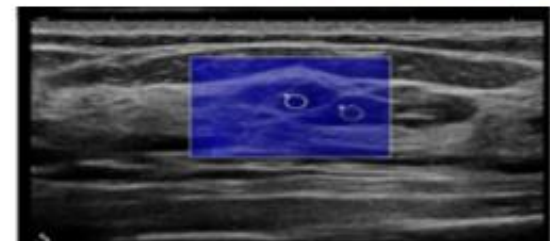
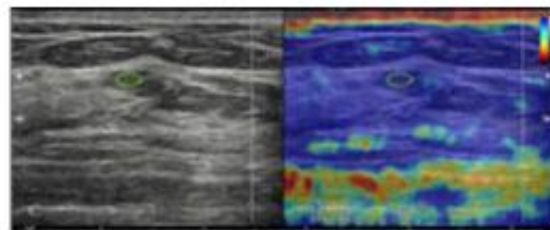
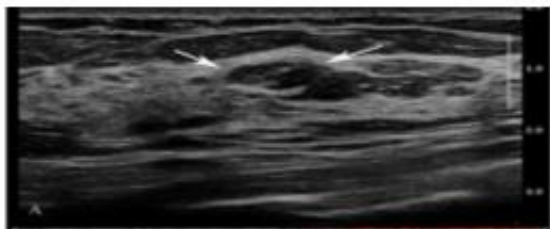
تصویربرداری الاستیسیته موج برشی (SWEI) *Shear-wave elasticity imaging*

امواج برشی (*shear*) امواج فراصوت عرضی تولید شده در یک ماده هستند که در نتیجه تغییرات حجم به ازای اعمال فشار فراصوت در ماده تولید می شوند. امواج برشی در مواد سفت تر مانند توده بدخیم با سرعت بالاتری نسبت به بافت نرم حرکت می کند. سرعت امواج برشی در دامنه $(1-50\text{ m/s})$ و فرکانس آن $10-2000\text{Hz}$ هستند. روش سونو الاستوگرافی موج برشی *SWEI* یک تکنیک کمی است، بطوریکه یک مقدار مشخصی از میزان سفتی بافت را می توان بر اساس سرعت موج برشی برحسب واحد (m/s) و یا به عنوان مدول یانگ در کیلو پاسکال (kPa) نمایش داد. در این روش یک الگوی فشاری دینامیک که توسط خود امواج فراصوت ارسالی به بافت در ناحیه تصویربرداری اعمال شده و همزمان سرعت امواج شیر آشکار و تبدیل به تصویر می شوند. تکرار پذیری این روش بالا می باشد. هنگامی که یک منطقه (*ROI*) انتخاب می شود، پیش فشرده سازی حذف و *SWEI* دوبعدی روشن می شود. مبدل و بیمار باید در طول کسب اطلاعات ساکن باقی بمانند. برای ضایعات مشاهده شده مقیاس رنگی در نظر گرفته می شود.



¹ Region of interest

بنابراین در تصویربرداری با الاستیسیته موج برشی (*SWEI*) مشابه *ARFI* یک فشار در عمق بافت توسط نیروی تابش صوتی ایجاد می‌شود. اختلال ایجاد شده توسط این فشار به صورت موج برشی به سمت بافت حرکت می‌کند. با استفاده از یک روش تصویر مانند سونوگرافی یا *MRI* برای مشاهده سرعت رسیدن موج به موقعیت‌های جانبی مختلف، سفتی بافت استنباط می‌شود. از آنجایی که اصطلاحات "تصویربرداری الاستیسیته" و "الاستوگرافی" مترادف هستند، اصطلاح اصلی *SWEI* که نشان دهنده فناوری نقشه برداری با استفاده از امواج



برشی است، اغلب با *SWE* جایگزین می‌شود. تفاوت اصلی بین *SWEI* و *ARFI* در این است که *SWEI* مبتنی بر استفاده از امواج برشی است که به صورت جانبی از محور پرتو منتشر می‌شود و با اندازه‌گیری پارامترهای انتشار موج برشی، نقشه کشش ایجاد می‌کند، در حالی که *ARFI* اطلاعات الاستیسیته را از راستای محور پرتوی فشار می‌گیرد و از فشارهای متعدد برای ایجاد یک نقشه سفتی ۲ بعدی استفاده می‌کند. هیچ امواج برشی در *ARFI* درگیر نیست و هیچ ارزیابی الاستیسیته محوری در *SWEI* درگیر نیست. اخیراً روش *WEI* در تصویربرداری برشی بوسیله امواج مافوق صوت (*SSI*) نیز پیاده‌سازی شده است. در شکل روبرو تصویر مورد

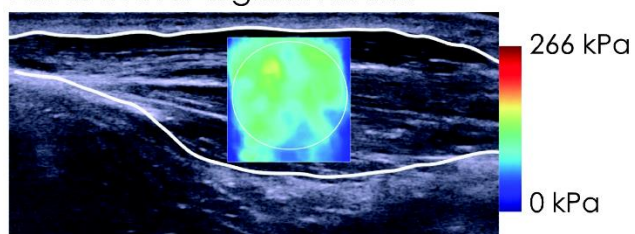
مشکوک پستان در یک بیمار ۵۱ ساله می‌باشد؛ (تصویر بالا) سونوگرافی معمولی یک ناحیه ناهمگن ولی غیر قابل تشخیص بالینی و نامشخص (فلش). (تصویر وسط) سونوالاستوگرافی *SE* درون ناهمگنی ناحیه ای با شاخص الاستیسیته بدخیمی را نشان داده و (تصویر راست) سونوالاستوگرافی *SWEI* نیز دو ناحیه با الاستیسیته بدخیمی بدست آورده است.

تصویربرداری برشی مافوق صوت (SSI)

تصویربرداری برشی مافوق صوت (SSI) یک نقشه دو بعدی کمی و بی‌درنگ از سفتی بافت ارائه می‌دهد. SSI بر اساس SWEI است: از نیروی تشعشع صوتی برای القای یک "فشار" در داخل بافت مورد نظر استفاده می‌کند که امواج برشی ایجاد می‌کند و سفتی بافت از سرعت حرکت موج برشی حاصل از بافت محاسبه می‌شود. نقشه‌های سرعت بافت محلی با تکنیک ردیابی لکه‌های معمولی به دست می‌آیند و یک فیلم کامل از انتشار موج

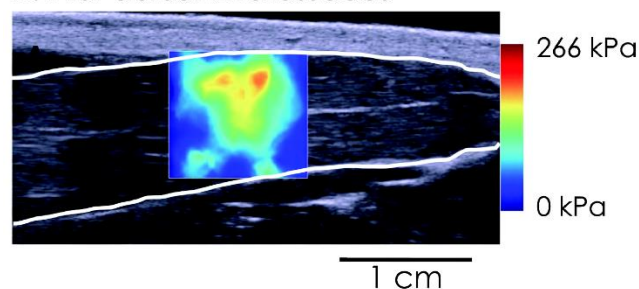
برشی در بافت ارائه می‌کنند. دو نوآوری اصلی در SSI

A. Abductor digiti minimi



پیاده سازی شده است. اول، با استفاده از فشارهای تقریباً همزمان، SSI منبعی از امواج برشی ایجاد می‌کند که با سرعت مافوق صوت در محیط حرکت می‌کند.

B. First dorsal interosseus



دوم، موج برشی تولید شده با استفاده از تکنیک تصویربرداری فوق سریع تصویرگیری می‌شود. با استفاده از الگوریتم‌های وارونگی، کشش برشی محیط به صورت کمی از فیلم انتشار موج ترسیم می‌شود. SSI اولین فناوری تصویربرداری اولتراسونیک است که

می‌تواند به بیش از ۱۰۰۰۰ فریم در ثانیه از اندام‌های عمقی برسد. SSI مجموعه‌ای از پارامترهای کمی و *in vivo* را ارائه می‌دهد که خواص مکانیکی بافت را توصیف می‌کند: مدول یانگ، ویسکوزیته، ناهمسانگردی. این رویکرد مزایای بالینی را در تصویربرداری پستان، تیروئید، کبد، پروستات و اسکلتی عضلانی نشان داد. SSI برای معاینه پستان با تعدادی مبدل خطی با وضوح بالا استفاده می‌شود. یک مطالعه تصویربرداری چند مرکزی بزرگ سینه هم تکرارپذیری و هم بهبود قابل توجهی را در طبقه بندی ضایعات پستان هنگامی که تصاویر

الاستوگرافی موج برشی به تفسیر تصاویر اولتراسوند حالت B و حالت رنگی استاندارد اضافه می شود، نشان داده است.

الاستوگرافی عبوری^۱

الاستوگرافی عبوری یک تصویر کمی یک بعدی (یعنی یک خط) از سفتی بافت می دهد. عملکرد آن با ارتعاش پوست با یک موتور برای ایجاد یک اعوجاج عبوری در بافت (موج برشی) و تصویربرداری از حرکت آن اعوجاج در حین عبور عمیق تر به بدن با استفاده از پرتو اولتراسوند یک بعدی است. سپس یک خط کمی از داده‌های سفتی بافت (مدول یانگ) را نمایش می‌دهد. این تکنیک عمدتاً توسط سیستم فیبروسکن در ارزیابی کبد استفاده می‌شود. الاستوگرافی عبوری در ابتدا الاستوگرافی پالس با تفکیک زمانی^۲ نامیده می‌شد که در اواخر دهه ۱۹۹۰ معرفی شد. این تکنیک متکی بر یک ارتعاش مکانیکی گذرا است که برای القای موج برشی در بافت استفاده می‌شود. انتشار موج برشی با استفاده از فراصوت به منظور ارزیابی سرعت موج برشی که مدول یانگ از آن تحت فرضیه همگنی، همسانگردی و کشش خالص ($E=3\rho V^2$) استنتاج می‌شود، ارزیابی می‌شود. مزیت مهم الاستوگرافی عبوری در مقایسه با تکنیک های الاستوگرافی هارمونیک، امکان جداسازی امواج برشی و فشاری است. این تکنیک را می‌توان به صورت ۱ بعدی و ۲ بعدی اجرا کرد. این تکنیک نیاز به توسعه یک اسکنر اولتراسوند فوق سریع دارد. اخیراً روش خاصی از الاستوگرافی عبوری ۱ بعدی به نام $VCTE$ برای ارزیابی متوسط سفتی کبد که با فیبروز کبدی ارزیابی شده توسط بیوپسی کبد مرتبط است، معرفی شده است.

c / روشهای CT scan

اسکنر توموگرافی کامپیوتری یک تکنیک تصویربرداری پزشکی است که برای به دست آوردن تصاویر مقطعی (داخلی) دقیق از بدن تولید می‌شود. اسکنرهای سی تی از یک تیوب اشعه ایکس چرخان و یک ردیف

¹ Transient elastography

² time-resolved pulse elastography

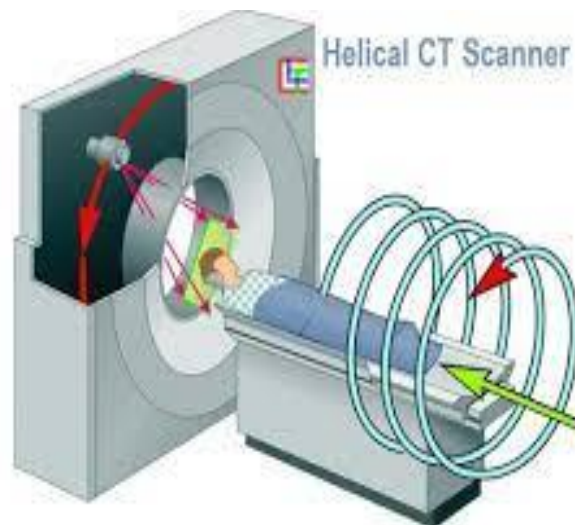
آشکارساز که روبروی تیوب اشعه ایکس، برای اندازه‌گیری تضعیف اشعه ایکس توسط بافت های مختلف داخل بدن استفاده می‌کنند. اندازه‌گیری‌های چندگانه اشعه ایکس گرفته‌شده از زوایای مختلف سپس با استفاده از الگوریتم‌های بازسازی توموگرافی برای تولید تصاویر توموگرافی (برش‌های مجازی) از بدن بر روی کامپیوتر پردازش می‌شوند. سی تی اسکن را می‌توان در بیمارانی که ایمپلنت های فلزی یا ضربان‌ساز دارند، که تصویربرداری رزونانس مغناطیسی (*MRI*) برای آنها منع مصرف دارد، استفاده کرد. از زمان توسعه سی تی در دهه ۱۹۷۰، سی تی اسکن ثابت کرده است که یک تکنیک تصویربرداری همه کاره است. در حالی که *CT* بیشتر در تشخیص پزشکی استفاده می‌شود، می‌توان از آن برای ایجاد تصاویری از اجسام غیر زنده نیز استفاده کرد. جایزه نوبل فیزیولوژی یا پزشکی در سال ۱۹۷۹ به طور مشترک به آلن ام. کورمک فیزیکدان آمریکایی آفریقایی جنوبی و مهندس برق بریتانیایی گادفری ان. هانسفیلد "برای توسعه توموگرافی به کمک کامپیوتر" اعطا شد.

انواع سی تی اسکن :

سی تی اسپیرال (هلیکال): از ابتدای ظهور دستگاه های *CT* تا کنون نسل های مختلفی از آن ها بازار ارائه شده است. وضعیت قرارگیری لامپ اشعه ایکس نسبت به آشکارساز(ها) و نحوه اکتساب داده ها با استفاده از اشعه ایکس از بدن بیمار تعیین کننده نسل دستگاه *CT* می باشد. در دهه ۸۰ میلادی اسکنر های *CT* تنها می توانستند به صورت آگزیال یا *step – and – shoot* تصویربرداری کنند که در این حالت برای به دست آوردن اطلاعات مورد نیاز جهت تولید تصویر برای تنها یک برش، لامپ اشعه ایکس ۳۶۰ درجه به دور بیمار دوران کرده و سپس متوقف می شود ؛ پس از حرکت تخت به موقعیت مناسب برای برش بعدی، لامپ اشعه ایکس این بار در خلاف جهت حرکت اولیه دوران کرده و اطلاعات مورد نیاز را به دست می آورد . این روش اسکن به دلیل محدودیت در حرکت دادن پشت سرهم به کابلهای فشار قوی برای تغذیه لامپ اشعه ایکس ضروری به نظر می رسید .

¹ Spiral(Helical) CT

حالت دیگر اسکن به صورت اسپیرال (هلیکال) می باشد که پیشرفتهای تکنیکال در زمینه الکترونیک و مکانیک دهه ۹۰ میلادی امکان اسکن پشت سرهم اسپیرال (هلیکال) را فراهم آورد. از جمله مهم ترین پیشرفت های صورت گرفته می توان به حذف کابل های فشار قوی با ظهور تکنولوژی *Slip ring* اشاره کرد. اسکنر *CT* اسپیرال یا هلیکال نه تنها می تواند تصویربرداری را به صورت آگزیال انجام دهد بلکه این توانایی را دارد که تصویربرداری را به حالتی انجام دهد که در آن بیمار به آرامی به درون گانتری وارد شده و همزمان لامپ اشعه ایکس ، آشکارسازها و تخت دور بدن بیمار بصورت پیوسته دوران کنند. در تصویربرداری اسپیرال به واسطه حذف تاخیر بین اسکن ها، سرعت اسکن افزایش یافته است. افزایش سرعت اسکن کسب تصاویر با ماده کنتراست کمتر ، وهمچنین کاهش آرتیفکت های حرکتی ناشی از تنفس و حرکت قلب بیمار امکان پذیر ساخته است. در ابتدا اسکنر های اسپیرال تنها از یک ردیف آشکارساز استفاده می کردند که با ظهور اسکنر های اسپیرال مولتی دکتور سرعت اسکن باز افزایش قابل توجهی را تجربه کرده و کاربرد های کلینیکی آن از جمله سی تی آنژیوگرافی و برونکوسکوپی مجازی میسر شد. بطور نمونه در حال حاضر سی تی اسکنهای با تعداد ۲۵۶ ردیف دکتور وجود دارند که در یک دور چرخش تیوب به دور بدن بیمار میتوانند کل محدوده قلب را پوشش داده و اسکن نماید.

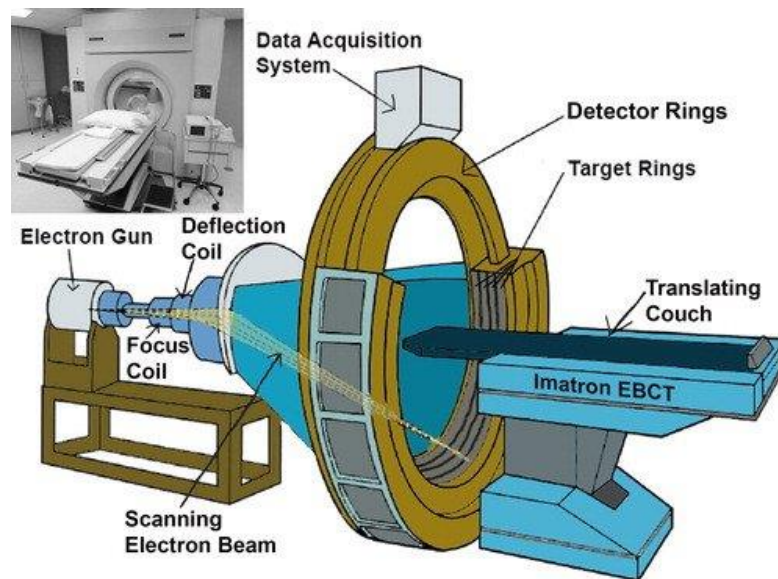


سی تی پرتوی الکترونی (EBCT): شکل خاصی از CT است که در آن تیوب اشعه ایکس به صورت مکانیکی دور بدن بیمار چرخانده نمی شود. بلکه پرتوی الکترون بوسیله میدانهای الکترومغناطیسی با سرعت زیاد آند که دورتادور گنتری تعبیه شده است را جاروب میکند. این طراحی متفاوت به صراحت برای تصویرسازی بهتر ساختارهای قلب که هرگز از حرکت باز نمی ایستند، ایجاد شده است، و یک چرخه کامل حرکت را با هر ضربان قلب انجام می دهد. همانطور که در فناوری CT معمولی، نقطه منبع اشعه ایکس در امتداد دایره ای در فضای اطراف بدن که قرار است تصویربرداری شود، حرکت می کند. اما در EBCT خود تیوب اشعه ایکس بزرگ و ثابت است و تا حدی دایره تصویربرداری را احاطه کرده است. به جای حرکت دادن خود تیوب، نقطه کانونی پرتو الکترونی (و در نتیجه نقطه منبع اشعه ایکس) به صورت الکترونیکی در امتداد آند تنگستن در لوله جارو می شود و یک قوس دایره ای بزرگ را در سطح داخلی آن ردیابی می کند. این حرکت می تواند بسیار سریع باشد. EBCT یک مزیت عمده دارد زیرا سرعت جارو الکترون می تواند بسیار سریع باشد و امکان تصویربرداری با مه آلودگی کمتری از ساختارهای متحرک مانند قلب و شریان ها را فراهم می کند. اسکنرهای کمتری از این طرح در مقایسه با انواع لوله های چرخان تولید شده اند، که عمدتاً به دلیل هزینه های بالاتر مربوط به ساخت یک لوله پرتو ایکس و آرایه آشکارساز بسیار بزرگ تر و پوشش آناتومیکی محدود است.

مزیت اصلی EBCT این است که چون نقطه منبع اشعه ایکس به صورت الکترونیکی جارو می شود، نه مکانیکی، می توان آن را با سرعت بسیار بیشتری جارو کرد. کاربرد عمده پزشکی که این فناوری طراحی برای آن در دهه ۱۹۸۰ اختراع شد، تصویربرداری از قلب انسان به ویژه برای تشخیص کلسیم کرونری بود. قلب هرگز از حرکت باز نمی ایستد و برخی از ساختارهای مهم مانند شریان ها در طول هر ضربان قلب چندین برابر قطر خود حرکت می کنند. بنابراین تصویربرداری سریع برای جلوگیری از مه آلودگی ساختارهای متحرک در طول اسکن مهم است. تشخیص رسوبات کلسیم EBCT دقیق، سریع است و میزان پرتوگیری مریض نسبت به CT معمولی

¹ Electron Beam CT

کمتر است، زیرا بیماران برای مدت کوتاه تری در معرض تشعشعات قرار می گیرند. پیشرفته ترین طرح های تجاری کنونی EBCT می توانند تصویر را در کمتر از ۰,۰۲۵ ثانیه انجام دهند؛ در مقایسه، سریع ترین طرح های CT های معمولی جارو مکانیکی به حدود ۰,۲۵ ثانیه برای انجام یک جارو تصویر نیاز دارند. تصویربرداری فعلی آنژیوگرافی عروق کرونر معمولاً با سرعت ۳۰ فریم در ثانیه یا ۰,۰۳۳ ثانیه در فریم انجام می شود، EBCT بسیار نزدیکتر به این مرجع است (درمقایسه با از دستگاههای سی تی اسکن مکانیکی است.) با توجه به اندازه بزرگتر EBCT تعداد محدودی دستگاه تولید شد، در مقابل هزاران دستگاه CT طراحی معمولی دیگر. نسبت سیگنال به نویز و وضوح فضایی نیز در EBCT در مقایسه با CT معمولی بدتر است.



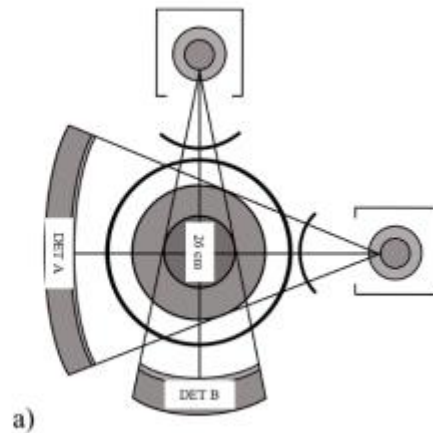
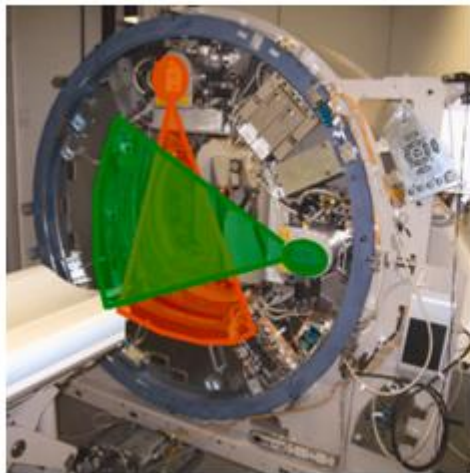
سی تی اسکن دوانرژی (سی تی طیفی)^۱ DSCT

CT با انرژی دوگانه، یا سی تی طیفی، یک تکنیک توموگرافی کامپیوتری است که از دو طیف انرژی فوتون پرتو ایکس جداگانه استفاده می کند و امکان ارزیابی موادی را فراهم می کند که خواص تضعیف متفاوتی در انرژی های مختلف دارند. در حالی که CT معمولی تک انرژی، یک مجموعه تصویر واحد تولید می کند، داده های

¹ Dual Source CT

انرژی دوگانه (مقادیر تضعیف در دو طیف انرژی) را می توان برای بازسازی انواع مختلف تصویر استفاده کرد
از جمله:

- تصاویر تجزیه مواد (نقشه برداری یا حذف مواد با ویژگی های تضعیف شناخته شده، مانند ید، کلسیم، یا اسید اوریک)
- تصاویر مجازی بدون کنتراست
- غلظت ید (نقشه های ید)
- سرکوب کلسیم
- سرکوب اسید اوریک
- نقشه های چگالی الکترون
- نقشه های عدد اتمی موثر



هنگامی که دو تیوب اشعه ایکس در سطوح مختلف انرژی تابش تولید می کنند (برای مثال ولتاژ الکتریکی یک لوله روی ۸۰ کیلو ولت (کیلو ولت) و دیگری روی ۱۴۰ کیلو ولت تنظیم شده است) ، این تکنیک به پزشکان

اجازه می دهد تا بین مواد مختلف بدن - بافت، استخوان، ایمپلنت ها - با دقت بیشتری تمایز قائل شوند. همچنین اجازه می دهد تا پارامترهای عملکردی مانند غلظت ماده حاجب در ریه ها، عضله قلب یا تومورها در کنار اطلاعات مورفولوژیکی نمایش داده شوند. مزیت عمده توموگرافی کامپیوتری *DSCT* اسکن سریع، کیفیت تصویر بالا، و افزایش حساسیت و ویژگی تشخیصی می باشد. *DSCT* همچنین نیاز به چندین روش مراقبتی آماده سازی و پیگیری - از جمله تجویز بتابلوکرها در اسکن قلبی یا آرامبخش در نوزادان - و همچنین حبس نفس برای تصویربرداری قفسه سینه را از بین برده است و این امکان را فراهم کرده است که تصویربرداری پرفیوژن به طور موفقیت آمیزی در روال بالینی ادغام شود و دوز پرتوی رسیده به شدت کاهش یابد.

کاربرد *DSCT* در اورژانس: هنگامی که بیمار مبتلا به درد حاد قفسه سینه به اورژانس آورده می شود، زمان بسیار مهم است. تصویربرداری سریع و مطمئن کلید تشخیص سریع و قطعی بعدی است. به منظور بهبود نتایج درمان بیمار و استفاده بهینه از منابع بیمارستان، پزشکان باید سه علت شایع درد قفسه سینه را سریع تشخیص دهند: انفارکتوس میوکارد، آمبولی ریه و پارگی آئورت. یک استراتژی تشخیصی یک مرحله ای مزایای قابل توجهی نسبت به چندین آزمایش با فواصل طولانی تر دارد. برای این نوع موارد تروما، که در آن یک روش سه گانه سریع و قابل اعتماد می تواند نجات بخش باشد، نقاط قوت *DSCT* در تصویربرداری قلب و قفسه سینه تفاوت محسوسی ایجاد می کند. اسکنهای *DSCT* به پزشکان اجازه می دهد تا با یک اسکن با ماده حاجب، تصویربرداری تشخیصی از قفسه سینه، عروق کرونر و کل آئورت انجام دهند. به ویژه در مورد آمبولی ریوی، *DSCT* منجر به تشخیص و شروع درمان سریع تر می شود، زیرا نه تنها علت - آمبولی یا چندین آمبولی کوچک تر - بلکه تأثیر آنها را بر پرفیوژن در ریه ها نیز نشان می دهد. در موارد اطفال، *DSCT* به دلیل افزایش حساسیت و ویژگی، تشخیص آمبولی ریوی کوچک و دیستال را بهبود بخشیده است.

کاربرد *DSCT* در پرفیوژن دینامیک: در انکولوژی، درمان ها را می توان به صورت جداگانه برای بیمار خاص تنظیم کرد. هنگامی که نوبت به تشخیص، درمان و نظارت بر تومورها می رسد - مانند کبد و دستگاه گوارش -

درمان‌های فردی نیاز به دقیق‌ترین اطلاعات موجود در مورد پارامترهایی مانند جریان خون، حجم خون، زمان جریان و نفوذپذیری دارند. اسکن پرفیوژن با دوزهایی که بیشتر از دوزهای مورد استفاده برای معاینات چند فازی معمولی شکم نیست، امکان پذیر است. تکنولوژیهای DSCT امکان کاهش ۵۰ درصدی دوز تابش برای تصویربرداری ۴ بعدی را در مقایسه با سایر مدل‌های مدرن سی تی از ۳۰ تا ۴۰ میلی سیورت به ۱۲ تا ۱۵ میلی سیورت فراهم می‌کند.

کاربرد DSCT در تولید اطلاعات عملکردی در مورد کارایی عضله قلب: سی تی آنژیوگرافی کرونر (CCTA)

یک روش غیر تهاجمی کلیدی برای تشخیص بیماری‌های عروق کرونر است. با این حال، اگر بیمار دارای ضایعات متوسط باشد، اطلاعات در مورد اهمیت همودینامیک تنگی‌های کرونری برای تصمیم‌گیری در مورد اینکه آیا او از عروق مجدد میوکارد سود می‌برد یا خیر، مهم است. با انجام یک معاینه پرفیوژن سی تی میوکارد در کنار CCTA، متخصص قلب می‌تواند اطلاعاتی در مورد جریان خون و حجم در عضله قلب به دست آورد و به طور قابل اعتمادی بین بافت ماهیچه قلب سالم و آسیب دیده تمایز قائل شود. پس از تجویز ماده حاجب، تصویربرداری CT پرفیوژن پویا مجموعه‌های داده متعددی را در یک دوره زمانی به‌منظور تعیین دقیق پرفیوژن میوکارد به دست می‌آورد. اسکن‌های اضافی یا تصویربرداری هیبریدی اغلب غیر ضروری هستند. به لطف وضوح مکانی و زمانی بالا و پوشش حجم زیاد، اسکن‌های DSCT پرفیوژن CT دینامیک را به روال بالینی می‌آورند که منجر به بهبود روش‌های تشخیصی و درمان ضایعات کرونر می‌شود.

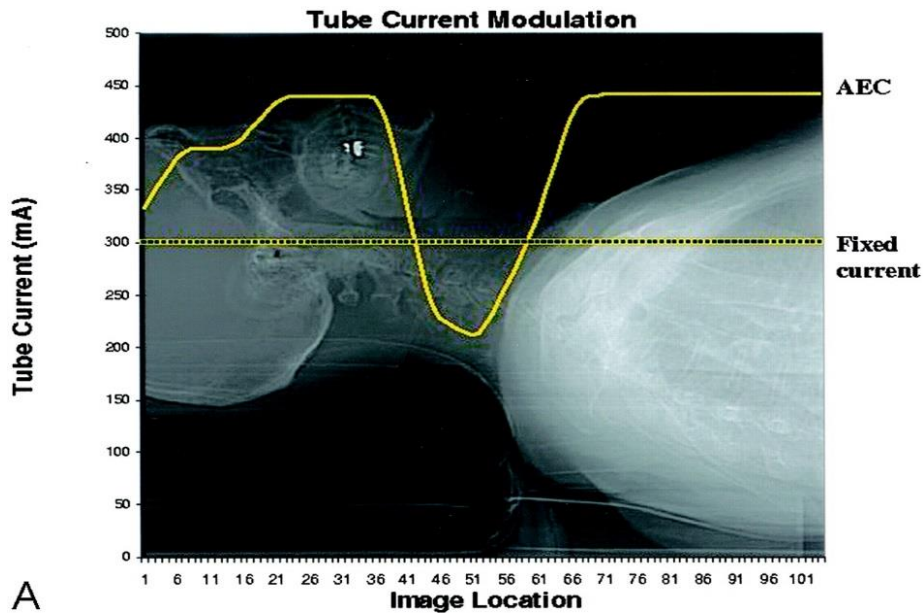
تکنولوژیهای جدید برای کاهش دوز بیمار در سی تی اسکن:

۱- روشهای کنترل اتوماتیک اکسپوزر (AEC): تکنیک AEC بر حسب میزان ضخامت بدن در نواحی مختلف بدن، مقدار mAs را تنظیم و تعدیل می‌کند. انواع روشهای AEC شامل موارد زیر می‌باشد:

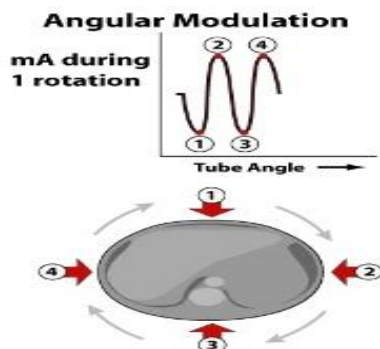
• AEC براساس وزن و حجم بدن بیمار (Patient Size AEC): این روش برای کاهش دوز کودکان

بسیار مفید است.

- AEC براساس ضخامت بدن در طول محور Z بدن (Z-axis AEC): این روش مقدار mAs را بر حسب ضخامت بدن بیمار در طول محور Z (از سر تا پا) تعدیل می کند. بنابراین میزان سطح نویز در کل طول اسکن ثابت باقی می ماند و کیفیت تصویر نیز ثابت باقی خواهد ماند. در این روش دوز بیمار ۳۵-۴۵٪ کاهش می یابد.



- AEC براساس ضخامت بدن در چرخش و زوایای مختلف بدن (Angular AEC): این روش به دو صورت انجام می شود. الف) میزان تضعیف پرتو بصورت آنلاین حین چرخش تیوب اندازه گیری شده و



مقدار جریان mAs مورد نیاز تعدیل می شود. ب) میزان تضعیف بصورت متقارن برای بدن از قبل محاسبه شده و مقدار جریان mAs تعدیل شده بصورت سینوسی به تیوب

اعمال می شود. روش ۱ کاهش دوز بیشتری نسبت به روش ۲ ایجاد می کند. با این روش بطور متوسط کاهش دوز در بزرگسالان ۱۵-۵۰٪ و کاهش دوز در کودکان ۲۲٪ گزارش شده است.

- AEC براساس ضخامت طولی و ضخامت در زوایای مختلف بدن (3D-AEC): در این روش تکنیک Z-axis و تکنیک Angular باهم ترکیب می شوند. کاهش دوز در این تکنیک بیشتر از روشهای قبل می باشد.

۲- روشهای کاهش دوز در CT آنژیوگرافی: سی تی آنژیوگرافی (CCTA) یکی از یکی از روشهای تصویربرداری با دوز بسیار بالا است. میانگین دوز موثر در این روش حدود ۲۱mSv گزارش شده است. ریسک سرطان در پرتوگیری از CCTA: ۱ مورد در هر ۱۴۳ نفر اگر سن زمان اسکن بیمار ۲۰ سال باشد و ۱ مورد در هر ۲۷۰ نفر اگر سن زمان اسکن بیمار ۴۰ سال باشد. دوز در سی تی آنژیوگرافی را میتوان با تکنیکهای زیر کاهش داد:

- اسکن مدوله شده با ریتم قلبی.
- سی تی اسکنهای دو منبع^۱: دستگاههای سی تی اسکن با دو منبع اشعه ایکس (DSCT) باعث کاهش چشمگیر دوز بیمار می شود بطوریکه دوز بیمار را تا ۹۰٪ کاهش میدهد.
- سی تی اسکنها با ردیف دتکتورهای زیاد: استفاده از سی تی اسکنهای با ردیف دتکتورهای ۱۲۸ یا ۲۵۶ ردیف باعث کاهش ۵۰٪ دوز بیمار می شود.
- کیلوولتاژ پایین: چون در سی تی آنژیوگرافی از ماده حاجب با عدد اتمی بالا استفاده می شود لذا با کاهش kVp نه تنها کیفیت تصویر قابل قبول باقی خواهد ماند بلکه دوز بیمار نیز کاهش خواهد یافت

¹ Daul-Source CT scan

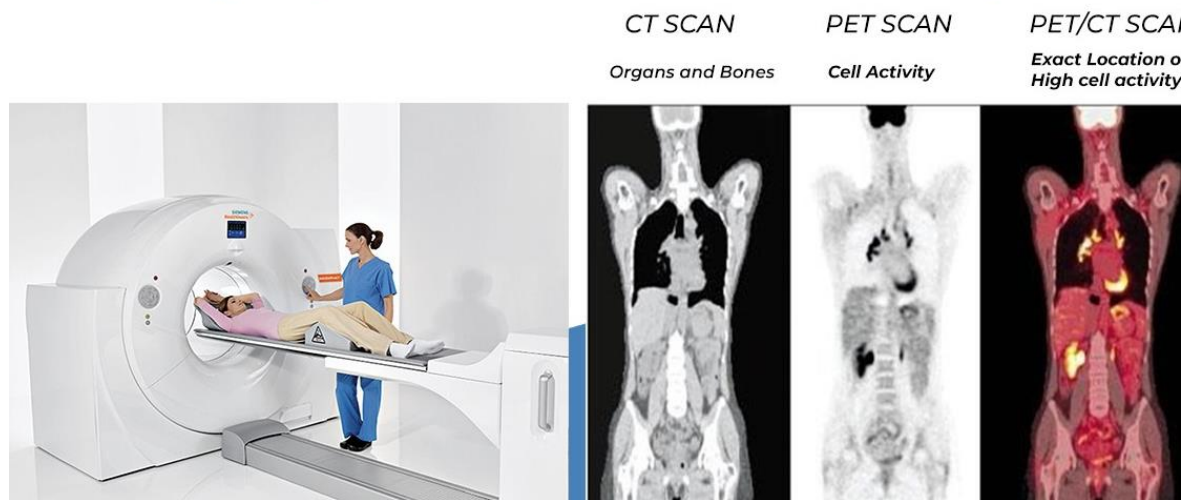
. بطوریکه اگر در آزمون سی تی آنژیو ولتاژ را از ۱۲۰ به مقدار 100 kVp کاهش دهیم دوز بیمار حدود ۳۰-۵۰٪ کاهش خواهد یافت.

(D) تصویربرداری توموگرافی نشر پوزیترون (PET)

از زمان توسعه‌ی دوربین گاما توسط هال انگر، سیستم‌های تصویربرداری برپایه گاما بسیار مورد استقبال قرار گرفت. توموگرافی گسیل پوزیترون (پتاسکن) تکنیک تصویربرداری در پزشکی هسته‌ای است که فرآیندهای بیوشیمیایی^۱ و فیزیولوژیکی را به صورت درون‌تنی به کمک ترکیبات نشان‌دار شده با رادیوداروهای پوزیترون‌زا ردیابی^۲ می‌کند. اساس تصویربرداری پت واپاشی پوزیترون می‌باشد. وقتی یک هسته دچار واپاشی پوزیترون می‌شود، یک هسته جدید با یک پروتون کمتر و یک نوترون بیشتر بوجود می‌آید. در هنگام عبور از ماده، این پوزیترون‌ها دچار اتلاف انرژی شده و پس از این که انرژی کافی را از دست دادند و مسیر معینی را در ماده طی کردند (بسته به انرژی اولیه پوزیترون)، پوزیترون در مجاورت یک الکترون نابود (فنا) می‌شود و دو فوتون گاما با انرژی ۵۱۱ keV در دو جهت مخالف تولید می‌شود (شکل ۵). یکی از بزرگترین مزایای تصویربرداری پت-اسکن این است که تعداد زیادی از عناصر با عدد اتمی پائین وجود دارند که قابلیت نشر پوزیترون را دارند. این موضوع اجازه می‌دهد که تابش کننده‌های پوزیترون بتوانند با بسیاری مولکولهای زیستی که در ساختار بیوشیمیایی آنها اکسیژن، کربن، نیتروژن و فلوئور وجود دارد، متصل شده و عملکرد فیزیولوژیک، بیوشیمیایی و متابولیکی اندام را به تصویر بکشد. به‌عنوان مثال مصرف اکسیژن در مغز بوسیله رادیوداروی پوزیترون‌زای اکسیژن ۱۵، و متابولیسم گلوکز مغز توسط رادیوداروی فلوئورودئوکسی گلوکز (FDG) که حاوی فلوئور ۱۸ پوزیترون‌زا است به تصویر کشیده می‌شوند.

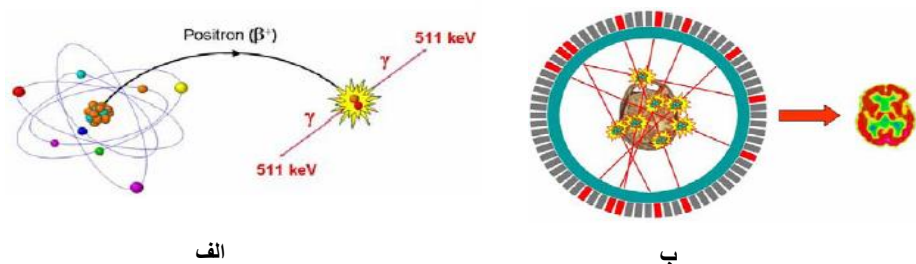
¹ Biochemical

² Tracer



تصویر یک دستگاه PET/CT که همزمان تصاویر CT و PET از بیمار میگیرد.

این فوتون‌های گامای فنا اساس آشکارسازی و تصویربرداری همزمانی در پت اسکن هستند. سیستم‌های تصویربرداری پت وقایع فنا را به وسیله چندین حلقه از دتکتورها که بیمار را احاطه کرده اند، آشکار می نمایند. وقتی دو فوتون که از یک واقعه فنا به وجود آمده اند در فاصله زمانی چند نانوثانیه از یکدیگر در دو آشکارساز ثبت شوند، سیستم آنها را در راستای خط بین دو دتکتور ثبت می کند. سپس سیستم پت تمام خطوط پاسخ بین هر جفت دتکتور که یک واقعه همزمان را در طول اسکن ثبت کرده اند، را ذخیره می نماید. در انتهای جمع‌آوری داده‌ها، نواحی وجود خواهند داشت که خطوط آنها روی یکدیگر قرار می گیرند، این نواحی نشان دهنده محل آناتومیک با تجمع زیاد رادیودارو است. سپس داده‌های خام بازسازی می‌شود و تصاویر مقطعی که نشان دهنده توزیع رادیودارو در بافت های بدن هستند، تشکیل می گردند. (شکل زیر)



در حالی که تصویر پت اطلاعات عملکردی ارزشمندی را ارائه می کند، اما اطلاعات بسیار کمی در مورد آناتومی محل فراهم می کند. این موضوع می تواند به دلایل مختلفی از جمله رزولوشن فضایی پایین، نرخ سیگنال به نویز پایین و وجود نویز و آرتیفکت های زیاد در تصویر پت باشد. بنابر این محل یابی دقیق در تصویر پت بسیار مشکل است و نیازمند اطلاعات آناتومیکی اضافی دیگری می باشد.

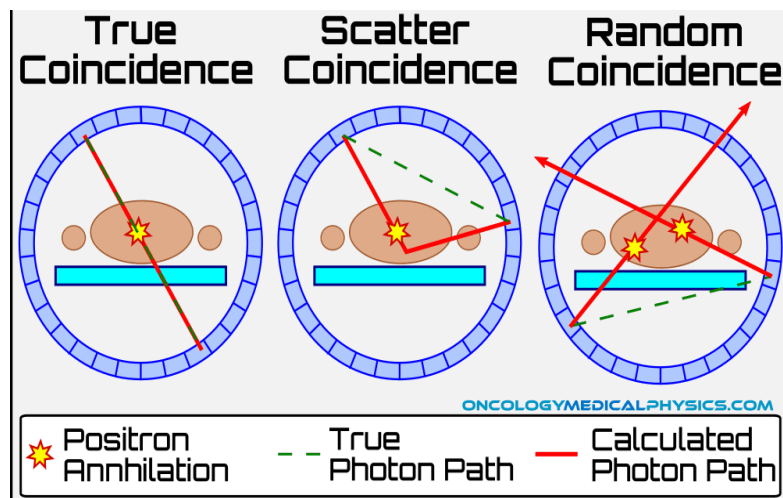
مکانیزم تصویرسازی در پت اسکن: براونل^{۳۸} و اسویت^{۳۹} در بیمارستان عمومی ماساچوست اولین تصویر پزشکی پوزیترون را در سال ۱۹۵۱ گرفتند. اولین سیکلوترون اختصاص داده شده برای مصارف پزشکی نیز در بیمارستان هامراسمیت لندن در ۱۹۵۵ نصب شد. برای اینکه فوتونهای گاما ناشی از وقایع فنا ی پوزیترون در تصویرسازی بکار بروند باید این گاماها سه شرط زیر را داشته باشند :

- ۱- دو فوتون گامای رسیده به دو دتکتور روبروی هم، باید ناشی از یک واقعه فنا که دو فوتون گاما آن در مسیر ۱۸۰ درجه مخالف هم حرکت میکنند، باشند. (پنجره مکانی)
- ۲- دو فوتون گاما بطور همزمان به دو دتکتور روبرو هم برسند. (پنجره زمانی)
- ۳- در ضمن دو فوتون همزمان به شرطی برای تصویرسازی بکار میروند که هر دو دارای انرژی 511 KeV باشند. (پنجره انرژی)

تمام رویداد (E) هایی که همزمان تلقی می شوند و به دتکتورها می رسند می توانند از نوع وقایع همزمان حقیقی^{۴۱}

(T)، وقایع همزمان تصادفی^{۴۲} (R) یا وقایع همزمان اسکنر^{۴۳} (S) باشند. $E = T + R + S$

3	Bownell	8
3	sweet	9
4	Hammerstmith hospital	0
4	True Coincidence	1
4	Random Coincidence	2
4	Scatter Coincidence	3



نمایش شماتیک وقایع همزمانی حقیقی، اسکتر، پراکنده

مزایای PET: پتاسکن فاکتورهای کمی زیادی را از فرآیندهای بیوشیمیایی از درون بدن را میتواند اندازه گیری کند. قدرت تفکیک فضایی پتاسکن بهتر از اسپکت می باشد. قدرت تفکیک زمانی بالای پتاسکن (نرخ شمارش بالا) تصویربرداری دینامیک را ممکن می کند. مثال هایی از قابلیت PET در تصویربرداری کاردیولوژی، نورولوژی و آنکولوژی بدلیل همین قدرت تفکیک زمانی بالا آن می باشد. تصاویر آگزینال که توسط سیستم پتاسکن به دست می آید می تواند در مقاطع ساجیتال و کرونال و نیز در هر نمای مایل دیگری بازسازی شود.

پتاسکن های حال حاضر دارای میدان دید (FOV) بزرگ هستند، که بر مبنای تصحیح تضعیف و عملیات کامپیوتر پیچیده توانایی اسکن کل بدن تقریبا در ۳۰ دقیقه را دارند. قدرت تفکیک فضایی آنها در دامنه ی ۵ تا ۶ میلیمتر در هر سه صفحه آگزینال، ساجیتال و کرونال می باشند، با این وجود ضایعات کوچکتر با افزایش بالای جذب به راحتی می توانند شناسایی شوند.

حساسیت پت اسکن بیشترین حساسیت تشخیصی را در مقایسه با همه ی روش های تصویربرداری تشخیصی را دارد. حساسیت بسیار بالای پت اسکن که تقریبا ۱۰۰۰ برابر حساسیت اسپکت است به این معنی است که تصاویر با حجم و غلظت پایین رادیودارو در حد پیکوگرم در تصویر قابل شناسایی می باشند. حساسیت سیستم های پتاسکن به جنس آشکارساز، ضخامت برش آنها و قطر حلقه دکتورها بستگی دارد. حساسیت در نهایت توسط عوامل زیادی مانند بازده

ذاتی آشکارساز، هندسه سیستم و حالت کسب‌داده (دو بعدی یا سه بعدی) تعیین می‌شود. از آنجایی که دو فوتون باید برای ثبت یک رویداد همزمان شناسایی شود، حساسیت برخورد متناسب با مربع بازده ذاتی آشکارساز می‌باشد. حساسیت با افزایش ضخامت کریستالهای آشکارساز (با وجود از دست دادن قدرت تفکیک فضایی) افزایش می‌یابد. همچنین با کاهش قطر حلقه گنتری که حلقه دکتورها در آن سوار شده اند تعداد وقایع همزمان شمارش شده افزایش یافته لذا حساسیت بیشتر می‌شود. همچنین برای افزایش حساسیت پت‌اسکن، میتوان پنجره انرژی بزرگی را انتخاب کرد.

قدرت تفکیک فضایی و کنتراست پت نسبت به تصاویر اسپکت بهتر بوده و توسعه نرم‌افزاری اخیر هر دو مقطع کروئال و ساجیتال را در کنار تصاویر آگزایل با کیفیت بالا را امکان‌پذیر می‌کند. قدرت تفکیک فضایی پت از نظر تئوری 3 mm و از نظر عملی حدود 5 mm است که این مقدار بسیار بیشتر از تصاویر اسپکت بوده و در پت تصحیح دقیق تضعیف باعث می‌شود که کمیت واقعی اکتیویته موجود در بافت با دقت بالایی تعیین شود. چهار عامل وجود دارد که قدرت تفکیک فضایی اسکنرهای پت‌اسکن را تعیین می‌کنند:

- قدرت تفکیک ذاتی آشکارسازها
- اسکنر فوتونها در بیمار
- مسافت پیموده شده توسط پوزیترونها قبل از واقعه فنا
- همراستا و پشت‌به‌پشت بودن دو فوتون حاصل از واقعه فنای پوزیترون

کاربرد های بالینی پت اسکن

• **آنکولوژی:** تا به امروز بزرگترین زمینه کاربرد تصویربرداری پت‌اسکن در رشته آنکولوژی بوده است. تعدادی از رادیوداروهای پت‌اسکن برای بررسی‌های آنکولوژی استفاده می‌شوند. اکثر مراکز تصویربرداری PET بر پایه FDG با ^{18}F نشانگذاری می‌شوند. نیمه عمر 110 دقیقه‌ای نه تنها تصویربرداری کل بدن را عملی می‌کند بلکه ردیابی چند ناحیه‌ای را نیز ممکن می‌کند. نرخ بالای گلیکولیتیک هوازی اکثر تومورها به این معنی می‌باشد که در بافتهای بدخیم نسبت به بافت نرمال جذب FDG خیلی بالاتر می‌باشد. روش‌های آنالیزی کمی

شامل مطالعات دینامیک می‌باشد که نرخ مطلق متابولیسم گلوکز و نسبت‌های کمی نسبی ساده را ایجاد می‌کند، که به عنوان مقادیر جذب استاندارد شده (SUVs) شناخته می‌شود. برنامه‌های عمده کاربرد پتاسکن شامل

ارزیابی تومور، PET یک روش غیر تهاجمی ارزیابی اندازه تومور و گرید انواع مختلف تومورها می‌باشد.

تعیین بافت نکروزی، PET می‌تواند عود تومور را از بافت نکروزی حاصل از پرتودرمانی متمایز کند.

• **کاردیولوژی:** مزیت‌های تصویربرداری پتاسکن قلب بر اسپکت شامل قدرت تفکیک فضایی بالاتر، تصحیح تضعیف دقیق‌تر و توانایی اندازه‌گیری‌های کمی می‌باشد. در تشخیص بیماری شریان‌های قلبی، تصویربرداری پتاسکن دارای یک حساسیت ۹۲٪، و ویژگی ۸۹٪ (بالاتر از اسپکت، که حدود ۷۵٪ می‌باشد) می‌باشد. ویژگی بالاتر مربوط به توانایی تصویربرداری پتاسکن در انجام تصحیح تضعیف می‌باشد که نرخ مثبت کاذب را کاهش می‌دهد. کاربردهای عمده پتاسکن در کاردیولوژی عبارتند از:

جریان خون موضعی میوکاردی که رادیوداروی آن با استفاده از سیکلوترون ^{13}N آمونیا، یا ژنراتور ^{82}Rb تولید

می‌شود، حساسیت و ویژگی بالایی را در شناسایی بیماری شریان قلبی (CAD) تولید می‌کند.

بررسی زنده بودن بافت میوکاردی با استفاده از مواد متابولیک در تعیین اینکه آیا بافت میوکاردی از نظر متابولیسمی

زنده یا مرده است، منحصر به فرد می‌باشد.

• **تصویربرداری نورولوژی CNS:** پتاسکن در شناسایی اولیه‌ی کانونهای صرع خیلی حساس و دقیق می

باشد. همچنین برای تصویربرداری پراکندگی موضعی حجم خون مغزی (CBV) ارزشمند است. جریان خون

مغزی (CBF) را می‌تواند با استفاده از [^{15}O آب]، [کربن ^{15}O دی‌اکسید]، یا [^{11}C بوتانول] و یا [^{18}F -FDG] یا 11

[C دی‌اکسی‌گلوکز] اندازه‌گیری کرد که نرخ متابولیک مغزی را تعیین می‌کنند. در مغز معمولی در حال

استراحت، جریان خون مغزی، متابولیسم گلوکز و نرخ متابولیسم مغزی با یک ارتباط ثابت مرتبط می‌شوند که

شاخص مفیدی برای انفارکتوس مغزی می‌باشد. کاربردهای عمده پتاسکن در نورولوژی عبارتند از:

زوال عقل: پتاسکن به طور گسترده در تشخیص و تمایز انواع زوال عقل به کار می‌رود. بیماری آلزایمر و

زوال عقل با انفارکتوس چندگانه با پتاسکن تمایز داده می‌شوند.

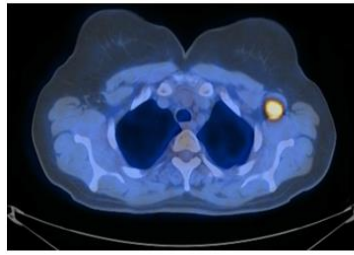
اختلالات روانی: پتاسکن دارای توانایی آشکارسازی تغییرات عملکردی در بیوشیمی مغز می‌باشد که همراه با اختلالات رفتاری می‌باشد.

بیماری صرع: پتاسکن توانایی شناسایی ضایعات کانونی را فراهم می‌کند، که در تشخیص و درمان صرع کمک می‌کند.

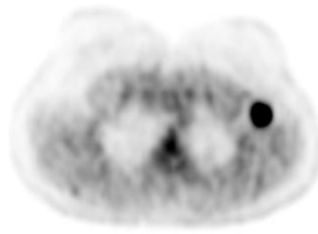
بیماری های مغزی عروقی: پتاسکن درکی از پاتوفیزیولوژی حمله‌ی ایسکمی گذرا (TIA) و انفارکتوس حاد را فراهم می‌کند. این مسئله ثابت شده است که این یک رویکرد ارزشمند برای مطالعات درون بدن در متمرکز سازی، پیشرفت و رفع آسیب مغزی همراه با این اختلالات می‌باشد.

۴- تصویربرداری ترکیبی

ایده ترکیب تصاویر در پزشکی هسته‌ای توسط کوهل و همکارانش در سال ۱۹۶۶ مطرح شد. با پیشرفت علم رادیوتراپی و بهینه شدن روش های طراحی درمان، نیاز به اطلاعات آناتومیکی بیمار در تصاویر عملکردی شدیداً احساس می‌شد. بنابراین تحقیقات گسترده‌ای به منظور ترکیب تصاویر عملکردی پت و اسپکت با تصاویر آناتومیکی سی تی و ام آر آی انجام گرفت. تلاش های اولیه جهت ترکیب این تصاویر به صورت غیرهمزمان بود. به این صورت که در این روشها تصاویر تهیه شده از بیمار با دو دستگاه مختلف، با استفاده از روشهای ریاضی با یکدیگر ترکیب می شدند. یکسان نبودن شرایط تصویربرداری (زمان، مکان، موقعیت بیمار و ...) در دو دستگاه مختلف منجر به بروز خطاهای بسیاری در ترکیب تصاویر می‌شد. بنابراین ایده طراحی سیستمهایی که قادر به ترکیب همزمان تصاویر آناتومیکی و عملکردی باشند مطرح شد [۶]. امروزه استفاده همزمان از اطلاعات به دست آمده در تصویربرداریهای آناتومیکی و عملکردی به عنوان ابزار بسیار قدرتمندی در تشخیص بیماری ها به کار گرفته می‌شود. شکل تصاویر آناتومیکی، عملکردی و ترکیبی مقطعی از سینه یک بیمار را نشان می‌دهد.



ج



ب



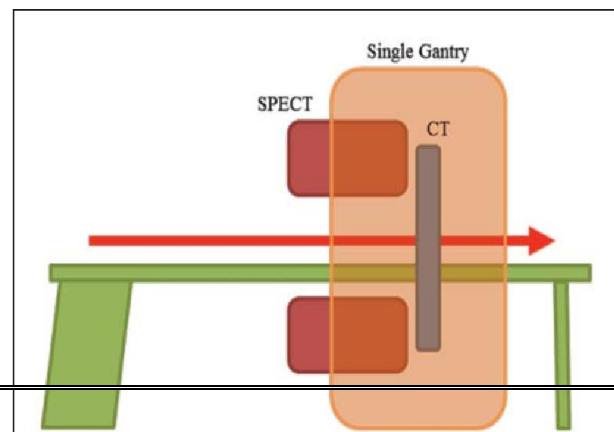
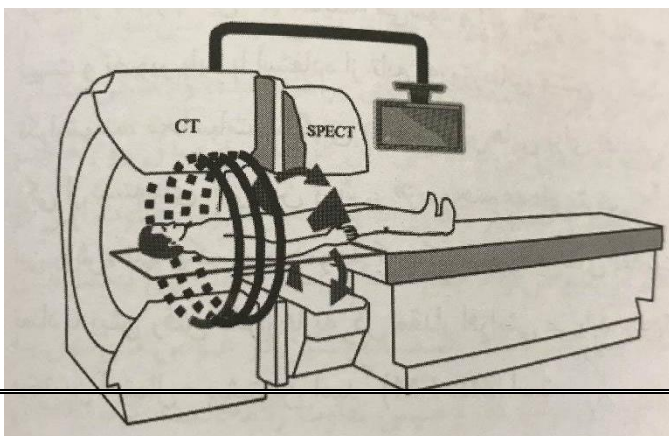
الف

مقطعی از سینه بیمار که با تکنیک های مختلف تصویربرداری شده است. الف) تکنیک آناتومیکی سی تی، ب) تکنیک عملکردی پت ج) تکنیک ترکیبی پت/سی تی

۱- سیستم ترکیبی SPECT/CT:

از سال ۲۰۰۵ گرایش به ترکیب اسپکت با سی تی افزایش یافت. در سال ۲۰۰۸ حدود ۱۰۰۰ دستگاه تلفیقی SPECT/CT در سراسر دنیا نصب شد. یک سیستم SPECT/CT داده های بدن بیمار را از دو طریق دریافت میکند. تخت ابتدا از درون گنتری CT عبور کرده و پرتوی ایکس عبوری از بدن بیمار اطلاعات تضعیف را به دکتورها رسانده و تصویر تولید میشود، سپس بدن بیمار از زبر دکتورهای اسپکت عبور کرده و پرتوهای گامای تابش یافته از محل تجمع رادیودارو توسط دوربین گاما شمارش شده و تصویر تولید می شود. مزایای سیستم ترکیبی SPECT/CT نسبت به سیستم SPECT تنها عبارت است از :

- تولید اطلاعات آناتومی با رزولوشن فضایی بالا و تلفیق آنها با تصاویر فیزیولوژیک SPECT
- پرتوی گاما در حین عبور از داخل اندامها و بافتها تضعیف شده سپس به دکتور میرسد. این تضعیف باعث خطا در اندازه گیری دقیق غلظت رادیوداروی برداشته شده در بافتها می شود. با داده های حاصل از CT میتوان تصحیح ضرایب تضعیف پرتوهای گاما را با دقت خوبی محاسبه کرده و بر روی تصویر نهایی SPECT



اعمال کرد. اعمال تصحیح تضعیف نهایتا تشخیص بالینی را دقیقتر میکند.

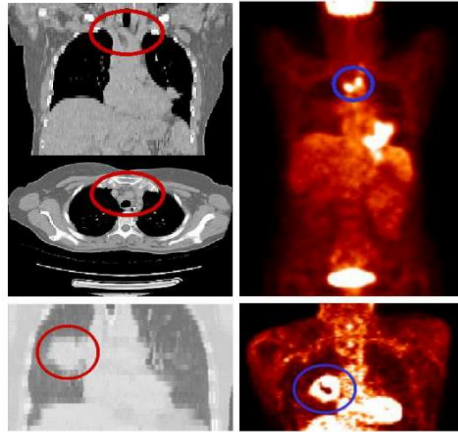
۲- سیستم ترکیبی PET/CT

از سال ۲۰۰۰ هیچ اسکنر PET تنها تولید نشد. همان طور که اشاره شد هر کدام از تکنیک های تصویر برداری پت و سی تی محدودیتهای خاص خود را دارند. این دو تکنیک تصویربرداری مکمل بسیار خوبی برای یکدیگر می باشند. پت روشی با دقت بالا در شناسایی سرطان و دیگر فعالیت های غیر عادی^۴ متابولیکی می باشد اما در فراهم کردن اطلاعات آناتومیکی مورد نیاز جهت شناسایی محل دقیق بافت یا تومور ناتوان است. از طرف دیگر اسکن سی تی از نظر عملکردی حساس نبوده و در مقابل جزئیات دقیق و ریز آناتومی را در اختیار می گذارد [۷، ۴-۵].

ترکیب این دو تکنیک می تواند تاثیر شگرفی در تصمیمات پزشکی برای تشخیص، طراحی درمان رادیوتراپی، هدایت بیوپسی^۵ و بسیاری موارد دیگر داشته باشد [۸]. به طور خاص در ناحیه توراکس می توان به تشخیص ضایعات قلب و سلول های ایزوله شده ریه، تعریف حجم هدف برای رادیوتراپی، پیگیری پاسخ به درمان ارائه شده برای سرطان ریه در مراحل اولیه و شناسایی بافت های مدیاستینال و ... اشاره کرد [۹].

شکل زیر مثالی از ترکیب اطلاعات حاصل از تصاویر پت و سی تی را نشان می دهد. در تصویر سی تی در سمت چپ، تومورها از ساختار های کناری خود قابل تمییز نیستند ، در مقابل در تصویر پت تومورها با کنتراست خوبی نمایش داده شده اند (تصویر سمت راست) اما این تصویر از کمبود اطلاعات آناتومیکی رنج می برد. در این حالت روی هم گذاشتن و انطباق^۶ تصویر بسیار مفید خواهد بود. در حالت دوم (تصویر پایین) تومور به آسانی دیده می شود.

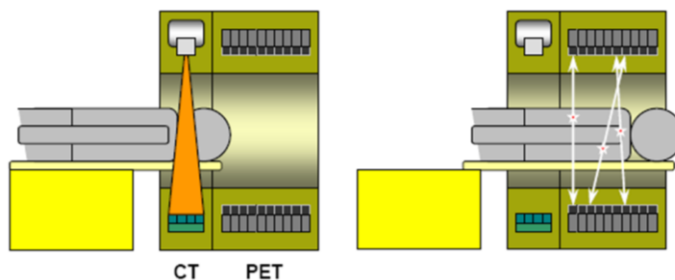
4	Abnormalities	4
4	Biopsy Guiding	5
4	Registration	6



دو مثال از ترکیب اطلاعات آناتومیکی و عملکردی. (تصویر بالا سمت چپ) تصویر سی تی، (تصویر بالا سمت راست) تصویر پت. (تصویر پایین سمت چپ) نقشه تضعیف به دست آمده از تصویر سی تی، (تصویر پایین سمت راست) تصویر پت تصحیح تضعیف شده با تصویر سی تی

در بررسی نقش سیستمهای ترکیبی پت/سی تی برای ارزیابی سرطان ریه نشان داده شد که این سیستم ها در ۵۶ درصد از موارد اطلاعات اضافی دیگری را فراهم می کند که پت و CT به تنهایی قادر به ارائه آن ها نیستند. همچنین نشان داده شد که ترکیب اطلاعات این دو تصویر منجر به بالاترین دقت تشخیص تا حدود ۹۰ درصد می شود. در واقع استفاده از نتایج پت سی تی موجب اجتناب از تشخیص مثبت کاذب^{۴۷} نسبت به تصاویر پت به تنهایی می شود.

پیشنهاد ترکیب دستگاه های پت و سی تی اوایل دهه ۱۹۹۰ توسط تانسنند و همکارانش ارائه شد. همچنین استفاده از تصاویر سی تی برای به دست آوردن فاکتورهای تصحیح تضعیف نیز پیشنهاد شد. دستگاههای پت/سی تی امروزی از دو اسکنر پت و سی تی مجزا تشکیل شده اند که در یک محفظه قرار گرفته اند و اسکنر سی تی قبل از اسکنر پت قرار گرفته است (شکل زیر). در این دستگاه ابتدا اسکنر سی تی از بیمار گرفته می شود و سپس تخت حرکت می کند و داخل گانتری پت قرار می گیرد و تصویربرداری پت انجام می شود



⁴ False positive

ترکیب PET و سی تی به صورت یک اسکنر ترتیبی PET/CT موفقیت زیادی کسب کرده است [۵]. حساسیت بالای PET در تشخیص ضایعه در کنار قدرت تفکیک بالای تصاویر آناتومیک سی تی برای یافتن مکان و آناتومی دقیق ضایعه آشکار شده توسط PET، منجر به افزایش قدرت تشخیص ضایعات و پیگیری درمان می شود. در PET/CT نه تنها از تصاویر سی تی به عنوان یک مرجع آناتومیکی برای داده های گسیلی استفاده می شود، بلکه برای استخراج نقشه ی تضعیف نیز بکار برده می شود. اسکن سی تی نسبت به اسکن عبوری برتری هایی دارد که شامل نویز کمتر، قدرت تفکیک بیشتر و زمان تصویربرداری کمتر می باشد.

۳- سیستم اسکنر PET/MRI

با آنکه تحقیقات درباره ترکیب دو مدالیته PET و MRI به همان روزهای نخستین ترکیب PET و سی تی (۱۹۹۰) برمی گردد [۴]. با این وجود، پیشرفت در ساخت دستگاه PET/MRI به دلایل تکنیکی کندتر از PET/CT بوده است. اولین دلیل مشکل اثر منفی میدان مغناطیسی MRI بر رو آشکارسازهای PET می باشد. آشکارسازها در سیستم PET مبتنی بر تیوبهای تکثیر فوتونی (PMT) می باشند که بسیار حساس به میدان مغناطیسی هستند. دومین دلیل کندی پیشرفت در ساخت سیستم های PET/MRI، نحوه ترکیب این دو سامانه می باشد. محققین سازنده سعی کردند بجای کنار هم چسباندن این دو مدالیته مثل PET/CT، اسکنر PET را درون اسکنر ام آر آی جایگزین کنند و این کار طراحی این سیستم ترکیبی را چند برابر پیچیده نموده است. اولین دلیل اشتیاق برای ساخت PET/MRI یکپارچه این بود که وجود میدان مغناطیس با شدت بالا برد پوزیترون را^{۴۹} کاهش داده و قدرت تفکیک مکانی (رزولوشن) را افزایش می دهد. در حضور میدان مغناطیسی، پوزیترون مسیر مارپیچی را طی می کند و برد متوسط آن کاهش می یابد که نهایتا موجب بهبود قدرت تفکیک مکانی می گردد. البته این بهبود قدرت تفکیک مکانی فقط در میدانهای مغناطیسی بالای ۴,۷ تسلا معنی دار است [۴]. امروزه دلیل اصلی ساخت PET/MRI انگیزه های بالینی می باشد. بطور عمده در مقایسه با سیستم

⁴ Intergrated PET/MRI 8

⁴ Positron range 9

های PET/CT، در کاربردهایی همانند مغز، یا ناحیه لگن و پروستات که تصاویر آناتومیکی MRI مورد استفاده دارند، PET/MRI مناسب تر خواهد بود.

مقایسه روشهای ترکیبی PET/MRI و PET/CT: تفاوت اصلی این دو روش تصویربرداری ترکیبی، ریشه در سامانه های تصویربرداری CT و MRI دارد. همانطور که گفته شد CT و MRI ویژگیهای تصویری متفاوتی دارند و همچنین از اصول فیزیکی کاملا متفاوتی برای تصویر برداری استفاده می کنند. به طور خلاصه مزایای MRI نسبت به CT شامل کنتراست بافت نرم قابل توجه، نمایش بهتر متاستازها به بافت نرم، نداشتن هیچ گونه پرتو یونیزان برای بیمار، و دارای قابلیت تصویربرداری با کنتراستهای مختلف همچنین تصاویر عملکردی متنوع شامل اسپکتروسکوپی، پرفیوژن، دیفیوژن و fMRI می باشد. از سوی دیگر مزایای CT نسبت به MRI شامل: قابلیت تصویربرداری از استخوان و ریه، سرعت تصویربرداری بالا و همچنین مناسب برای طراحی درمان در رادیوتراپی می باشد.

مزیت های PET/MRI نسبت PET/CT و بالعکس شامل: در تصویربرداری PET/MRI سیستمها کاملا یکپارچه هستند و هرکدام میتوانند بطور همزمان تصویر خود را از بیمار دریافت نمایند، مدت زمان تصویر برداری کمتر خواهد بود و منابع تلف نخواهند شد چرا که سامانه دیگر بیکار نمی ماند. همچنین خطای حرکت بیمار در بین دو مدالیته حذف می شود که یک چالش مهم در روشهای تصویربرداری ترکیبی ترتیبی (PET/CT و SPECT/CT) به ویژه در نواحی دارای حرکت همانند توراکس است. تحقیقات اخیر تصاویر PET/MRI را در بررسی ناهنجاریهای زوال عقل⁵ (همچون آلزایمر، زوال عقل سالخوردگی) و پارکینسون، بررسی تومور سیستم عصبی مرکزی، پروستات، کارسینوید، پانکراس و همچنین سرطانهای تیروئید و سینه اثبات کرده اند. علاوه بر این با توجه به جایگاه ویژه PET/MRI در تعیین مکان صرع، تومورهای مغزی و گلیوما، احتمال می رود که این روش جایگاه PET/CT در حوزه مغز و اعصاب را بگیرد. مزایای PET/CT نسبت PET/MRI شامل: هزینه ساخت پایین تر و عدم پیچیدگی در طراحی و ساخت است. تصحیح تضعیف در آن از صحت و دقت بالاتری برخوردار است. کاربرد PET/CT در تشخیص میزان پیشرفت سرطان در بدن بجز در حوزه مغز و اعصاب و دیگر حوزه های ذکر شده، تقریبا معادل PET/MRI است. با وجود موارد کاربرد متعدد PET/MRI ادعای جایگزین

⁵ Seqential	0
⁵ dementia	1

شدن PET/CT با آن ادعای دقیقی نیست. به طور دقیقتر می توان گفت این دو سامانه، مکمل هم در تشخیص پزشکی هستند.

(E) تصویربرداری اپتیکی (OI) ۵۴

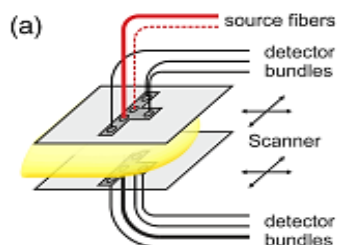
تصویربرداری اپتیکی کلیدواژه وسیعی است که حیطه آن تمام تصویربرداری ها با امواج الکترومغناطیس غیر یونیزان مرئی، فرابنش و مادون قرمز را شامل می شود. این روش یک تکنیک تصویربرداری غیر تهاجمی است که در حال حاضر از نورهای مادون قرمز نزدیک^۴ (NIR) با طول موج ۷۰۰-۱۰۰۰ نانومتر و نور مرئی ۴۰۰-۷۰۰ نانومتر برای بررسی اطلاعات مولکولی، مورفولوژیکی و عملکردی بافت و برای جذب، پراکنده و خصوصیات فلورسانس سلول ها استفاده میکند. یکی از مزایای تصویربرداری اپتیکی توانایی آن در بدست آوردن اطلاعات در سطح متابولیسم و مولکولی است که در مورد ساختارهای ریز میکروسکوپی و در خصوص عملکرد بافت می تواند تصویر تولید نماید(۴۲). از جمله مزیت های دیگر روش اپتیکی این است که منبع آن از پرتوی غیر یونیزان نور مادون قرمز استفاده می کند، کم هزینه و تصاویر آن فیزیولوژیک و مولکولی هستند. یکی از موانع و چالشهای مهم در روشهای اپتیکی برای تصویربرداری بالینی عمق نفوذ کم نور در بافت است در طی ۱۵ سال گذشته تحقیقات گسترده ای درباره روشهای تصویربرداری اپتیکی پستان انجام گرفته است. نور NIR قابلیت نفوذ زیادی در بافت نرم دارد. ویژگی اصلی توده های سرطانی پستان، رشد غیر طبیعی سیستم عروقی و لنفاوی بافت، بهم خوردن تعادل بیوشیمیایی و بیوفیزیکی ماتریس خارج سلولی (ECM)، تغییر در غلظت HbR و HbO₂ است که هر کدام از این فاکتورها می توانند به عنوان فاکتور ایجاد کنتراست در تصویر اپتیکی باشند. انتخاب طول موج تصویربرداری روش اپتیکی در به تصویر کشیدن اجزای مختلف بافت بسیار موثر می باشد. بطوریکه برای به تصویر کشیدن هموگلوبین کل^۴ باید طول موج ۸۰۰ نانومتر انتخاب شود در حالیکه در طول موج ۶۵۰-۶۹۰ نانومتر حساسیت دی اکسی هموگلوبین بیشتر است و برای

⁵ Optical imaging	2
⁵ Near Infrared	3
⁵ Total Hemoglobin	4

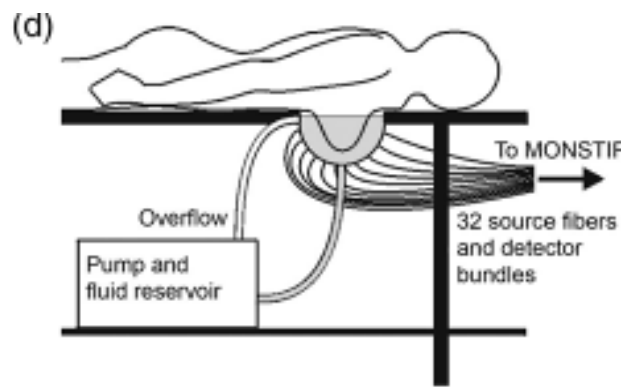
آشکارسازی آب و چربی تصویر برداری باید در طول موج ۹۲۵-۹۷۵ نانومتر انجام گیرد. با این روش در کنار اطلاعات جذبی با تحلیل پراکندگی Mie می توان تخمینی از اندازه و چگالی مراکز پراکننده را نیز بدست آورد(۳). در سرطان پستان ، افزایش غلظت هموگلوبین و کاهش اکسیژن اشباع مشاهده میشود. اگرچه اکسیژن اشباع در تمام سرطانهای پستان کاهش نمی یابد و بستگی به شبکه عروقی و آنژیوژنز دارد. مطالعه ساختاری، عروقی و مولکولی پستان با OI امکان پذیر است. یک تکنیک ارزان ، ساده و قابل تحمل برای بیمار است. اما قدرت کافی برای تشخیص سرطان پستان ندارد چون رزولوشن فضایی و صحت آن کمتر است. بدون نیاز به ماده کنتراست جزئیات زیادی از نوع سرطان می دهد(۴۴). میزان حساسیت این روش در یک مطالعه ۹۶٪ و ویژگی آن ۹۳٪ گزارش شده است. تصویربرداری اپتیکی به عنوان دستگاه کمکی برای ماموگرافی و یا تصویربرداری فراصوت است چرا که اطلاعات به دست آمده توسط سیگنال نوری مشخصا با اطلاعات به دست آمده با تصویربرداری بالینی متفاوت می باشد. اسکن NIR ناهنجاری های مشکوک می تواند اطلاعات اضافی مورد نیاز برای تعیین بهتر وضعیت بدخیمی و تعیین اینکه آیا نمونه برداری نیاز می باشد یا خیر را فراهم کرده و نیز ناهنجاری های مشکوک را در طول زمان ردیابی کند. از این رو پتانسیل اضافه کردن دستگاه های اپتیکی به داخل مدالیته تصویربرداری ثانویه در حوزه فراهم کردن اطلاعاتی است که می تواند تشخیص ضایعه را متمایز کرده و پاسخ به درمان را ردیابی کند(۴۳).

اولین نسل و ساده ترین روش تصویربرداری اپتیکی پستان بوسیله کمپرس بافت با دو صفحه شفاف و اسکن آن بوسیله یک منبع فیبرنوری و دکتور فیبرنوری روبروی هم است که با نام روش صفحه موازی شناخته شده است. این روش ابتدا توسط شرکت زیمنس و کارل زایس و از نوع دامنه-فرکانس ارائه شد (شکل ۲۰). نسل بعدی اسکنرها یک محفظه مخروطی (قالب یک پستان آویزان) می باشد که دورتادور آن از فیبرهای نوری منبع و دکتور پوشیده شده است. ویژگی این نسل ایجاد تصاویر سه بعدی با اندازه و فرم واقعی پستان است که این مهم باعث می شود که جهت درمان بتوان مستقیما از این تصاویر استفاده کرد. شرکت فیلیپس یک نمونه موج پیوسته و کالج لندن نوع دامنه-زمان را طراحی نموده است که توانایی اندازه گیری ضرایب جذب و ضرایب پراکندگی را دارند (شکل ۲۱). نسل سوم تصویربرداری اپتیکی پستان در دانشگاه کالیفرنیا رونمایی شد. این روش در واقع یک نوع اسپکتروسکوپی مولکولی (DOIS) است. در این روش اغلب اطلاعات شارش خون و غلظت فاکتورهای خونی تعیین می شود. این نسل

دارای یک پروب دستی با دو فیبرنوری منبع و دو فیبر نوری دتکتور است که یکی از زوج منبع-دتکتورها در فاز دامنه-فرکانس با ۶ طول موج کار کرده (650-860nm) و زوج منبع دتکتور دوم با ایجاد نور سفید تنگستن در طول موج 650-1000 nm اطلاعاتی از نوع CW را کسب می نماید. در دانشگاه پنسیلوانیا یک پروب دستی از سه زوج منبع - دتکتور و در فاز CW طراحی و ارائه شد (شکل ۲۲). با توجه به نحوه پوزیشن بیمار در سه روش بالا میتوان اطلاعات روشهای تصویربرداری اپتیکی را به ترتیب با تصاویر آناتومیکی ماموگرافی و MRI و یا سونوگرافی ترکیب نمود. با ترکیب روش تصویربرداری اپتیکی با روشهای دیگر تصویربرداری می توان اطلاعات آناتومیکی ، متابولیک و فیزیولوژیک بافت را نیز بدست آورد. در یک مطالعه یک پروب دستی روش تصویربرداری فراصوت و روش اسپکتروسکوپی اپتیکی باهم ترکیب شده است. ترکیب روش اپتیکی با MRI چالش عمده‌ای دارد که سیستم های الکترونیکی روش اپتیکی می توانند بر روی فرکانسهای RF دستگاه و کویلها تاثیر بگذارند مگر اینکه طول فیبرها بسیار زیاد باشد. اولین بار ترکیب روش اپتیکی با MRI توسط niziachristos و Ma گزارش شد. طی یک تحقیق دیگر در بیمارستان دانشگاه ماساچوست روش اپتیکی صفحه موازی با روش معمولی ماموگرافی با اشعه ایکس ترکیب شده است(۳).



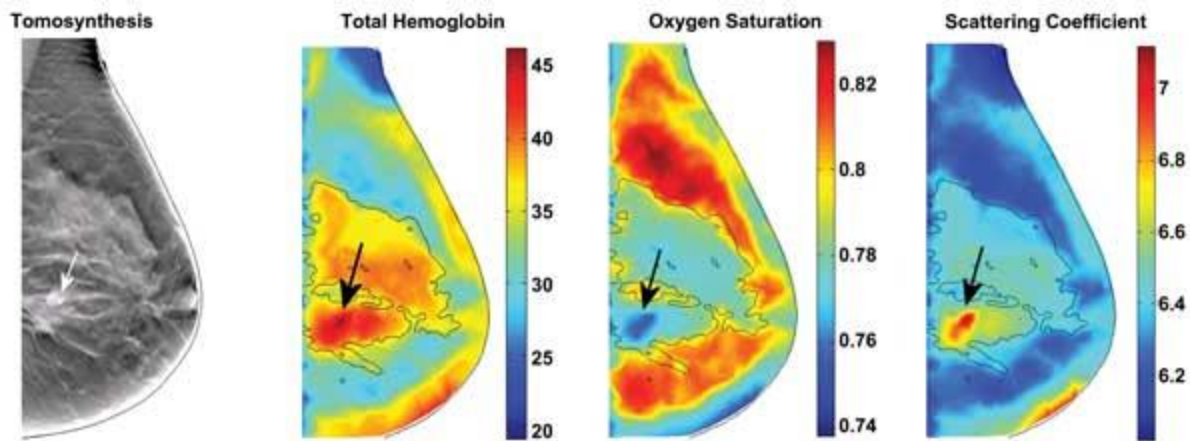
شکل ۲۰. تصویربرداری اپتیکی با حالت کمپرس بافت پستان(۳)



شکل ۲۱. روش تصویربرداری اپتیکی برست آویزان (۳)

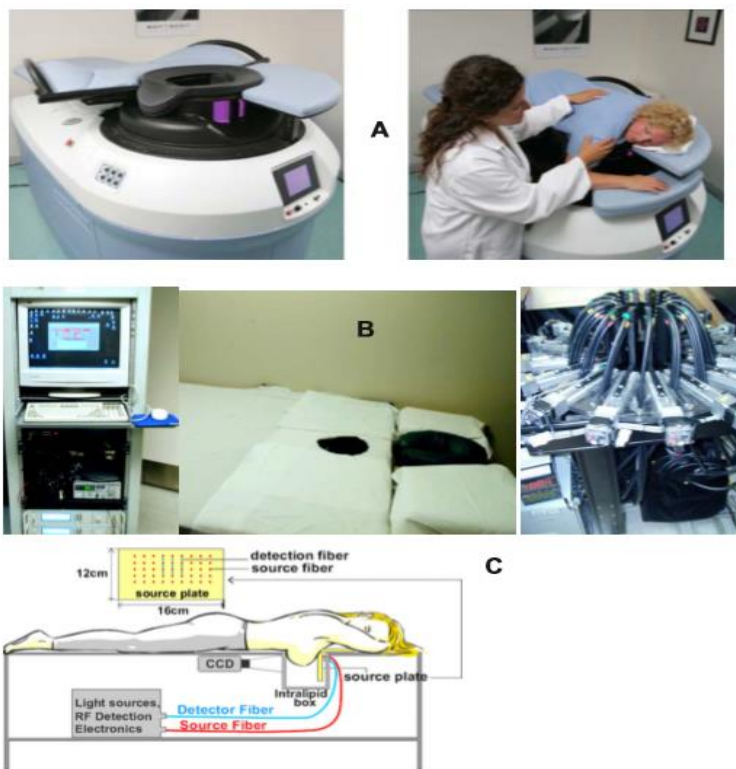


شکل ۲۲. پروب دستگاه اسپکتروسکوپی اپتیکی برای اندازه گیری غلظت فاکتورهای خونی پستان (۳)



شکل ۲۳

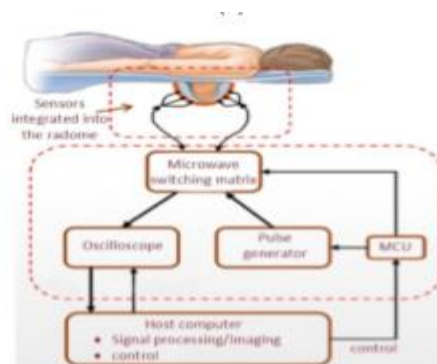
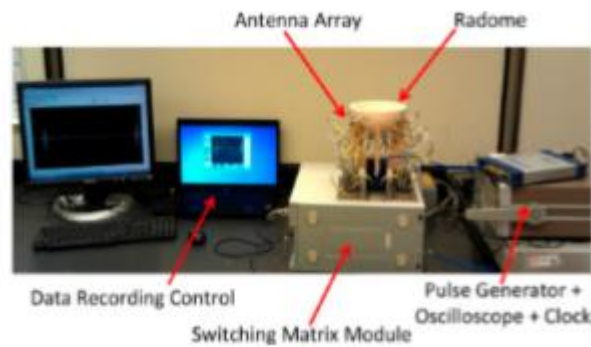
. تصویر اپتیکی از پستان با ناهنجاری-به ترتیب از سمت چپ ، توموسنتز ، الگوی هموگلوبین کلی ، الگوی اشباع اکسیژن و تصویر الگوی پراکندگی .
 برای نمایش تصویر Qianqian Fang اجازه گرفته شده است .



شکل ۲۴. تمامی این سیستم ها از نور NIR استفاده می کند که برای بازسازی تصاویر هموگلوبین، اشباع اکسیژن، آب و مقادیر پراکندگی از طریق پستان منتقل می شود (۴۳) .

تصویر برداری میکروویو^۵ پستان:

تصویر برداری میکروویو (ریزموج) پستان یک روش تشخیص سرطان پستان است که در آن از امواج میکروویو که طول موج آن‌ها کمتر از امواج رادیویی و بیشتر از امواج فرسرخ است. طول موج امواج میکروویو بین ۱ میلی‌متر (متناظر با بسامد ۳۰۰ گیگاهرتز) تا ۳۰ سانتیمتر (متناظر با بسامد ۱ گیگاهرتز) است. کیفیت تصویر میکروویو پستان توسط سنسور میکروویو، آرایه سنسور، تعداد سنسورهای موجود در آرایه و سائز سنسور ها تعیین می شود. (شکل ۲۵) این روش برای شناسایی بافت های بدخیم و خوش خیم بکار می رود. اگرچه این تکنیک ها نیاز به هزینه بالایی دارند اما در چند دهه اخیر متدهای برپایه بیوسنسور برای تشخیص سرطان توجه زیادی به خود جلب کرده است (۱).



شکل ۲۵. تصویر برداری میکروویو پستان (۱)

یک بیوسنسور به طور معمول شامل مارکر هدف سرطان ، بیورسپتور و اجزا زیست سازگار ترانسدیوسر می باشد. خصوصیات معمول سنسورهای میکروویو برای آشکار سازی سرطان پستان : پهنای باند امپدانس وسیع، سایز کوچک، قابلیت تکرار ، هزینه مناسب و جفت شدن توان مناسب با پستان می باشد. از جمله متدهای مطالعه شده برای تشخیص سرطان پستان براساس بیومارکر ایمنوهیستوشیمی^{۵۶}؛ رادیوایمونواسی^{۵۷}؛ فلوروایمونواسی^{۵۸} و لینک آنزیم ایمنوسوربنت^{۵۹} می باشند. تصویر برداری میکروویو پستان بستگی به خصوصیات دی الکتریک بین بافت سالم و بافت تومورال دارد. بافت های بیولوژیکی مختلف محتوی آب، خصوصیات الکتریکی مختلفی دارند. تصویربرداری میکروویو به دو دسته تقسیم میشود: میکروویو توموگرافی: اطلاعات کمی از خصوصیات دی الکتریک بافت پستان برای شناسایی تومور فراهم میکند و تصویربرداری میکروویو بر اساس رادار: نوع اصلی تصویربرداری میکروویو است که ساختار اندام داخلی را با اندازه گیری خصوصیات دی الکتریک بافت ها به نقشه می کشد. قیمت مناسب و حساسیت و ویژگی بالا و امنیت این روش از مزایای آن است و راحت تر و مطمئن تر از توموگرافی میکروویو می باشد(۱). در این روش رزولوشن به مقدار زیادی تحت تاثیر کوتاه ترین طول موج تابش میکروویو می باشد. بنابراین رزولوشن مربوط به دامنه فرکانس تابش میکروویو است. به طور کلی هرچه طول موج کوتاه تر، جزئیات تصویر بدست آمده بیشتر ، یعنی رزولوشن بهتر است. در تصویربرداری میکروویو، طول موج کوتاهتر به معنی عمق نفوذ کمتر است. در تشخیص تومورهای پستانی رزولوشن زیر سانتیمتری مورد نیاز می باشد که با فرکانس حدود ۱۰ گیگاهرتز امکان پذیر می باشد(۸). در حال حاضر سرطان پستان به یکی از چالشهای سلامت در جوامع بشری تبدیل شده است. تشخیص زودهنگام سرطان پستان نقش بسزایی در درمان و کنترل آن دارد. در صورتیکه سرطان پستان در مراحل اولیه تشخیص داده شود به عنوان یک بیماری با میزان بقای بسیار بالا شناخته می شود. روش های مختلفی برای غربالگری و تشخیص سرطان پستان وجود دارد. ماموگرافی، سونوگرافی، تصویربرداری تشدید مغناطیسی، تصویر برداری پزشکی هسته ای، تصویربرداری اپتیکی و تصویربرداری

⁵ immunohistochemistry 6

⁵ radioimmunoassay 7

fluoroimmuno assay^{۵۸}

⁵ enzyme linked immune sorbent assay

میکروویو پستان از جمله این روش ها می باشند. هرکدام از این روش ها دارای زیرشاخه های مختلفی هستند که مزایا و معایب هرکدام بحث و بررسی گرفت. اگرچه راههایی برای بهبود این روش ها وجود دارد باید در نظر داشت که می توان با استفاده همزمان از قابلیت های هر یک از روش های تصویربرداری و ترکیب آنها باهم تشخیص زودهنگام سرطان پستان را میتواند بهبود ببخشد.

منابع :

۱. Brown MA, Semelka RC. MRI: basic principles and applications: John Wiley & Sons; ۲۰۱۱
۲. Gore JC. Principles and practice of functional MRI of the human brain. The Journal of clinical investigation. ۲۰۰۳; ۱۱۲(۱):۹-۴
۳. Topgaard D. Multidimensional diffusion MRI. Journal of Magnetic Resonance. ۲۰۱۷; ۱۱۳-۲۷۵:۹۸
۴. Luypaert R, Boujraf S, Sourbron S, Osteaux M. Diffusion and perfusion MRI: basic physics. European journal of radiology. ۲۰۰۱; ۳۸(۱):۲۷-۱۹
۵. Mariappan YK, Glaser KJ, Ehman RL. Magnetic resonance elastography: a review. Clinical anatomy. ۲۰۱۰; ۲۳(۵):۵۱۱-۴۹۷
۶. جزی ر، پاشازاده، علی محمود، حسن کریمی، اسدی. تصویربرداری ملکولی با استفاده از اسپکتروسکوپی تشدید مغناطیسی (MRS) دانشگاه علوم پزشکی بوشهر، طب جنوب. ۲۰۱۵; ۱۸(۱):۲۱-۲۱۰.
۷. Sardanelli F, Fausto A, Podo F. MR spectroscopy of the breast. La radiologia medica. ۲۰۰۸; ۱۱۳(۱):۶۴-۵۶
۸. Martínez M-J, Ziegler S, Beyer T. PET and PET/CT: basic principles and instrumentation. PET in Oncology. ۲۰۰۸: ۱-۲۳
۹. Grosenick D, Rinneberg H, Cubeddu R, Taroni P. Review of optical breast imaging and spectroscopy. Journal of biomedical optics. ۲۰۱۶; ۲۱(۹):۰۹۱۳۱۱
۱۰. کتاب توموگرافی تابش پوزیترون پت، نویسنده : دکتر محمد رضا آی و همکاران . انتشارات رویان پژوه
۱۱. کتاب فیزیک تصویر برداری تشخیصی داورست (جلد ۲) David Dowsett ، نویسنده/ مترجم: دکتر داود خضولو و همکاران . انتشارات رویان پژوه