موضوع :

آشنایی با سیستم MRI و PET

فروردین ۱۳۹۶

گروه هدف

رشته شغلی تجهیزات پزشکی

اهداف آموزشی

تعریف دستگاهها - طرز کار با دستگاهها - نحوه خرید دستگاهها - نحوه نگهداری - تعمیر دستگاهها

روش و نحوه اجرای آموزش

دوره کتابخوانی

نحوه ارزشیابی

آزمون الکترونیکی

فهرست مطالب

۷ .....

مقدمه ۷

تاریخچه..... ۱۱

کلیات ۱۳

فرایند تولید یک تصویر MRI..... ۱۳

کیفیت تصویری ام آر آی ۱۵

چه آمادگیهایی قبل از MRI لازم است؟ ۱۶

آثار بیولوژیک MRI ۱۸

پرتوگیری ناشی از امواج رادیوئی ۱۸

گرادیان های میدان مغناطیسی..... ۱۹

ترس از تونل(Claustropfobia)..... ۱۹

بیماران باردار ۱۹

مقایسه ۱۹

تشریح کارکرد دستگاه امآرآی ۲۱

بخش های مختلف یک سیستم MRI..... ۲۵

کویل های گرادیان ۲۶

کویل های سطحی..... ۲۹

مواد حاجب در MRI ۲۹

موارد کاربرد ۳۰

آشنایی با تکنیک MRI ۳۲

اندیکاسیون MRI..... ۳۲

تجهیزات MRI..... ۳۴

کارکرد MRI ۳۴

وضعیت بیمار در حین آزمون ۳۵

انجام آزمون MRI ۳۵

گزارش آزمون ۳۶
مزایای آزمون ۳۶
خطرات آزمون ۳۷
محدودیت های آزمون ۳۸
افام‌آرآی ۳۸
تاریخچه ۳۹
BOLD fMRI ۴۰
محدودیت های fMRI برای اسکن مغز چیست؟ ۴۱
مزایا و معایب ۴۳
کاربردهای fMRI ۴۴
معرفی شرکتهای تولید کننده ۴۶
شرکت فیلیپس (Philips) ۴۶
تاریخچه ۴۸
حوزه‌های کسب و کار ۴۹
ارزشها و فرهنگ سازمانی ۵۰
کیفیت و تعالی سازمانی ۵۱
شرکت زیمنس (Siemens) ۵۲
تاریخچه ۵۴
تحقیق و توسعه ۵۵
فرهنگ و ارزشهای سازمانی ۵۶
منابع انسانی ۵۷
تاریخچه ۶۱
کیفیت ۶۲
آینده ۶۳
شرکت جی‌ئی هلث کر، (GE Healthcare) ۶۴
جدول مقایسه ای ۶۶

لیست شکل ها

شکل - 1 چگونگی قرار گرفتن اسپین‌های هسته‌ای در میدان مغناطیسی و نوسان با فرکانس لارمور
شکل - 2 تصویری از آرشیو اداره ثبت اختراعات آمریکا که متعلق به ریموند دامادیان، دانشمند آمریکایی ارمنی تبار و یکی از مخترعین سیستم های نوین ام آر آی است .
شکل - 3 قلب در حال تپش با دستگاه ۳ تسلا۱۵

لیست جداول

جدول - 1 مشخصات کلی شرکت فیلیپس در یک نگاه
جدول - 2 مشخصات کلی شرکت زیمنس در یک نگاه
جدول - 3 مشخصات کلی شرکت جنرال الکتریک در یک نگاه
جدول - 4 مشخصات کلی شرکت جی ئی هلث کر در یک نگاه
جدول - 5 جدول مقایسه ای فنی ۳ مدل از دستگاه های انتخابی از شرکت های معروف تولید کننده دستگاه MRI معرفی شده

مقدمه

ام‌آرآی (MRI) که مخفف عبارت (Magnetic Resonance Imaging) یکی از بهترین روش های تصویربرداری است که تاکنون برای بیماران هیچگونه عوارضی ایجاد نکرده است. ام آر آی توانایی این را دارد که تصاویر تولید شده را به صورت مقطعی تهیه کند در حالی که در دستگاه رادیولوژی تصاویر از روش سایه سازی بدست می آمد و تصاویری که به ما نشان داده می شد وابسته به سایه ای است که به وسیله استخوان ها ایجاد می شود. ام آر آی روشی پرتونگارانه در تصویربرداری تشخیصی پزشکی و دامپزشکی است که در دهه‌های اخیر بسیار فراگیر شده‌است و بر اساس رزونانس مغناطیسی هسته است. همچنین نام دیگر این نوع تصویر برداری (NMR) مخفف عبارت « nuclear resonance magnetic» نیز می‌باشد . [10] , [7]

در تصویربرداری ام آر آی ما علاوه بر تصویربرداری از بافت های سخت می توانیم از بافت های نرم نیز تصویر تهیه کنیم. پایه و اساس تصویر برداری در ام آر آی تنها به مغناطیس وابسته است و از پرتوهای

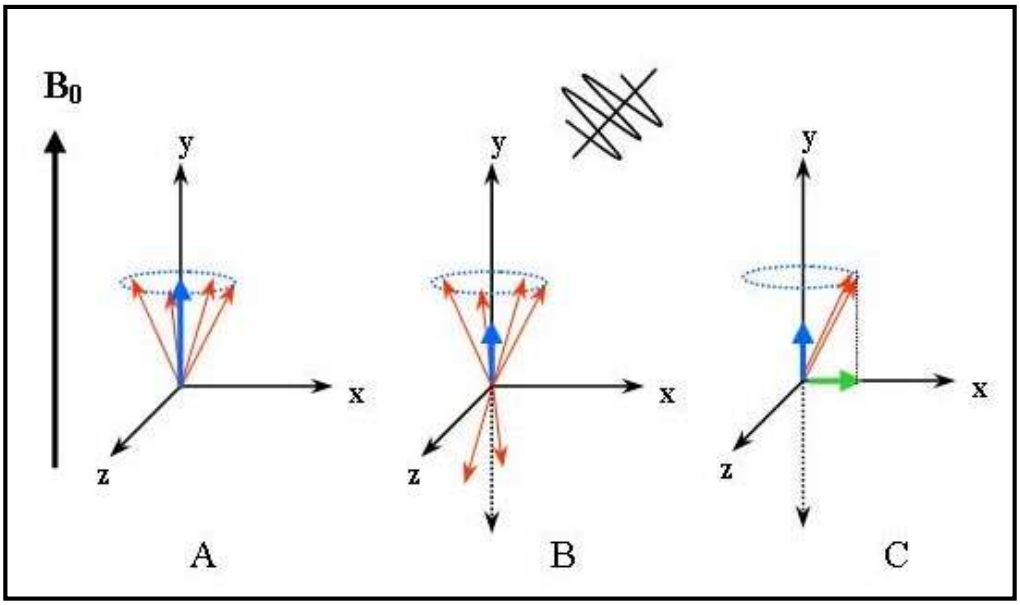
ایکس در تصویربرداری با ام آر آی استفاده نمی شود و به همین دلیل است که تصویر برداری با آم آر آی برای بدن انسان عوارضی ندارد.[6],[5]

با ام آر آی می‌توان در جهات فوقانی-تحتانی (اگزیال)، چپ‌راستی (ساژیتال) و پس‌وپیش (کورونال) و حتی در جهات اُریب و مایل تصویرگیری نمود. یک سیستم ام آر آی از سه میدان مغناطیسی استفاده می‌کند:

میدان خارجی ثابت و قوی (B_0)

میدان ضعیف گرادیانی متغیر

میدان حاصل از پالس RF الکترومغناطیسی (B_1)



شکل1 – چگونگی قرار گرفتن اسپین‌های هسته‌ای در میدان مغناطیسی و نوسان با فرکانس لارمور

بطور عمده بدن انسان از آب و چربی تشکیل شده‌است. آب ۲/۳ وزن بدن را شامل می شود و دارای دو اتم هیدروژن و یک اتم اکسیژن در هر مولکول است.

مولکولهای چربی نیز به مقدار زیادی هیدروژن دارند. به طور کلی مقدار اتم هیدروژن بدن تقریبا ۶۳ درصد است. و این اتم که مقدارش بیشتر از دیگر عناصر است، دارای سیگنال MRI می باشد. از آنجایی که بین محتوای آب اندامها و بافتها تفاوت وجود دارد، و همچنین در خیلی از بیماریها روند آسیب رسانی منجر به تغییر در محتوای آب می شود، این روش تصویر برداری بطور وسیع در پزشکی بکار برده می شود.

دستگاه MRI لوله‌ای است که بوسیله آهنربای دایره‌ای شکل دواری احاطه شده است. این آهنربا میدان مغناطیسی ایجاد می کند. در اینجا موج رادیویی با طول موجهای متفاوت سطح نمونه را جاروب

می کنند. انتهای نمونه با جذب انرژی از موج رادیویی هم فرکانس با چرخش آنها ، به حالت انرژی بالاتری می روند و در راستای میدان مغناطیسی خارجی قرار می گیرند.

با قطع میدان این هسته ها به حالت اولیه خود برمی گردند. در این هنگام است که از ماده امواج الکترومغناطیسی با بسامد رادیویی تابش می شود که توسط سیم پیچی که به آن کویل می گویند، دریافت انجام می‌شود. این سیم امواج دریافتی را به جریان الکتریکی تبدیل می‌کند. سپس این جریانها تقویت می‌شوند و به عنوان سیگنالهای MRI به رایانه داده می‌شود. رایانه با استفاده از سیستم تبدیلی به نام تبدیل فوریه این داده ها را به تصویر تبدیل می‌کنند. این تصویر بسیار دقیق است و تغییرات بسیار کوچک را نیز می‌تواند نشان دهد.

همانطور که گفته شد ، در تصویربرداری به روش MRI ، بجای استفاده از اشعهX (که در عکسبرداری عادی و CT scan انجام می‌شود)، از میدانهای قدرتمند مغناطیسی جهت تصویربرداری استفاده می‌گردد. قدرت این میدان مغناطیسی، حدود ۱۰،۰۰۰ برابر میدان مغناطیسی کره زمین است. به همین دلیل، توصیه می‌گردد تا کلیه اشیای فلزی همراه، از فرد دور گردد .کسانی که پیوند گوش داخلی انجام داده‌اند، یا گیره‌های آنوریسمی مغزی دارند یا از مفصل مصنوعی استفاده می‌کنند، نباید از روش MRI استفاده نمایند. همچنین، برخی از انواع دریچه‌های مصنوعی و برخی اجسام فلزی درون بدن (مثل پلیسه‌های داخل چشم) در صورت وجود می‌توانند هنگام انجامMRI ، خطرآفرین باشند.

تاکنون، هیچگونه ضرر خاصی از میدانهای مغناطیسی قوی و MRI گزارش نشده است. با این حال، انجام MRI ، جهت خانمهای باردار توصیه نمی‌گردد. MRI ، در بسیاری از بافتهای بدن، تصاویر بسیار دقیقتری نسبت به عکس ساده اشعه X و CT scan بدست می‌دهد. با این حال، در برخی بافتها،

تصویر آن دقت کافی ندارد. MRI نسبت به CT scan ، هزینه بیشتری دارد و وقت‌گیرتر است. به همین دلیل از آن در موارد اورژانس استفاده نمی‌شود.

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

بزرگ‌ترین تولید کننده‌های سیستم های ام آر آی، امروزه شرکت‌های زیمنس (آلمان)، جی‌ای (آمریکا)، توشیبا (ژاپن)، و فیلیپس (هلند) می‌باشند.[10]

تاریخچه

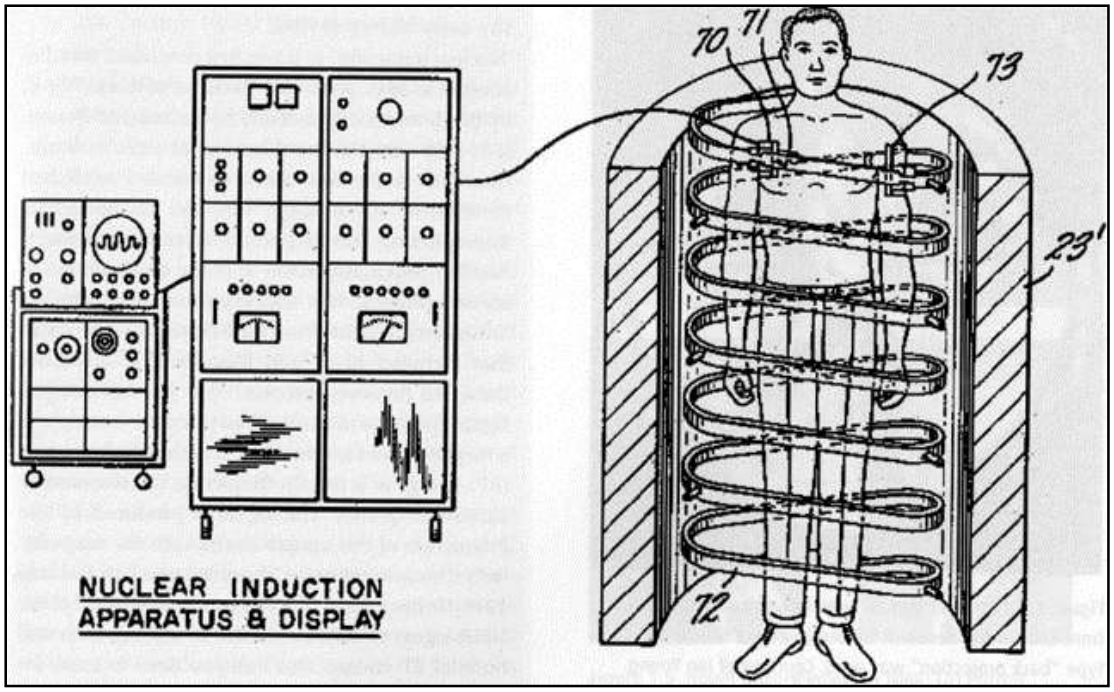
ام آر آی (MRI) یک انقلاب بزرگ و تحولی عظیم در قرن حاضر است. مجموعه ای از دانشمندان از سقراط، خوارزمی و خیام تا دامادین، لوتربر و مانسفیلد در ایجاد این فن آوری به صورت مستقیم و غیر مستقیم نقش داشته اند. با عمری در حدود سه دهه، MRI توانایی تشخیص شگرفی را ارائه داده است که بسیار فراتر سایر روش های تصویر برداری است.

MRI روشی است که در حدود ۵۰ سال از عمر آن می گذرد. ولی در این مدت پیشرفت‌های بسیاری کرده و جوایز نوبل متعددی به این موضوع تعلق گرفته‌است. جایزه نوبل پزشکی سال ۲۰۰۳ به خاطر اختراع ام آر آی به "پاول لاتربر" از دانشگاه ایلینوی در اوربانا شامپاین و "پیتر منزفیلد" از انگلستان

اعطا گردید. دانشمند آمریکایی ارمنی تبار، "ریموند دامادیان" همچنین از بنیانگذاران این نوع پویشگر می‌باشد. ابداع این روش به دهه ۷۰ میلادی توسط این کسان باز می‌گردد.

پاول لاتربر نشان داد که به کار بردن گرادیان در میدان مغناطیسی ایجاد تصویرهای دو بعدی را ممکن می سازد. وی در سال ۱۹۷۳ توضیح داد که چگونه با اضافه کردن گرادیان مغناطیسی به آهنربای مرکزی امکان آشکارسازی مقطع عرضی لوله‌ای که در آن آب معمولی وجود دارد و با آب سنگین احاطه شده‌است، ممکن می‌شود. هیچ روش تصویر برداری نمی‌تواند بین آب سنگین و آب معمولی فرق قائل شود.

پیتر منسفیلد گرادیان را در میدان مغناطیسی مورد استفاده قرار داد تا بتواند به طور دقیق تفاوتهای تشدید را نشان دهد. این قدم اصلی برای ایجاد یک روش کاربردی تصویرسازی بود. همچنین وی نشان داد که چگونه با تغییر سریع گرادیان می‌توان به سرعت تصویر بدست آورد ، که به این روش Echo-Planer scaning می‌گویند. این روش در دهه اخیر در کاربردهای بالینی مفید بوده است. تعدد در جوایز نوبل مربوط به MRI اهمیت این موضوع را به خوبی نشان می دهد. این روش ، تصاویری با دقت بالا از اندامهای بدن فراهم می کند و امروزه به میزان زیادی در دنیا کاربرد دارد و می تواندجایگزین روشهای قبلی شود. زیرا با توجه به دانش امروزه ما هیچ عارضه جانبی ندارد. [10]



شکل2 – تصویری از آرشیو اداره ثبت اختراعات آمریکا که متعلق به ریموند دامادیان، دانشمند آمریکایی ارمنی تبار و یکی از مخترعین سیستم های نوین ام آر آی است.

کلیات

فرایند تولید یک تصویر MRI

چگونگی تولید تصویر ام آر آی فرایند بس پیچیده ای است. در این روش از خاصیت ویژه اسپین‌های هسته‌های هیدروژنی در میدان مغناطیسی (B_0) استفاده می‌شود. پس از انتخاب برش، اسپین‌ها تحت تاثیر میدان مغناطیسی پالس‌های الکترومغناطیسی (B_1) قرار گرفته و سپس از این حالت برانگیختگی به مرور به حالت اولیه خود بازمی گردند. در هر بافتی این مدت زمان متفاوت است. بطور مثال در ۱,۵ تسلا, ثابت T1 برای بافت چربی ۲۶۰ میلی ثانیه و برای بافت ماده خاکستری مغز ۹۲۰ میلی ثانیه می‌باشد.

بسته به این که چه نوع دنباله پالسی انتخاب شود، و پارامترهای مثل TE و TR چگونه تعیین شوند، می‌توان با T1 و T2 کنتراست دلخواه را به تصویر کشید و توانایی ام آر آی در همین خاصیت ویژه قرار دارد. بطور مثال در یکی چربی روشن و در دیگری تاریک می‌شود.

هر برش تصویری توسط فاز و بسامد امواج دریافت شده به ترتیب در محورهای y و x کدگذاری می‌گردد. برای انجام کد گذاری احتیاج به میادین مغناطیسی متغیر می‌باشد که این امر به کمک آهنرباهای از نوع ابررسانا هر لحظه تولید می‌گردد. اطلاعات دریافتی در فضایی داده‌ای بنام فضای k واریز شده و نهایتا به کمک تبدیلات فوریه ای به شکل تصویر در آورده می‌شوند.

همچنان که گفته شد فردی که قرار است با این روش مورد تصویربرداری قرار گیرد نباید هیچ شی فلزی مانند ساعت ، انگشتر ، مفصل مصنوعی و .... داشته باشد. و یا شی فلزی در نزدیکی دستگاه MRI قرار گیرد ، زیرا میدان مغناطیسی روی این مواد فرومغناطیسی اثر گذاشته و نه تنها باعث تداخل در امر تصویربرداری می شود، بلکه می تواند به خود فرد نیز آسیب برساند به همین دلیل است که دستگاه MRI را در اتاق‌های ویژه‌ای قرار می دهند. این اتاقها نسبت به امواج الکترومغناطیسی نفوذناپذیرند. در نتیجه امکان ورود یا خروج برای این امواج وجود ندارد. به علاوه لباس مخصوصی را تن بیمار می‌کنند که هیچ قسمت فلزی نداشته باشد.

آخرین و پیشرفته ترین دستگاه MRI در دنیا، دستگاه ۱,۵تسلا است که خوشبختانه بطور محدود به کشور نیز وارد شده است. این دستگاه دقت، قدرت و سرعت بسیار بالایی دارد. ام.آر.ای ۳/۰ تسلا (باز) نیز از دقت بالایی برخوردار است و با استفاده از آن می توانیم بیمارانی را که باردارند یا جثه بزرگی دارند وامکان تست آنان با دیگر دستگاههای MRI وجودندارد تست کنیم. همچنین با استفاده از این دستگاهها، امکان تست بیمارانی که فلز در بدنشان است فراهم می آید.»

در حین عمل تصویربرداری فرد باید آرام باشد. به این منظور می‌توان یک آرام بخش ملایم به وی داد. سپس او را روی تخت خوابانده و از وی می‌خواهند که به طور عادی نفس بکشد. بعد از اینکه فرد در دستگاه قرار گرفت، محل مورد تصویربرداری را با نور مشخص می کنند و اسکن کردن شروع می‌شود. در فواصل زمانی که اسکن کردن قطع می‌شود وی می‌تواند قدری حرکت کند ، ولی نه آنقدر که از محل مورد نظر جابجا شود. شخص در طول اسکن می‌تواند از طریق دکمه‌ای که در اختیار او قرار داده‌اند به مسئولین اطلاع دهد، و اسکن کردن متوقف شود. بعد از اتمام کار اطلاعات تصویری به رایانه‌ای داده می‌شود و رایانه با بررسی اطلاعات ، تصویری ایجاد می کند که روی فیلم منعکس می‌شود.[10]

کیفیت تصویری ام آر آی

معمولا بهبود کیفیت تصویری در ام آر آی را با مقیاس هایی همانند قدرت تفکیک می سنجند و معمولا بهبود قدرت تفکیک نیز با خود عواقبی همانند کاهش سیگنال مفید (SNR) به همراه دارد. اما می‌توان این مشکلات را با راه حل هایی همانند استفاده از سیستم های با قدرت میدان Bo بالاتر و یا استفاده از ماده حاجب (Contrast agents) مناسب تصحیح نمود.[10]

شکل3 - قلب در حال تپش با دستگاه ۳ تسلا

چه آمادگیهایی قبل از MRI لازم است؟

یک MRI میتواند بلافاصله بعد از سایر روشهای تصویر برداری انجام شود ، بسته به نوع MRI درخواستی ممکن است از بیمار خواسته شود که به مدت ۴ الی ۶ ساعت قبل از آزمایش ناشتا باشد و آمادگی دیگری معمولا لازم نمی باشد.

میدان مغناطیسی بزرگی که در اطراف بیمار ایجاد میشود می تواند روی اشیاء فلزی که در داخل بدن فرد کاشته شده است نظیر pacemaker تاثیر بگذارد.

افرادی که قبلا در قلبشان pacemaker کار گذاشته شده است نمی توانند MRI انجام دهند و در محدوده این میدان نباید قرار بگیرند.

اگر شما هر یک از این اشیاء فلزی را در بدن خود دارید نباید هرگز MRI انجام دهید:

- **پروتزهای گوش داخلی (حلزونی)**
- **کلیپس آنوریسمهای مغزی**
- **دریچه های مصنوعی قلب**
- **استنت های عروقی قدیمی**
- **مفصل های مصنوعی جدید**

قبل از MRI از افرادی که با فلز سرو کار دارند و در معرض برخورد اشیاء فلزی ریز با بدنشان قرار دارند باید یک رادیوگرافی از جمجمه این افراد تهیه شود تا مطمئن شویم که در چشمشان ذرات ریز فلزی وچود ندارد ، بخاطر میدان مغناطیسی قوی هیچگونه وسایل فلزی نباید در اتاق وجود داشته باشد.

- **اشیاء از قبیل جواهرات – ساعت –کارتهای اعتباری و همچنین سمعک ممکن است خراب شود.**
- **سنجاق –سنجاق سر – زیپ فلزی و سایر لوازم اینچنینی باعث خراب شدن تصویر میگردد.**
- **دندان های مصنوعی که قابل جدا شدن هستند باید برداشته شوند.**
- **هنگامیکه آهنربای MRI روشن می شود خودکارها – چاقوی جیبی و عینک فلزی ممکن است در فضای اتاق به حرکت در آیند و این میتواند خطرناک باشد. به همین دلیل اینگونه وسایل نباید در اتاق MRI وجود داشته باشند.[7]**

پس به طور کلی جهت ایمنی در MRI رعایت نکاتی حائز اهمیت بالایی می باشد ، با توجه به اینکه به عنوان ذکر نمونه هایی ، میدان مغناطیسی ثابت می تواند روی وسایل حساس مغناطیسی مثل باطری های قلبی اثر بگذارد همچنین می تواند روی نوارها، کارت های اعتباری و تلفن های همراه اثر کند. اجسام فرو مغناطیس می تواند در حضور یک میدان قوی از خود عکس العمل نشان دهند، مثلا کلیپس و سنجاق و تراشه های فلزی می توانند به طرف یک مگنت ۱,۵ تسلا کشیده شده خطر جدی برای بیمار و دستگاه ایجاد نمایند. لوازم جراحی کپسول اکسیژن و تمام اشیاء فرو مغناطیس به شدت جذب مگنت می شوند. بنابراین باید از ورود این اجسام به اتاق مگنت جلوگیری شود. اجسام فلزی کاشته شده در بدن به شکل پروتز (مثل پروتزهای گوش و چشم و ....) می توانند موجب گرما و کشش و

آرتیفکت تصویر شوند. امروزه دریچه های قلبی، پروتزها و ... از جنس مواد فرو مغناطیس بوده و هیچ خطری برای بیمار ندارند. تمام افرادی که به هر طریق در بخش رفت و آمد دارند، بایستی در مورد موارد ایمنی آموزش داده شوند.[8]

اجازه ورود هیچ یک از ابزارها و وسایل پزشکی ساخته شده از مواد فرو مغناطیس به بخش داده نشود، مگر آنکه قبلا بازرسی شده باشد و روی آنها برچسب MRISAFE با وضوح کامل نصب شود. از صندلی چرخ دار و تخت های غیر فرو مغناطیسی استفاده شود. سر سوزنهای همراه بیمار غیر فرو مغناطیسی باشد. بیمار و همراهان وی قبل از ورود به اتاق از نظر حمل اشیاء فلزی مانند کلید، پیچ و مهره، اشیاء تیز و تزئینی مثل گردنبند و سنجاق سر کنترل شوند.[9]

آثار بیولوژیک MRI

این آثار را می توان از دو جنبه بررسی نمود؛ آثار مربوط به میدان مغناطیسی ثابت و آثار ناشی از پالس RF. تا کنون هیچ آثار زیان بار بیولوژیک دراز مدت در اثر قرار گرفتن در معرض میدان MRI گزارش نشده است. اطلاعات جمع آوری شده نشان دهنده چند اثر کم اهمیت و برگشت پذیر است. انستیتو ملی ایمنی کار، سازمان بهداشت جهانی هیچ موردی از لوسمی یا سایر سرطان ها گزارش ننموده است. [7]

پرتوگیری ناشی از امواج رادیوئی

سطح انرژی پالس RF مورد استفاده در MRI در مقایسه با پرتو ایکس و نور مرئی نسبتا پایین بوده و اثرات بیولوژیک آن فقط به شکل ایجاد حرارت در سطح بافت ظاهر می شود. میزان انرژی گرمایی پخش شده در بدن را میزان جذب ویژه یا SAR گویند که واحد آن وات بر کیلوگرم است. به همین

دلیل اندازه گیری وزن بدن بیمار بسیار اهمیت دارد. FDA سطح SAR را برای کل بدن ۴ وات بر کیلو گرم تعیین نموده است.[7]

گرادیان های میدان مغناطیسی

تغییر میدان مغناطیسی بیش از دو تسلا می تواند باعث القای ولتاژ و شدت جریان در بدن بیمار شود. این ولتاژها و شدت جریان ها هماهنگی القاء می شوند که گرادیان ها، میدان مغناطیسی را تغییر دهند. اثرات بیولوژیک می تواند شامل احساس خفیف پوستی، انقباضات غیر ارادی عضلات و احساس جرقه در چشم باشد.[7]

ترس از تونل(Claustropfobia)

برای چنین بیمارانی ارائه توضیحات قبل از انجام آزمایش و برقراری جریان هوای مناسب در داخل مگنت اغلب نتیجه بخش است در غیر این صورت بیهوشی ضروری ای است.[7]

بیماران باردار

تا کنون هیچ آثار بیولوژیک شناخته شده ای از کارد برد MRI بر جنین و نوزاد مشاهده نشده است اما FDA توصیه می کند هر نوع تصویر برداری از بیمار باردار تا پایان سه ماهه اول بارداری به تأخیر افتد. استفاده از گادولینیم در بیمار باردار ممنوع است.[7]

مقایسه

ام آر آی از بعضی جهات برتری و از بعضی جهات دیگر نسبت به بقیه ابزار در فیزیک پزشکی ضعف دارد. در قیاس با سی تی اسکن این موارد عبارتند از:

- **برتری‌های ام‌آرآی در مقایسه با سی تی اسکن:**

تضاد تصویری (سایه‌روشن) بالاتر از سی تی اسکن

تهیه مقاطع تصویری از جهات مختلف (از جمله اریب)

عدم استفاده از پرتوهای یونیزان

مانند سی‌تی‌اسکن موجب سخت شدن باریکه پرتوها (آرتیفکت سخت ، Beam hardening) نمی‌شود.

- **نقاط ضعف ام آر آی در مقایسه با سی‌تی‌اسکن:**

پر هزینه تر از سی‌تی‌اسکن، کمیاب‌تر و کار با آن مشکل‌تر است.

تصویرگیری زمان بیشتری می‌برد.

وضوح تصویری کمتری دارد.

به دلیل طولانی تر بودن اسکن‌ها، آرتیفکت حرکتی بیشتری دارد.

موجب مشکلات برای بیماران دارای اجسام فلزی در بدن خود می‌باشد.

بیمار باید در حین انجام اسکن(ام آر آی) بی حرکت باشد. حرکات غیرقابل پیشگیری مانند تنفس، ضربان قلب و پریستالتیسم اغلب تصویر را مخدوش می‌سازند. [10]

تشریح کارکرد دستگاه ام‌آرآی

روش تصویربرداری MRI بر پایه پدیده تشدید مغناطیسی هسته هیدروژن استوار است. ذرات اتمی در داخل و خارج هسته دارای حرکت اسپینی (چرخش به دور خود) و حرکت انتقالی هستند.

حرکت اسپینی پروتون به علت باردار بودن این ذره موجب ایجاد میدان الکتریکی در اطراف آن می شود و چون یک ذره باردار متحرک است، به صورت یک مغناطیس کوچک عمل کرده و در اطراف خود یک میدان مغناطیسی ایجاد می کند. تمام هسته هایی که دارای اسپین فرد هستند، اگر در میدان مغناطیسی قوی خارجی واقع شوند، سعی می کنند در راستای میدان مغناطیسی قرار گیرند. هیدروژن ساده ترین و فراوانترین عنصر در بدن انسان است. اتم هیدروژن شامل یک پروتون و یک الکترون است. هر مولکول آب حاوی دو اتم هیدروژن است. مولکولهای بزرگتر مثل چربی ها و پروتئین ها، حاوی تعداد زیادی اتمهای هیدروژن هستند. بدن در حالت عادی تحت تأثیر میدان مغناطیسی زمین ۰/۰۶ گوس(تسلا) است. این میزان در مقایسه با میدان خارجی که در MRI اعمال می شود، بسیار کوچک است. پس از برقراری میدان مغناطیسی قوی، خارجی مغناطیس های کوچک، خود را در جهت میدان (یا در خلاف جهت میدان) تنظیم می کنند.[7]

در نهایت برایند محورهای مغناطیسی مغناطیس های کوچک در جهت میدان اصلی است. این بردار برآیند را بردار مغناطیسی خالص (MNV) می نامند. در حالت تعادل، بردار NMV راستای محور میدان مغناطیسی اصلی است. حرکت مارپیچی مغناطیس های کوچک دارای یک فرکانس بخصوص است. این فرکانس، فرکانس تشدید یا فرکانس لامور خوانده می شود.

تشدید عبارت است از پاسخ تقویت شده به یک محرک که دارای فرکانس طبیعی مشابه است. برای منحرف کردن مغناطیس های کوچک از حالت اولیه، هر نوع انرژی و هر مقدار را نمی توان اعمال کرد.

این انرژی باید فرکانسی بوده و فرکانس آن با فرکانس حرکت مغناطیس های کوچک هماهنگ و یکسان باشد تا براحتی توسط آنها جذب شود. بهترین نوع انرژی، امواج الکترومغناطیس است. فرکانس مورد نیاز جهت منحرف کردن مغناطیس ها از میدان مغناطیسی خارجی در محدوده مورد استفاده در MRI در حدود فرکانس امواج رادیوئی است. لذا به این امواج، امواج رادیوئی RF می گویند. پس با اعمال پلاس رادیوئی بردار برایند از امتداد میدان اصلی منحرف می گردد. با قطع پالس RF مغناطیس ها با حرکت مارپیچی با همان فرکانس لارمور به جهت میدان مغناطیس اولیه باز می گردند و چون در حین بازگشت به جهت میدان اصلی خارجی خطوط میدان مغناطیسی را قطع می کنند، در اثر این عمل ولتاژ الکتریک در کویل گیرنده القا می شود. این ولتاژ همان سیگنال MR است. جریان الکتریک ناشی از این ولتاژ اولاً تناوبی است ثانیا دامنه آن بر حسب زمان کاهش می یابد. سیگنال تولید شده در اثر این نوع جریان را به دلیل ماهیت ویژه آن میرایی القایی آزاد(FID) می نامند.

سیگنال FID دارای سه ویژگی است:

۱) سیگنال دارای دامنه ای است که بستگی به الف) میدان مغناطیسی خارجی و ب) تراکم یا دانسیته پروتون دارد. در صورت یکسان بودن سایر عوامل، هرچه دانسیته پروتونهای در حال حرکت بیشتر باشد، سیگنال مغناطیسی قوی تری ایجاد می شود، پس شدت سیگنال تولید شده بستگی به تعداد هسته های هیدروژن در یک حجم معین از بافت دارد. بیشتر بافتهای نرم غیر از چربی، تعداد مشابهی پروتون در واحد حجم خود دارند بنابراین ایجاد تمایز بین این بافتها جهت تصویربرداری به روش هایی غیر از استفاده از دانسیته پروتونی انجام می گیرد.[7]

۲) زمان آسایش T1 :

بردار مغناطیسی خالص دارای دو مؤلفه طولی و عرضی است. مؤلفه طولی، تصویر این بردار بر روی محور طولی است و در راستای میدان مغناطیسی اصلی قرار دارد. مولف عرضی در صفحه ای عمود بر راستای میدان قرار گرفته است. یک پالس رادیوئی با دامنه مناسب و یا مدت زمان مناسب، تمام NMV یک گروه از پروتون ها را از سطح طولی به سطح عرضی می چرخاند. پس از قطع پالس رادیوئی، مولف طولی NMV به صورت نمایی است و آسایش T1 نامیده می شود. زمان آسایش T1 زمان مورد نیاز برای احیای بردار مغناطیسی طولی به مقدار ٪۶۳ سطح اولیه آن در حالت تعادل است. تفاوت در زمانهای آسایش T1 بستگی به اتصال پروتون ها در بافت های مختلف دارد. پروتون ها در انواع مختلفی از بافتها زمانهای آسایش متفاوتی دارند، زیرا قابلیت ارتجاعی آنها و همچنین باندهای شیمیائی آنها متفاوت است.

تفاوت در زمانهای ذیل است:

۱) Angle Flipping

۲) Free Induction Drcay

۳) Spin-Latice Relaxtion Time

آسایش T1 جهت تشکیل تصاویر وزنی T1 استفاده می شوند. طولا نی ترین زمان آسایش مربوط به آب خالص است که حدود ۳ ثانیه است. زمانهای آسایش برای GSF و ادرار بین ۲ تا ۳ ثانیه است. بافت چربی زمان آسایشی برابر ۱۰۰ تا ۱۵۰ میلی ثانیه دارد. مایعاتی مثل موکوس و مایع سینوویال T1 کوتاهتری دارند. اغلب نئوپلاسم های بدخیم دارای T1 طولانی تر از بافت های خوش خیم هستند. به

طور کلی با افزایش قدرت میدان مغناطیسی، زمان آسایش T1 برای بافت های مختلف افزایش می یابد.[7]

۳) زمان آسایش T2 :

استهلاک بردار مغناطیسی عرضی به صورت آسایش T2 تعریف می گردد. میزان این میرایی نیز مانند میرایی T1 یک روند نمائی است و مدت زمانی است که طول می کشد تا ٪۳۷ درصد از جزء مغناطیسی عرضی از دست برود. زمان آسایش T2بستگی به میدان کنش بین پروتون ها در یک حجم کوچک از بافت دارد. وقتی یک پالس تحریک کننده رادیوئی پروتون ها را از امتداد خارج می کند تمام پروتون ها حرکت تقدیمی را با فرکانس لامور خود آغاز می کنند. در آغاز حرکت تقدیمی تمام آنها در یک خاص در یک امتداد یکسان هم جهت هستند یا در حالت فاز قرار دارند. به دلیل اینکه میدانهای مغناطیسی موضوعی اطراف پروتون های مختلف کاملا یکسان نیست، برخی از پروتون ها تندتر و برخی دیگر کندتر از بقیه حرکت تقدیمی خود را انجام می دهند.

به دلیل این تفاوت های کوچک در میدانهای مغناطیسی موضعی، پروتون ها بتدریج از حالت فاز خارج شده و دیگر هم زمان و هم سو با یکدیگر نخواهند بود. زمان آسایش T2 مدت زمانی است که طول می کشد تا پروتون ها از فاز خارج شوند.زمان آسایش T2 یک بافت همواره کوتاهتر از زمان آسایش T1 است. زمان آسایش T2 تحت تأثیر قدرت میدان قرار نمی گیرد.[7]

بنابراین در MRI تشخیص برای تشکیل تصویر و ایجاد تمایز(کنتراست) بین بافتها می توان از سه عامل سود جست:

۱) دانسیته پروتونی بافت ها (Proton Density) یا PD .

۲) زمان آسایش T1 بافت های مختلف

۳) زمان آسایش T2 بافت های مختلف.

بخش های مختلف یک سیستم MRI

یک سیستم تصویربرداری MR شامل سیم پیچ آهن ربای احاطه کننده هسته مرکزی (Bore)، کویل های هموار کننده یا Shim Coils ، کویل های سطحی، تخت بیمار، یک کامپیوتر و یک سیستم نمایشگر است. سیم پیچ آهن ربای اصلی، میدان مغناطیسی خارجی را فراهم می کند. شیم کویل ها جهت بهبود بخشیدن به یکنواختی میدان مغناطیسی خارجی در اطراف هسته مرکزی استفاده می شوند. بیمار در طول اسکن داخل هسته مگنت قرار می گیرد. تخت، در طول اسکن MR بیمار را داخل میدان مغناطیسی نگاه می دارد. کویل های گرادیان برای انتخاب سطح تصویربرداری به کارمی روند. کویل های سطحی سیگنال های ضعیف RF ناشی از حرکت تقدیمی پروتون ها را جهت تشکیل تصاویر MR پردازش می کند. سیستم نمایش امکان مشاهده تصویر دیجیتال را روی مانیتور تلویزیون یا ضبط تصاویر فراهم می کند. در تمام تجهیزات یک میدان مغناطیسی وجود دارد که توسط آهن ربای اصلی ایجاد می شود. این آهن ربا به شکل یک تونل بزرگ است که هسته مرکزی را در بر می گیرد. جهت تصویرگیری بدن باید داخل هسته مرکزی قرار گیرد، هدف از این امر، ایجاد بردار مغناطیسی طولی خالص پروتون های عضو مورد پرتو گیری است. دو نوع متداول آهن رباهای مورد استفاده در سیستم های MR، آهن رباهای ابر رسانا و مقاومتی هستند. (آهن رباهای دائمی به دلایل زیادی از جمله میدان های ضعیف و وزن زیاد کاربردی ندارند). آنچه اهمیت زیادی در مورد هر دو نوع مگنت دارد، یکنواختی میدان است. مگنت های مقاومتی تشکیل شده از یک سیم پیچ که در اثر عبور جریان به علت مقاومت

به وجود آمده، در سیم پیچ یک میدان مغناطیسی در آن القاء می شود. از آنجایی که برق زیادی جهت ایجاد چنین شرایطی نیاز است، امروزه کمتر از این سیستم ها استفاده می شود. هر گاه مقاومت سیم پیچ ها کاهش یابد، انرژی مورد نیاز جهت حفظ میدان مغناطیسی نیز کاهش می یابد، اجسام ابر رسانا در دماهای بسیار پایین از خود مقاومت صفر نشان می دهند. بنابراین از اجسام ابر رسانا در ساخت مگنت های ابر رسانا استفاده می شود. در ابتدا یک جریان از میان سیم پیچ عبور نموده و میدان مغناطیسی مورد نظر را بو جود می آورد(**Ramping**). هنگامی که سیم ها درون ماده ای کرایوژن فوق العاده سرد شوند، مقاومت آنها از بین می ورد. هلیوم مایع برای فراهم کردن دمای بسیار پایین (۲۵۰- درجه سانتیگراد) استفاده می شود. هلیوم مایع درون لوله هایی اطراف کویل را فرا گرفته اند. این موقعیت را حمام هلیوم گویند. بعد از **Ramping** سیستم، هیچ نیروی الکتریکی اضافی جهت حفظ میدان مغناطیسی نیاز نیست. میدان مغناطیسی یک سیستم ابر رسانا هیچ گاه خاموش نمی شود. این سیستم ها میدان های با شدت ۰/۵ تا ۴ تسلا فراهم می کنند. قدرت میدان مغناطیسی عامل بسیار مهمی در سیستم های **MRI** به شمار می رود، زیرا فرکانس که در آن، پروتون ها حرکت مارپیچی انجام می دهند، به طور مستقیم با قدرت مغناطیسی میدان اصلی متناسب است. مثلا فرکانی لارمور هیدروژن آب در میدان ۱/۵ تسلا، ۶۳ مگاهرتز و در میدان ۱ تسلا، ۴۲ مگاهرتز است.[6] , [5]

کویل های گرادیان

در تمام تصویر برداری ها روش هایی مورد نیاز است که بافت را در موقعیت های مختلف مشخص نموده و وضعیت صحیح آنها را نشان دهد. روش اساسی برای تعیین منشأ سیگنال های **MR** استفاده از گرادیان های میدان مغناطیسی تکمیلی است که گرادیان های تصویر برداری خوانده می شود. در یک میدان مغناطیسی همگن، پروتون های آب بدون توجه به مکان شان با فرکانس مشابهی تشدید می

یابند. اگر ما میدان مغناطیسی ثانویه ای را بر روی میدان مغناطیسی اصلی اعمال کنیم، می توانیم تغییرات قابل پیش بینی در میدان مغناطیسی امتداد یک محور مشخص ایجاد نمائیم. به علت اینکه فرکانس لارمور یک پروتون به طور مستقیم متناسب با میدان مغناطیسی است، گرادیان میدان مغناطیسی باعث ایجاد تغییر قابل پیش بینی در فرکانس تشدید در امتداد محور مورد نظر می گردد. گرادیان های میدان مغناطیسی معمولا بوسیله سیم پیچ های گرادیانی که در داخل حفره آهن ربای اصلی قرار دارد ایجاد می گردد و در سه محور عمود بر هم در زمانهای مختلف که باعث مکان یابی سه بعدی منشأ سیگنال ها می گردند، به کار می روند. به طور کلی سه نوع گرادیان در قسمت مرکز ی مگنت قرار دارد: گرادیان Z که قدرت میدان را در جهت طولی محور مگنت تغییر می دهد (برش های اگزینال)، گرادیان Y که قدرت میدان را در جهت عرض تغییر می دهد (برشهای کرونال) و گرادیان X قدرت میدان را به موازات افقی محور مگنت تغییر می دهد (برش های ساژیتال). برش های مایل ناشی از عملکرد توأم دو گرادیان است. .[6] , [5]

همچنین گرادیان ها می توانند اسپین هسته ها را در حالت فاز یا خارج از فاز قرار دهند. سه وظیفه اصلی گرادیان ها عبارتند از:

۱) انتخاب برش،

۲) کد گذاری فرکانس

۳) کد گذاری فاز.

هنگامی که یک کویل گرادیان شروع به کار می کند، قدر میدان مغناطیسی و در نتیجه فرکانس تقدیمی هسته هایی که در طول محور آن واقع شده اند، در روند خطی تغییر می کند. لذا در یک نقطه خاص

در امتداد محور گرادیان یک فرکانس لارمور خاص وجود خواهد داشت. در یک برش آناتومی از یک نقطه خاص امتداد محور گرادیان دارای فرکانس تقدیمی خاص همان نقطه است. بنابراین انتخاب برش با اعمال یک پالس RF در یک باند فرکانسی همسان با فرکانس لارمور اسپین هایی که در این برش وجود دارند، صورت می گیرد. پدیده تشدید نیز در هسته های این برش بوجود می آید. بدین ترتیب یک برش خاص تحریک شده در بدن بیمار مشخص می گردد. سطح مقطع انتخاب شده تعیین کننده آن است که کدام یک از سه گرادیان نقش انتخاب برش را در توالی پالس داشته است. پالسینگ کویل های گرادیان در طول جمع آوری تصویر مسئول ایجاد صدای ضربه است که در طول مقطع نگاری MR شنیده می شود.

در غیاب گرادیان ها تمام پروتون ها در یک سطح تصویر بردای در فرکانس های مشابهی تشدید پیدا می کنند. اگر یک گرادیان در راستای یک محور در یک سطح تصویر و در زمان اندازه گیری سیگنال MR مورد استفاده قرار گیرد، تغییرات اضافی در فرکانس تشدید به وجود می آید. در حین استفاده از چنین گرادیانی فرکانس سیگنال های MR اندازه گیری شده، در یک انتها و بیشتر و در انتهای دیگر در راستای محور این گرادیان کم تر است. این حالت باعث ایجاد موقعیتی برای مکان یابی منبع سیگنال های MR در یک بعد در مقطعی میگردد که از قبل انتخاب شده است.

در شرایطی که محور کد گذاری فرکانس مشخص شد محور باقیمانده از تصویر تعیین می گردد. این محور را کد گذاری فاز می نامند. با روشن شدن این گرادیان یک اختلاف فاز بین هسته هایی که در امتداد محور گرادیان قرار گرفته اند، به وجود می آید. این اختلاف فاز بین هسته ها جهت تعیین موقعیت شان در امتداد گرادیان کدگذاری فاز مورد استفاده قرار می گیرد. .[6] , [5]

کویل های سطحی

وظیفه این کویل ها فرستادن پالس های تحریک کننده RF تابش شده از پروتون های در حال چرخش است. این کویل ها سطحی نامیده می شود، چون در سطح بدن بیمار قرار می گیرد. این کویل ها فرستنده و گیرنده سیگنال هستند. هر کویل سطحی برای اندام خاصی طراحی شده است. .[6] , [5]

مواد حاجب در MRI

مواد حاجب داروهایی هستند که اطلاعات تصویری را افزایش می دهد. کنتراست تصویر در واقع اختلاف شدت سیگنال های بین دو بافت است و ContrastEnhancement روند تغییر دادن این اختلاف است. واژه Enhancement معمولا به هر گونه تغییر بافت که توسط دارو صورت گرفته و بر روی فیلم به نمایش در آمده باشد، اطلاق می گردد. در بسیاری از محیط، خصوصیات بیوفیزیکی بافت ها شبیه یکدیگر است، به طوری که اختلاف شدت سیگنال بافت های مختلف قابل توجه نیست. در این بافت ها می توان ماده ای را وارد نموده که یک یا چند خاصیت ذاتی MR را تغییر داده و کنتراست لازم را بوجود آورد. آن دسته از مطالعات تصویر برداری MR که بدون تزریق ماده حاجب انجام می گیرد، اغلب اوقات دسته زیادی از ضایعات پاتولوژیک را کم رنگ نشان داده یا از نظر دور نگاه می دارد. مثلا مشاهده برخی از انواع مننژیوم ها یا ضایعات متاستانیک کوچک مشکل می گردد. اما در MRI با استفاده از ماده حاجب احتمال تشخیص زودرس ضایعات کوچک تر بیشتر شده و افتراق بین تومور از آدم و همچنین تومور عود کرده از بافت فیبروز بیشتر می شود. کنتراست تصویر را با افزایش یا کاهش شدت سیگنال یک بافت نسبت به دیگری می توان تقویت نمود. در MRI مواد حاجب از طریق تغییر محیط مغناطیسی موضعی بافت عمل می کنند. این مواد عمدتا از طریق تغییر میزان زمان آسایش

بافت ها، بر روی پدیده تشدید مغناطیسی اثر می گذارند. مواد پارامغناطیس در محلول می توانند زمان استراحت TI پروتون های آب را تغییر دهند. در حقیقت یک ماده حاجب تقویت کننده به نحوی دانسیته پروتون یا زمان های آسایش TI و T2 را تغییر می دهد که شدت سیگنال تغییر پیدا کرده و مشاهده گردد. مواد پارامغناطیس فلزی می توانند زمانهای T1 و T2 را کاهش داده و بنابراین به طور بالقوه شدت سیگنال را افزایش یا کاهش دهند. ماده ای که به طور وسیع به عنوان ماده حاجب در MRI استفاده می شود، گادولینیم(GD)، یک عنصر لانتانید سه ظرفیتی است. این ماده از طریق تغییر محیط مغناطیسی موضعی بافت عمل می کند. GD زمان آسایش T1 پروتون های آب را کاهش می دهد، این امر موجب افزایش شدت سیگنال در تصاویر وزنی T1 می شود. .[6] , [5]

موارد کاربرد

امروزه M.R.I در تشخیص بسیاری از بیماریها و ضایعات اعضاء مختلف بدن به کار می رود . از این روش می‌توان برای تشخیص ، درمان و دنبال کردن مسیر بیماری استفاده نمود. مثلا تمام ناهنجاریهای مغز و نخاع به وسیله MRI نشان داده می‌شود.

با این روش می‌توان تشخیص داد که درد کمر به علت درد عضله است و یا به علت فشار روی عصب می‌باشد. همچنین در درمان و تشخیص و روند توسعه سرطان از این روش استفاده می‌شود. موارد کاربرد MRI بسیار زیاد است که در این جا فقط چند نمونه ذکر می شود:

۱) **MRI مغز: M.R.I در بررسی مغز و نخاع و چشم ، گوش و بسیاری از دیگر اعضاء موجود در ناحیه سر و گردن به کار می رود . باید یادآور گردید که نخستین بار از این روش در برررسی مغز و نخاع استفاده شد و M.R.I به میزان زیادی به یاری متخصصین و جراحان مغز و اعصاب آمد . از این روش**

در تشخیص پارگی و جابجایی دیسک های بین مهره های ستون فقرات ، صدمات و تومورهای نخاع ، تومورهای مغز ، خونریزی ها و به خصوص سکته های مغزی استفاده می شود . در برخی موارد خاص که تشخیص آن برعهده پزشک معالج شماست ، ممکن است نیاز به استفاده از ماده گادولینیوم جهت تصویربرداری در روش M.R.I باشد. در این نوع تصویربرداری، تصاویر کاملا تفکیک‌شده‌ای از بخش‌های مختلف مغز گرفته می‌شود. وضعیت بیماران مبتلا به سردرد حمله‌ای و ناگهانی؛ ضعف و دوبینی، با MRI مغز قابل بررسی است. MRI مغز برای تکمیل تصویربرداری به وسیله سی‌تی‌اسکن و در مواردی نامشخص بودن تصاویر دریافتی به وسیله سی‌تی‌اسکن نیز استفاده می‌شود.

۲) MRI ستون مهره‌ها: معمولا برای بررسی بیرون‌زدگی یا تورم غیرعادی دیسک، تنگ شدن و ناراحتی کانال میانی ستون مهره‌ها کاربرد دارد. علاوه بر این، این نوع تصویربرداری بهترین شیوه برای بررسی وضعیت آسیب‌ها و مشکلات عودکننده (بازگشت‌کننده) ستون مهره‌ها در بیمارانی است که مورد عمل جراحی ستون مهره‌ها قرار گرفته‌اند.

۳) MRI استخوان و مفصل‌ها: در این نوع تصویربرداری، وضعیت تمام استخوان‌ها و مفصل‌ها، حتی بافت‌های نرم به ویژه بخش‌های متصل به آن‌ها قابل‌بررسی است. وضعیت تاندون‌ها، رباط ها، عضلات، غضروف‌ها و آسیب‌های احتمالی استخوان‌ها نیز با این تصویربرداری مورد بررسی قرار گیرد.

۴) MRI حفره شکم: معمولا زمانی که استفاده از سی‌تی‌اسکن و اولتراسون پاسخ‌گوی نیاز پزشک برای تشخیص بیماری نباشد، از MRI حفره شکم برای بررسی دقیق وضعیت اندام‌های درونی حفره‌شکم استفاده می‌کنند. شاخص‌ترین کاربرد MRI حفره شکم، بررسی وضعیت کبد، غدد فوق کلیه و پانکراس است.

۵) MRIویژه دستگاه گردش خون: MRI، MRI ویژه دستگاه گردش خون و بررسی وضعیت قلب و رگ‌هاست. رگ‌های مرتبط با گردن (کاروتید) و مغز نیز با این نوع MRI بررسی می‌شوند. برای

بررسی وضعیت رگ‌های محوطه شکم، به ویژه رگ‌های مرتبط به کلیه‌ها نیز از MRI استفاده می‌کنند. سام.آر.آی تصویربرداری به شیوه تشدید مغناطیسی با MRI ، شیوه دیگری برای تصویربرداری از اندام‌ها و بافت‌های درونی بدن با کمک امواج مغناطیسی و امواج رادیویی است. [5] [9] , [8] , [6] ,

آشنایی با تکنیک MRI

یک MRI (magnetic resonance angiogram) می تواند تصاویر سه بعدی از عروق خونی را ایجاد نماید، که این روش در مواقعی که قادر به انجام آنژیوگرافی معمولی نمی باشیم استفاده میشود .

MRI یا MR angiography ، آزمون عروق خونی می باشد.این آزمون برای شناسایی، تشخیص و کمک به درمان اختلالات قلبی و بیماریهای عروق خونی، انجام می گردد. MRI تصاویر با جزئیات بسیاراز عروق خونی بدون استفاده از مواد کنتراست زا فراهم می کند. اگر چه امروزه استفاده از مواد کنتراست زا ، تصاویر MRI را واضح تر می نماید، روش کار بدون درد است و فیلد مغناطیسی هیچگونه آسیب بافتی ایجاد نمی کند.[9]

اندیکاسیون MRI

۱- بسیاری از بیماران با بیماریهای شریانی ، امروزه با این روش در بخش رادیولوژی، مشکل آنها شناسایی و درمان می شود(جایگزین انجام عمل جراحی در اتاق عمل). MRI روش بسیار سودمند شناسایی مشکلات عروق خونی و تعیین بهترین روش درمان برای آن گروه از مشکلات می باشد.

۲- عروق شریانی کاروتید در گردن که هدایت کننده خون به مغز می باشد، محل معمول آرترواسکلروزیس می باشند.این عروق بعلت آرترواسکلروز به شدت تنگ شده یا کاملاً دچار انسداد می گردند ، بدین صورت جریان خون به سمت مغز کاهش یافته و حتی Stroke (سکته) نیز حاصل می گردد. در صورتی که اولتراسوند، این بیماری (آرترواسکلروز) را نشان دهد، بسیاری از جراحان پس از تائید بیماری با MRI عمل جراحی اضطراری را انجام می دهند.

۳- MRI کاربرد فراوانی در کنترل بیماران از جهت عروق مغزی دارد(Intracranial arteries disease).

بنابراین تنها برای آن دسته از بیماران با یافته های مثبت از جهت وجود بیماری ، لازم به استفاده از روش تهاجمی آنژیو با کاتتر خواهد بود.

۴- MRI همچنین برای شناسایی بیماریهای آئورت و عروق خونی تامین کننده کلیه ها ، ریه ها و پاها استفاده می گردد.

۵- بیماران با پیشینه و History خانوادگی آنوریسم شریانی (حالت بالونی خارج از سگمان دیواره عروق) با کمک MRI از لحاظ وجود چنین اختلالی بررسی می گردند. در صورت وجود آنوریسم، MRI با تشخیص بهنگام خود ممکن است عمل جراحی را برای چنین بیماری رد کرده و از خونریزی شدید جلوگیری نماید.[9]

تجهیزات MRI

سیستم MRI بطور کلی عبارتست از مجرای بزرگ احاطه شده با مگنت دایره ای که بیمار برای مدت زمان خاصی در آن می خوابد. بیمار بر روی تخت چرخ داری که به داخل مگنت حرکت می کند، دراز می کشد.اخیراً سیستمهایی با راحتی بیشتری برای بیماران طراحی شده است که امکان تصویر برداری بهتر و دردسترس تری را فراهم می نماید . سیستمهای جدید نسبت به سیستمهای قدیمی پهن تر و کوتاهتر می باشند و البته بیمار به طور کامل در آنها محبوس نمی گردد. بعضی از واحدهای MRI -C شکل-در تمام جهات باز می باشند و لذا این امر برای بیماران دچار Claustrophic یا تنگناترسی بسیار مطلوب می باشد. یک اشکال و نقطه ضعف اینگونه سیستمها این است که کیفیت تصاویر همواره و بطور مداوم خوب و مناسب نمی باشد.[9]

کارکرد MRI

هنگامیکه بیمار در یک میدان مغناطیسی قوی تحت تابش امواج رادیویی قرار می گیرد، اطلاعاتی حاصل می شود، که با کمک کامپیوتر تصاویر بافت بدن بصورت Slice هایی در سطوح و جهات مختلف و متنوع بوجود می آید. امواج RF ،میدان مغاطیسی ذرات اتمیک موجود در بدن به نام پروتون را تحت تاثیر قرار داده ؛آنگاه سیگنال حاصله توسط receiver دریافت کننده در اسکنر جمع آوری، می گردد. این سیگنالها توسط کامپیوتر برای ساختن تصاویر MRI، پردازش می شوند. تصاویر حاصله بسیار مشخص و واضح هستند. چنانچه می توان هر گونه تغییر جزئی نسبت به pattern یا شکل غیرنورمال تصاویر که به علت بیماری یا آسیب خاص بوجود می آید را تشخیص داد. برای نمایش ساختارهای گوناگون و متنوع همانند شریانها در MRI، Setting های خاص دیگری استفاده می شود.[9]

وضعیت بیمار در حین آزمون

تکنولوژیست بیمار را در وضعیت راحت و مطلوب در حد امکان قرار می دهد .هر چند که در زمانهای خاص ممکن است فاصله مگنت با صورت بیمار در حدود چند اینچ باشد. لذا برای گروهی از افراد که از محبوس شدن در واحد MRI احساس ناراحتی می کنند، استفاده از آرام بخش اغلب مفید است. بیمار ممکن است دچار گرما در بخش MRI در حین انجام آزمون گردد. این مورد طبیعی است البته چنانچه گرما باعث آزار و ناراحتی بیمار گردید بهتر است که برای انتقال این احساس به تکنولوژیست مسئول ، در انجام آزمون وقفه نیندازد. همچنین در هنگام تزریق ماده کنتراست ممکن است بیمار دچار درد موضعی در محل تزریق گردد.مشکل صداهای بلند نویز که در حین آزمون ممکن است برای بیمار آزاردهنده باشد با گوشی قابل حل می باشد.[9]

انجام آزمون MRI

بیمار در تخت مخصوص قرار گرفته و به داخل سیستم MRI هدایت می شود. آزمون معمولی شامل ۲ تا ۶ سری تصاویر می باشد که هر کدام از ۲ تا ۱۵ دقیقه زمان خواهد برد. هر سری از تصاویر در سطح و وضعیت خاص تهیه می گردد و از جهت وضوح و کنتراست نیز درجات مختلفی دارند. بسته به نوع آزمون انجام شده ،زمان کل از ۱۰ تا ۶۰ دقیقه می باشد (بدون احتساب زمان لازم برای تعویض لباس و پوشیدن گان، تزریق و پرسش در مورد نکات خاص پراهمیت و تکمیل پرسشنامه). در صورت نیاز به ماده کنتراست ، گادولونیم بصورت IV در حین انجام یکسری از تصاویر تزریق می گردد. این ماده عروق خونی را مشخص و متمایز از بافتهای احاطه کننده اش می نماید.

رادیولوژیست یا تکنولوژیست در طی مراحل تصویربرداری اتاق را ترک نموده اما با بلندگو (آنیون) در هر زمانی می تواند با بیمار صحبت نماید. البته در بعضی از مراکز همراه بیمار، والدین کودک بیمار

می توانند در اتاق کنار بیمار بمانند. پس از پایان آزمون ، بهتر است به سرعت بیمار اتاق را ترک نکند تا تکنولوژیست از جهت عدم نیاز به تصاویر دیگر تکمیلی آنها را کنترل نماید.[9]

گزارش آزمون

رادیولوژیست مجرب تصاویر را تحلیل و تفسیر می نماید و **report** (گزارش) لازم را برای پزشک معالج بیمار تهیه مینماید . امروزه بعضی از مراکز به کمک اینترنت تصاویر و تفسیر تشخیص کلیشه ها را برای پزشک معالج و قسمت مربوطه می فرستند.[9]

مزایای آزمون

۱- تهیه تصاویر واضح از عروق خونی و جریان خونی بدون نیاز به قرارگیری کاتتر در محل مورد نظر از مزایای این آزمون می باشد که ریسک و خطر آسیب به شریان بدین شکل از بین می رود.

۲- زمان لازم برای بهبودی بیمار پس از آزمون، نسبت به آنژیوگرافی (استفاده از کاتتر) کوتاهتر می باشد.

۳- **MRI** نسبت به آنژیوگرافی (استفاده از کاتتر) کم هزینه تر می باشد.

۴- در حین آزمون **MRI** نیاز به اکسپوز توسط اشعه **X** نمی باشد.

۵- ماده کنتراست (ماده حاجب) مورد استفاده در آزمون **MRI** بر خلاف **CT** و آنژیوگرافی (ماده کنتراست شامل ید) خطر ایجاد واکنشهای آلرژیک کمی داشته و آسیب ایجاد نمی کند. حتی بدون استفاده از ماده حاجب با **MRI** تصاویر با کیفیت از عروق خونی حاصل شده که برای بیماران با احتمال واکنشهای آلرژیک بسیار سودمند می باشد (به جهت عدم تزریق).

۶- با مطالعه تصاویر MRI ممکن است انجام عمل جراحی به تعویق بیافتد که البته در صورت نیاز به عمل ، جراحی به طور صحیح می تواند انجام پذیرد.[9]

خطرات آزمون

در واقع هیچگونه خطر مشخصی از انواع بررسیهای MRI مثل Angiography MR، وجود ندارد. claustrophic تنگناترسی (ترس از جاهای تنگ) می تواند به عنوان یک مشکل باشد؛ اما به هر صورت اگر این ترس شدید باشد و با آرام بخش ، بیمار به آرامش نرسد روشهای تصویربرداری جایگزین، میتواند امتحان گردد.

در صورت وجود کاشت مغزی که قبل از آزمون شناسایی و اشاره نشده ، این جسم ممکن است تحت تاثیر میدان مغناطیسی قرار بگیرد. در حقیقت با وجود این اجسام تهیه تصاویر با کیفیت بالا بسیار مشکل می گردد. بطور کلی بهتر است که در ۳ ماه اول حاملگی MRI انجام نگیرد. در صورتی که بیمار خانم تحت شرایط جدی خاصی باشد که MRI بهترین روش شناسایی بیماری باشد می توان از اولتراوسوند در اینگونه موارد استفاده نمود. به هر حال MRI بر جنین تاثیر گذار می باشد و قانون کلی در MRI یا هر روش تشخیصی دیگر آن است که بیمار حامله باید از انجام آزمون اجتناب بورزد مگر؛اینکه با عدم انجام آزمون خطر و احتمال اساسی از دست دادن تشخیص یک عارضه و بیماری وجود داشته باشد.

خانم هایی که در مقطع زمانی شیردهی به کودکان خود هستند بهتر است تکنولوژیست را از این امر آگاه نمایند. این گروه از بیماران می توانند برای استفاده نوزاد شیرخود را دوشیده تا زمانیکه آزمون را انجام دهند و پس از تزریق ، گادولونیوم از بدن آنها خارج شود.[9]

محدودیت های آزمون

MRI مثل CT آنژیوگرافی قادر نیست تصویر کلسیم را ایجاد نماید. داشتن باتری قلبی neurostimulator Pacemaker (تحریک کننده عصبی) کاشته شده ،سمعک، هرگونه جسم فلزی در حدقه چشم مشکل ساز خواهد بود.

هر گونه قطعه و تکه گلوله در بدن بیمار یا دریچه های موجود برای تزریق انسولین یاکموتراپی مشکل ساز می گردند. برای بیماران نا آرام و دچار تنگنا ترسی ،پرستار برای کنترل بیمار وتزریق آرام بخش در صورت لزوم باید حضور داشته باشد.

وضوح تصاویر MRI به اندازه تصاویر آنژیوگرافی نیست و MRI از عروق کوچک، چندان برای تشخیص و درمان مناسب نخواهد بود. گاهی از اوقات تشخیص و افتراق شریان از ورید در تصاویر MRI ، سخت می باشد.[9]

اف‌ام‌آرآی

اف‌ام‌آرآی یا تصویرسازی تشدید مغناطیسی کارکردی (Functional Magnetic Resonance Imaging) مشهور به fmri نام نوعی روش تصویربرداری در ام آر آی است.

در این روش تصاویری متناوب از مغز در حال فعالیت و سپس در حال استراحت گرفته می‌شود و از یکدیگر بطور دیجیتالی (بکمک نرم‌افزارهایی همانند اف اس ال) تفریق می‌گردند، که حاصل این پردازش عملکرد مغزی در اثر تغییرات جریان خونی در مغز را از لحاظ فیزیولوژیکی نشان میدهد.

سه روش تصویربرداری در fMRI غالباً DWI، بولد، و Perfusion می‌باشند. در تمام این روشها عموماً از دنباله پالسی از نوع EPI استفاده می‌گردد. .[12] , [11]

تاریخچه

تاریخچه ی تصویربرداری عصبی در دهه ۱۹۰۰ با یک روش که pneumoencephalography نامیده شد، آغاز شد. این فرایند شامل خشک کردن مایع مغزی نخاعی از اطراف مغز و جایگزینی آن با هوا، اکسیژن یا هلیوم ست، این عمل تفاوت چگالی نسبی مغز و اطراف آن را باعث می شود و از این طریق درتصویربرداری با استفاده از x-ray، مغز بهتر نمایش داده می شود. در دهه های ۱۹۷۰ و ۱۹۸۰ روش های MRI و CT وارد عرصه ی تصویربردای مغز شدند . تکنولوژیهای جدید MRI و CT به طرز قابل توجهی ایمن تر بودند و جزئیات بیشتری را در اختیار محققان قرار می دادند. نسل بعدی اسکن های مورد استفاده برای مغز SPECT و PET بودند که به دانشمندان اجازه می دادند عملکرد مغز را بررسی کنند، زیرا برخلاف روش های MRI و CT این روش ها می توانند اطلاعاتی بیشتر از چند تصویر استاتیک از مغز ایجاد کنند. با ترکیبی از روش های MRI و PET و همینطور SPECT ، دانشمندان قادر شدند که روش دیگری به نام functional MRI را ایجاد کنند که می توانست دری مستقیم به سوی مشاهده فعالیت های شناختی باز کند. در کنار fMRI امروزه از Electroencephalograph و همچنین از الکترودهایی که در مغز و به صورت تهاجمی قرار داده می شوند نیز برای برررسی نحوه ی فعالیت آن استفاده می شود، که هر کدام مزایا و معایبی دارند. fMRI یک نوع تخصصی شده ازاسکن های MRI است که پاسخ های همودینامیکی (تغییرات در جریان خون) مرتبط با فعالیت های عصبی در مغز یا نخاع انسان یا دیگر حیوانات را اندازه‌گیری می کند.

همانطور که پیش تر گفته شد fMRI یکی از جدیدترین ابزراها در تصویربرداری عصبی است. در دهه ۱۹۹۰، fMRI به دلیل غیرتهاجمی بودن، عدم قرارگرفتن در معرض تشعشعات و همینطور دسترسی نسبتاً گسترده تبدیل به یک روش غالب در تصویربرداری از مغز شد. امروزه روش های fMRI به طور غیر کمی استفاده می شوند، در این راستا متخصصین علوم اعصاب بیشتر به محل فعالیت مغزی علاقه‌مندند تا مقدار دامنه ی فعالیت آن. بنابراین معمولاً سوالی که در رابطه با تصاویر fMRI مطرح است این است که یک ناحیه تا چه حد فعال است و یا فعالیت آن در مقایسه با نواحی دیگر چگونه است . در کاربردهای کلینیکی fMRI، مقدار مطلق دامنه ی فعالیت مغز به یک محرک خاص می‌تواند حاوی اطلاعات مهمی باشد و همین عاملی است جهت روی آوردن به سمت کمی سازی اطلاعات در تصاویر fMRI. ولی این مورد به راحتی عملی نمی‌شود، زیرا از طرفی اصول فیزیکی fMRI که اندازه‌گیری می شوند پیچیده هستند و از سوی دیگر کاملاً شناخته شده نیستند[12] , [11] .

BOLD fMRI

این ایده که جریان خون مغزی(CBF)می تواند فعالیت های عصبی را منعکس کند با آزمایش‌های Roy وSherrington در سال ۱۸۹۰ شروع شد . این مفهوم پایه ی تمام تکنیک های تصویربرداری امروزی است که براساس همودینامیک از مغز انجام می شود. تغییرات جریان خون و میزان اکسیژن خون مغز (همراه با هم همودینامیک نامیده می شوند) که به خوبی با فعالیت های عصبی مرتبط هستند. افزایش محلی CBF می تواند مستقیماً مرتبط با فعالیت الکتریکی باشد، زیرا متابولیسم گلوکز و تغییرات CBF به خوبی کوپل هستند. بنابراین، اندازه‌گیری تغییرات CBF ایجاد شده توسط یک محرک می تواند برای نگاشتن عملکرد مغز استفاده شود. از آنجاییکه نرخ متابولیک مغزی گلوکز (CMRglu) و

تغییرات CBF کوپل هستند، به نظر می رسد نرخ متابولیک مغزی اکسیژن (CMRO2) و تغییرات CBF نیز کوپل هستند. بر اساس اندازه‌گیری های CBF و CMRO2 توسط PET نشان داده شد که میزان افزایش در افزایش CBF به میزان افزایش در CMRO2 برتری دارد. در نتیجه، یک عدم تطبیق بین تغییرات CMRO2 و CBF باعث افزایش سطح اکسیژن خون در سرخرگ ها و سیاهرگ ها می شود، که یک پارامتر جدید را (علاوه بر CBF) برای نگاشتن فعالیت های مغز معرفی می کند. BOLD یک کنتراست MRI از دی اکسی هموگلوبین خون است. که برای اولین بار توسط Ogawa و همکارانش در آزمایشگاه Bell دانشگاه T&AT در سال ۱۹۹۰ کشف شد. کنتراست BOLD وابسته به تغییرات دی اکسی هموگلوبین(dHb) خون است ، که به عنوان یک ماده کنتراست پارامغناطیس درونی عمل می کند. بنابراین، تغییر در میزان غلظت dHb محلی در مغز نماینده ای از میزان شدت سیگنال MRI خوهد بود. روش تصویربرداری BOLD به دلیل حساسیت بالا و اجراساده ی آن به طور وسیعی استفاده می شود. اما سیگنال BOLD به پارامترهای آناتومیکی، فیزیولوژیکی و تصویربرداری وابسته است و تفسیر آن با توجه به پارامترهای فیزیولوژیک به صورت کیفی و نیمه کمی است. بنابراین، مقایسه نتایج ازمایشگاههای مختلف با میدان های مغناطیسی مختلف، با هم مشکل است. در مقابل تغییرات CBF نیز توسط MRI قابل اندازه‌گیری است و چون سیگنال های fMRI وابسته به یک پارامتر فیزیولوزیک است، تفسیر کمی آن سر راست تر است.[12] , [11]

محدودیت های fMRI برای اسکن مغز چیست؟

تصاویر با کیفیت بالا تنها در صورتی که سوژه در حین فرایند تصویربرداری کاملاً ساکن باشد و نفسش را هم نگه داشته باشد، در صورتی که به او گفته باشند، حاصل می‌شود. اگر عصبی، گیج و یا درد

شدیدی داشته باشید، ممکن است دراز کشیدن داخل دستگاه در حین تصویربرداری کاری بسیار مشکل باشد. فردی که خیلی درشت اندام باشد هم نمی‌تاوند سوژه دستگاه‌های MRI باشد. وجود دستگاه‌های کاشت شده در بدن یا دیگر اشیا فلزی تصویربرداری واضح را دشوار می‌سازد. حرکت بیمار هم می‌تواند باعث همان اثر شود. MRI برای بیمارانی که به شدت آسیب دیده‌اند پیشنهاد نمی‌شود. این مورد به این خاطر است که بسیاری از دستگاه‌های traction و بسیاری از تجهیزات حیاتی باید از نواحی تصویربرداری دور نگه‌داشته شوند. علاوه بر این، fMRI بیش از دیگر روش‌های تصویربرداری زمانبر است (به ظور معمول CT, و تصویربرداری با اشعه X) و نتایج هم ممکن است بلافاصله در دسترس به خصوص در وضعیتی که فرد دچار ضربه شده است. با وجود اینکه تا کنون شاهدی دال بر خطرناک بودن تصویربرداری تشدید مغناطیسییر روی جنین گزارش نشده است، اما معمولاً به زنان باردار پیشنهاد می‌شود که در بررسی‌های fMRI شرکت نکنند، مگر با تجوز پزشک و به مقاصد پزشکی. MRI غالباً از دیگر روش‌های تصویربرداری علاوه بر زمان طولانی‌تر هزینه بیشتری هم دارد. fMRI هنوز یک روش در حالت پیشرفت و بهبود استو با وجود اینکه به نظر می‌رسد برای پیدا کردن محل فعالیت‌های مغزی بسیار مناسب تر از دیگر روش هاست، روی هم رفته تجربه کمتری در مورد fMRI نسبت به دیگر روش‌های MRI در دست است. ممکن است پزشک برای تصمیم گیری در موارد حساس علاوه بر fMRI دیگر تست‌های مرتبط را هم تجویز کند (نظیر، جراحی مغزی).[12] , [11]

مزایا و معایب

نظیر هر روش دیگری، fMRI دارای مزایا و معایبی اس و برای مفید بودن آن، آزمایس هایی که از آن استفاده می‌کنند باید به دقت طراحی شوند و باید به سوی بیشینه سازی نقاط قوت و کمینه کردن نقاط ضعف آن باشند.

***مزایا**

در این روش سیگنال های مغزی بدون در معرض خطر یونیزه شدن ثبت می‌شود که در روش های دیگر مانند CT و PET اجتناب ناپذیر است. دارای رزولوشن مکانی بالا، به طور نوعی ۵-۳ میلی متر. با استفاده از این روش می توان از تمام نواحی مغزی سیگنال ثبت کرد، برخلاف EEG و یا MEG که حول وحوش نواحی سطحی قشری هستند.[12] , [11]

***معایب**

سیگنال های BOLD یک روش غیرمستقیم اندازه‌گیری فعالیت های عصبی است و همانطور که قبلاً گفته شد، می تواند تحت تاثیر پارامترهایی غیر از تظاهرات آزمایش باشد. سیگنال های 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 آتش نورون ها در یک ناحیه است. با وجود اینکه حضور تحریک های درلایه ای می تواند رزولوشن زمانی را افزایش دهد، همزمان سبب کاهش نقاط داده های جمع شده می شود. پاسخ BLOD می تواند متاثر از فاکتورهای بسیاری باشد، نظیر بیماری ها، تسکین، عصبانیت، داروهایی که رگ های خونی را گشاد می کند

وهمچنین توجه. با وجود هیچ اثر طولانی مدت مضری برای میدان مغناطیسی ایستا بر روی بافت های بیولوژیکی شناخته نشده است، می تواند از طریق کشیدن اجسام سنگین فلزی و پرتاب آن ها سبب آسیب هایی شود. شاع ترین خطر برای افرادی که تست fMRI می دهند ترس از محیط بسته است. جلسات اسکن باعث می شود که فرد در معرض نویزهای صوتی ناشی از سیم پیچ های گرادیان باشد. سوییچ کردن گرادیان ها باعث القای جریان در بدن می شود که می تواند سبب سوزش عصب ها شود. دستگاههای پزشکی کار گذاشته شده در بدن نشیر ضربان سازها ممکن است به دلیل همان جریان ها دچار اختلال عملکرد شوند. میدان فرکانس رادیویی تحریک سیم پیچ ها می تاند سبب گرم شدن بدن شود و در افرادی که تب، دیابت و یا مشکلات گردش خون دارند باید به دقت این امکان تحت نظر باشد. سوختگی های موضعی ناشی از داغ شدن فلزات گردنبندها و جواهرات نیز خطر آفرین است . [11] , [12]

کاربردهای 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 ی نوروساینس به شدت مورد توجه هستند و عمدتاً جهت بررسی ویافتن نحوه ی ارائه ی یک فعالیت شناختی در مغز مورد استفاده قرار می گیرد، علاوه بر این جهت مدلسازی فعالیت های شناختی و نیز بررسی برخی بیمار ی های مغزی و عصبی نیز مورد توجه بسیار است. البته در حوز های تشخیصی و کلینیکی نیز از fMRI غالباً استفاده می شود، که در ادامه نمونه هایی از کاربردها بیان شده است.

- **نقشه برداری 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 look –in)**

از جمله کاربردهای fMRI در زمینه های تحقیقاتی نیز می توان موارد زیر را نام برد

- **نقشه برداری از فعالیت های پیچیده(نظیراحساس، موتور کنترل و توابع خاص زبانی و ...) در حالت نرمال و بیمار**
- **مانیتورینگ پاسخ های درمانی**
- **نشانگذاری عصبی**
- **دروغ سنجی و ...**

در دهه های ابتدایی ورود fMRI به عرصه تصویربرداری عصبی، این روش تاثیر بزرگی بر روی روش مطالعه عملکرد مغز توسط محققان علوم اعصاب داشت. امروزه، تعدادی از این کارها وارد حوزه های کلینیکی شده اند. چنین به نظر می رسد 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 کار برده شود باید مسائل زیادی حل شوند تا بتوان از طریق آن نشان های دقیق قابل اعتماد فعالیت های الکتریکی را دریافت. با این وجود، احتمال شناسایی و درمان بیماری و فواید آن باعث تلاش در جهت تبدیل fMRI به یک ابزار کلینیکی شده است [12] , [11] .

معرفی شرکتهای تولید کننده

در این بخش قصد داریم ۳ شرکت بزرگ و معروف تولید کننده دستگاه های MRI را به طور خلاصه مورد بررسی قرار داده و معرفی کنیم.

شرکت فیلیپس (Philips)

فیلیپس از معدود شرکتهای جهان است که سابقه فعالیت بیش از یک سده را در پرونده خود دارد. شاید این پایداری و ماندگاری از آن رو بوده است که شرکت با تدبیر مناسب بنیانگذار خود، جرالد فیلیپس و آینده نگری افراد خانواده فیلیپس که بعدها هدایت شرکت را عهده دار شدند، بخوبی توانست از دنیای برقی قرن ۱۹ به عصر الکترونیک منتقل شود. از این رو است که شرکت علاوه بر حفظ جایگاه برترین شرکت جهانی در زمینه صنعت روشنایی، در حوزه صنایع و محصولات الکترونیک نیز توانسته است، مقام دهم جهانی را حفظ کند. گرچه طوفان حوادث جنگهای جهانی تاثیر بسیاری در وضعیت و جایگاه شرکت داشت، اما پس از فروخفتن آن، تدبیر رهبران شرکت بخوبی کارگر افتاد و توانست فیلیپس را جایگاهی درخور در صحنه رقابت اروپا و جهان ببخشد. هم اکنون شرکت حوزه‌های فناوری، سلامتی و شیوه‌های زندگی را هدف قرار داده و با ترسیم چشم انداز ۲۰۱۰ با تمرکز بر استعداد کارکنان و کیفیت زندگی آنان، ساده سازی فرایندها و ساختار سازمانی را وجهه همت قرار داده است تا بتواند تمایز رقابتی خود را در نشان شرکت و قابلیت نوآوری آن حفظ کند. , [11] , [1] [12] , [13]

جدول1 – مشخصات کلی شرکت فیلیپس در یک نگاه

PHILIPS	
نوع	الکترونیک
بنا نهاده	آیندهوون (۱۸۹۱)
بنیانگذاران	جرارد فیلیپس فریتز فیلیپس
دفتر مرکزی	آمستردام، هلند
محدوده فعالیت	جهانی
مدیر عامل	فرانس ون هوتن
رئیس هیئت مدیره	جروئن ون در فیر
محصولات	لوازم خانگی تجهیزات نورپردازی تجهیزات پزشکی گوشی‌های تلفن همراه رایانه و تراشه
درآمد	▲ ۲۴,۷۸ € میلیارد یورو (۲۰۱۲)
سود خالص	▲ ۲۲۶ € میلیون یورو (۲۰۱۲)
مجموع دارایی	▲ ۲۹,۰۷ € میلیارد یورو (۲۰۱۲)
کارکنان	۱۲۱,۲۸۴ نفر (۲۰۱۲)
وب سایت	www.Philips.com

تاریخچه

جرارد فیلیپس در سال ۱۸۹۱ شرکت فیلیپس را، با هدف تولید انبوه لامپ‌های الکتریکی، در کشور هلند تأسیس کرد و به مرور، خط تولید سایر تجهیزات و وسایل برقی را، به کارخانجات تولیدی خود افزود. در سال ۱۹۱۴ اولین آزمایشگاه تحقیقاتی مجهز، در زمینه‌های فیزیکی و شیمیایی راه‌اندازی و توسط این شرکت به دنیای الکترونیک و پزشکی معرفی شد.

در سال ۱۹۲۵ این شرکت، محصول لامپ خلأ خود را تولید کرد. دو سال بعد، برای نخستین بار، تولید رادیو را تجربه نمود و چهار سال پس از آن، در ۱۹۳۱ فیلیپس وارد عرصه تولید تلویزیون شد. در فاصله دهه ۱۹۳۰ این شرکت توانست، یک میلیون محصول خود را به فروش برساند. در سال ۱۹۳۹ زمانی که شمار کارکنان فیلیپس، به ۴۵ هزار نفر رسیده بود، اولین دستگاه ریش‌تراش با برند فیلیپس به بازار عرضه شد.

در سال۱۹۴۹ شرکت، فروش ست‌های تلویزیون را آغاز نمود و در۱۹۵۰ شرکت فیلیپس رکوردز، را راه‌اندازی کرد.

در سال ۱۹۶۳ نوار کاست صوتی توسط شرکت فیلیپس ارائه شد، که در زمان خود، موفقیت بزرگی برای این شرکت محسوب می‌شد. کمی پس از آن، برای اولین بار، دستگاه رادیو ضبط با برند فیلیپس را تولید کرد. سپس دستگاه ضبط نوار کاست را، جهت استفاده بعنوان پیغام‌گیر، با دستگاه تلفن ترکیب نمود.

در طول دهه ۱۹۷۰ فروش این محصولات ادامه داشت و حتی در چندین سری از کامپیوترهای شخصی از این کاست‌ها استفاده می‌شد. در گام بعدی نوار کاست‌هایی با نام تجاری مینی-کاست در مقیاسی کوچکتر تولید شد، که گمان می‌رفت بعنوان پیغام‌گیر تلفن‌های اداری، فروش خوبی داشته باشد، ولی در عمل این محصول به جهت تولید میکروکاست‌های شرکت الیمپوس، عملاً به موفقیت تجاری نرسید.

در سال ۱۹۷۲ اولین سیستم ویدئو خانگی، یا دستگاه وی‌اچ‌اس در بازار تجهیزات الکترونیکی انگلیس ارائه شد. این محصول، عملاً در مواجهه با استانداردهای بتاماکس که توسط شرکت سونی تولید شده بود، در سطح بین‌المللی فروش زیادی نداشت. در ۱۹۷۸ وسایل صوتی فیلیپس، با دیسک لیزری به بازار عرضه شد. در سال ۱۹۸۲ لوح فشرده، با همکاری شرکت سونی تولید و به بازار وارد شد. سپس این محصول به‌ترتیب در سال‌های ۱۹۹۷ و ۲۰۰۶ به دی‌وی‌دی و دیسک بلو-ری تجهیز گردید.

دهه ۱۹۹۰ برای این شرکت، دوران تجدید ساختار و بازسازی فشرده محدوده فعالیت تجاری بود. در سال ۲۰۰۱ مرکزیت شرکت که تا آن زمان، در شهر آیندهوون، هلند بود، به شهر آمستردام منتقل شد. [11] , [12] , [13].

حوزه‌های کسب و کار

شرکت فیلیپس که فعالیت خود را در حوزه روشنایی و تولید لامپهای مختلف شروع کرده بود، امروز در حوزه‌های دیگر نظیر لوازم خانگی و شخصی، سیستم‌های پزشکی و محصولات و وسایل الکترونیک نیز در بازار حضور دارد. فیلیپس از سال ۱۹۵۳ درزمینه نیمه‌هادیها نیز فعالیت می‌کرد، به گونه ای که در سال ۲۰۰۶ مقام دهم برترین شرکتهای فروشنده نیمه‌هادی در جهان را دارا بود. اما در آن سال، بخش نیمه‌هادی فروخته شد و به نام شرکت مستقل نیمه‌هادی NXP به فعالیت ادامه داد. ۵۳ درصد

بخش لوازم خانگی و شخصی نیز با ۱۰ هزار نفر پرسنل که در بیش از ۶۰ کشور جهان فعال است به ویرپول فروخته شد. حوزه روشنایی با ۴۷۸۰۰ پرسنل در زمینه تولید انواع مختلف لامپ و نورافکن، سیستم‌های پزشکی با ۳۳ هزار پرسنل درزمینه سیستم‌های عکسبرداری عارضه یابی پزشکی و خدمات بالینی و حوزه وسایل و محصولات الکترونیک با ۱۴۵۰۰ پرسنل در زمینه تولید نمایشگرها، وسایل صوتی و چندرسانه ای، ویدئو و شبکه‌های خانگی و کسب و کار فعال است. درحال حاضر، باتوجه به سیاست شرکت مبنی بر روان سازی کارها و ساده سازی ساختار سازمانی، تمامی فعالیتها در سه حوزه اصلی فناوری، سلامتی بهداشتی و شیوه‌های زندگی متمرکز شده است. . , [12] , [11] , [1] [13]

ارزشها و فرهنگ سازمانی

ارزشهای شرکت چنین تعریف شده است: مشعوف ساختن مشتریان، ادای بموقع تعهدات، توسعه افراد و حمایت ازیکدیگر. شرکت این ارزشها را در قالب اصول کسب و کار خود تعریف کرده و ارائه داده است. اصول کسب وکار تعیین کننده اخلاق سازمانی و رفتار کارکنان در سراسر دنیاست و عملیات و تصمیم گیریها را تحت تاثیر قرار می‌دهد. عامل محرک و پشتیبان این اصول، بنیانها و کدهای اخلاقی است. این اصول، کمترین الزامات رفتاری را اعلام می‌دارد و تعهد و مسئولیت پذیری شرکت را برای نیل به آینده پایدار اقتصادی، اجتماعی و زیست محیطی معین می‌سازد. این اصول شامل تعهدهایی درزمینه حقوق انسانی، ایمنی محصول، حریم شخصی، حفاظت محیط زیست و نیز تعهدات به مشتریان، سهامداران، کارکنان، تامین کنندگان و شرکای کسب و کار است. براساس این اصول، همه کارکنان شرکت، در هر رده ای باید صادقانه و اخلاقی عمل کنند، از تعارضها بپرهیزند، طبق قواعد و

قوانین حکومتی کار کنند، از داراییها و منابع شرکت حفاظت کنند، در مسایل مالی شفاف و دقیق عمل کنند و گزارش دهند و از کنترل درونی فعالیتها اطمینان یابند. .[13] , [12] , [11] , [1]

کیفیت و تعالی سازمانی

شرکت فیلیپس برنامه ای تدارک دیده است که به سطح بالاتر کیفیت در محصول و خدمات دست یابد. این برنامه ارتقای کیفیت بر همه کارکنان و همه فرایندها اثر می‌گذارد. شرکت نام این برنامه را BEST نهاده که مخفف «تعالی کسب و کار ازطریق سرعت و کار تیمی» است. این برنامه، راهی است که شرکت برای دستیابی به تعالی کسب و کار برگزیده است و روشها و ابزار برنامه‌های بهبود را در آن مشخص ساخته است. به باور شرکت، توانمندسازها عبارت است از: شعار شرکت یعنی عشق به کار و سادگی، ایده فیلیپس واحد که با هم‌افزایی و تجمیع شایستگیها می‌تواند ارزشی بیش از مجموع قسمتهای مختلف آن خلق کند، استعداد انسانی که همان کیفیت کارکنان برای دستیابی به مأموریت است، نوآوری و طراحی. .[13] , [12] , [11] , [1]

تحقیق و توسعه

فعالیتهای تحقیق و توسعه شرکت را می‌توان به سه مرحله زمانی تقسیم بندی کرد. از سال ۱۹۱۴ تا ۱۹۴۵ دوره رشد و تنوع سازی است. در سال ۱۹۱۴ تحت هدایت اولین محقق شرکت، سازمان تحقیقات به مرکز اصلی رقابت و نوآوری فنی تبدیل شد. در این دوره عمدتا در حوزه لامپ کار می‌شد و راه برای تولید محصولات جدید مانند لامپ پرتو X باز شد. درسال ۱۹۲۳ فیلیپس تصمیم گرفت به جای اینکه یک شرکت قطعه‌ساز باشد به تامین کننده سیستم‌ها تبدیل شود. مرحله ۱۹۴۵ تا ۱۹۷۰ مرحله توسعه

و گسترش است. در این دوره، فیلیپس طی همکاری با T&AT به ثبت اختراعات مربوط به ترانزیستور پرداخت. تعداد ثبت اختراعات، امروزه به ۸۰ هزار رسیده است و به ازای هر محقق ۱/۵۵ اختراع ثبت شده وجود دارد. مرحله سوم از ۱۹۷۰ تاکنون است که در آن فعالیتهای تحقیقاتی با فعالیتهای صنعتی گره خورده است. تحقیقات بر سیستم‌ها متمرکز شده است و در زمینه‌های طراحی و فناوری مدارهای مجتمع، CD، DVD و سیستم‌های پزشکی کار زیادی صورت می‌گیرد. .[13] , [12] , [11] , [1]

شرکت زیمنس (Siemens)

زیمنس، شرکت خوشه‌ای آلمانی و چندملیتی است، که در سال ۱۸۴۷ توسط ارنست فون زیمنس در شهر برلین تاسیس شد. امروزه شرکت زیمنس در زمینه تولید مخابراتی و نورپردازی، لوازم خانگی، انواع قطار، تجهیزات تولید برق، سیستم‌های خودکارسازی، تجهیزات پزشکی و سامانه‌های اعلام حریق فعالیت می‌کند.

خاندان زیمنس حق زیادی بر گردن مردم آلمان و جهان دارند. در راس این خاندان، ورنر زیمنس کشاورززاده جوان علاقه‌مند به رشته برق است که با همت والای خود شرکت عظیمی را تاسیس کرد که امروزه به همین نام شناخته می‌شود. ۱۶۰ سال پیش این اتفاق روی داد و در طی چندین دهه و چندنسل، برادران و پسران و نوه‌های ورنر، رهبری شرکت را برعهده گرفتند و آن را از میان طوفانهای دو جنگ جهانی و رقابت با شرکتهای بزرگ سرفراز بیرون آوردند. ورنر زیمنس، خود یک شخصیت علمی و صنعتی بود که اصول دینامو‌الکتریک را کشف کرد و بنیان مهندسی برق را تحکیم بخشید و اکنون شرکت زیمنس نیز در این مسیر به‌عنوان سرآمدترین شرکت جهانی در صحنه حضور دارد. فروش شرکت در سال ۲۰۰۶، از مرز ۱۰۰ میلیارد دلار فراتر رفت و دامنه فعالیت آن به بیش از ۱۹۰ کشور

گسترش یافت. کلاوس کلاینفیلد مدیرعامل کنونی شرکت برای حفظ میراث ۱۶۰ ساله شرکت و پاسداری از شان صدها اختراع و امتیاز انحصاری آن، رو به آینده دارد و براساس برنامه افق ۲۰۲۰، تصویری از آینده ترسیم کرده است که در آن شرکت بتواند ارزش پایدار خلق کند. . , [11] , [2] [12] , [13]

جدول2 – مشخصات کلی شرکت زیمنس در یک نگاه

SIEMENS	
نوع	شرکت سهامی عام
نماد تجارت	FWB: SIE NYSE: SI
صنعت	شرکت خوشه‌ای
بنا نهاده	۱ اکتبر ۱۸۴۷ (برلین، پادشاهی پروس)
بنیانگذاران	ارنست فون زیمنس
دفتر مرکزی	مونیخ، آلمان
محدوده فعالیت	جهانی
افراد کلیدی	جو کایزر (مدیر عامل اجرایی) گرهارد کروم (رییس هیئت مدیره)
محصولات	تجهیزات مخابراتی تجهیزات تولید برق سیستم‌های خودکارسازی تجهیزات نورپردازی

	تجهیزات پزشکی سیستم‌های ریلی لوازم خانگی سامانه اعلام حریق
خدمات	فناوری اطلاعات مهندسی پروژه و ساخت‌وساز
درآمد	▼ ۸۰٫۳۰ € میلیارد یورو (۲۰۱۳)
سود ناخالص	▼ ۵٫۳۹ € میلیارد یورو (۲۰۱۳)
سود خالص	▲ ۴٫۲۸ € میلیارد یورو (۲۰۱۳)
مجموع دارایی	▼ ۱۰۱٫۹۳ € میلیارد یورو (۲۰۱۳)
مجموع سهام	▼ ۲۸٫۱۱ € میلیارد یورو (۲۰۱۳)
کارکنان	۳۶۲٫۰۰۰ نفر (۲۰۱۳)
وب‌گاه	www.siemens.com

تاریخچه

۱۶۰ سال پیش، در سال ۱۸۴۷، مهندس جوان ورنر زیمنس شرکت مشترک تلگراف زیمنس –هالسکه را تاسیس کرد. او سالها در زمینه مبانی مهندسی برق کار کرد و سرانجام در سال ۱۸۶۶ اصول دینامو‌الکتریک را کشف کرد. این کشف، ایده استفاده از جریان برق را به‌عنوان یک منبع مولد مطرح ساخت. بدین ترتیب، شرکتی که او در جهت توسعه ایده‌ها و اختراعاتش تشکیل داد، روزبه روز با کمک برادرش کارل زیمنس مسیر پیشرفت و ترقی را پیمود. فرزند او، ویلهلم زیمنس که از ۱۸۹۰ تا ۱۹۱۹

سمت مدیریت شرکت را به‌عهده داشت، نقش مهمی در توسعه شرکت ایفا کرد. پس از او، تا سال ۱۹۴۱ فردریش، سومین فرزند ورنر زیمنس رهبری شرکت را به‌عهده گرفت. با آغاز جنگ جهانی، نوه ورنر به‌مدت ۱۵ سال مدیریت شرکت را انجام داد، اما کسی که بیشترین نقش را در بازسازی زیمنس، پس از جنگ جهانی دوم ایفا کرد، نوه دیگر ورنر، ارنست زیمنس بود. هم او بود که در سال ۱۹۶۶شرکتی را که امروزه به عنوان زیمنس (AG) می‌شناسیم، تاسیس کرد و تا ۱۹۷۱ رهبری آن را به‌عهده داشت. مدیریت در دهه بعد برعهده برنهارد پلتنر بود و دهه بعد نیزهاسین‌هالسکه این مسئولیت را انجام داد. از سال ۱۹۹۲ که‌هانریش پیرر رهبری شرکت را بردوش گرفت، زیمنس تحول یافت و از یک شرکت متکی بر مشتریان عمومی در بازار به شرکتی که در بازار رقابت جهانی انتظارات سهامداران را برآورده می‌ساخت، تبدیل شد.

امروزه شرکت زیمنس در حوزه‌های قدرت، اتوماسیون، کنترل، اطلاعات و ارتباطات، نیروگاه، پزشکی، حمل ونقل و خدمات فعالیت دارد و در برخی حوزه‌ها نظیر صنعت اتوماسیون، فناوری سیستم‌های تصویربرداری طبی، نوآوری در مدیریت اطلاعات فرایندهای بهداشت و سلامت، سرآمد شرکتهای مهندسی برق و الکترونیک است. .[13] , [12] , [11] , [2]

تحقیق و توسعه

حوزه فعالیتهای تحقیق و توسعه در زیمنس بسیار گسترده و متنوع است: مواد نوین، روشهای بیومتری، تجهیزات نوین آنالیز در پزشکی، بهداشت دیجیتال، ماشینها و شبکه‌های هوشمند، نرم‌افزار، فناوری حسگرها، منابع نوری جدید، روبوت‌ها، انرژی‌های تمیز، خدمت از راه دور و تدارکات و پشتیبانی. در ۱۰۰ سال گذشته، محققان زیمنس اولین لامپ پایدار را برای استفاده در فیلامان روشنایی

ابداع کردند. ۳۰ هزار مهندس نرم افزار در زیمنس به‌کار مشغول هستند. تعداد ثبت اختراع محققان شرکت در سال ۲۰۰۵ بالغ بر ۸۸۰۰ بوده است.

در سال ۲۰۰۶، ۱۰۴۱۰ اختراع از جانب زیمنس به ثبت رسیده است. بدین ترتیب از لحاظ تعداد ثبت اختراع، شرکت زیمنس در آلمان رتبه اول و در اروپا دوم و در آمریکا، دهم را داراست. هزینه تحقیق و توسعه، در سال ۲۰۰۶ در زمینه محصولات و سیستم‌های جدید ۵/۷ میلیارد یورو بوده است. از این مقدار، ۲۸ درصد در اطلاعات و ارتباطات، ۱۹ درصد اتوماسیون و کنترل، ۲۰ درصد حمل ونقل، ۱۶ درصد پزشکی، ۹ درصد قدرت و ۴ درصد روشنایی بوده است.

فرایند تحقیق و توسعه در زیمنس جهانی است. مراکز اصلی آن در آلمان، آمریکا، اتریش هندوچین مستقر هستند. از ۱۵۰ مرکز تحقیق و توسعه، بیش از نیمی از آن در خارج از آلمان قرار دارد. حدود ۵۰ هزار نفر کارکنان تحقیق و توسعه در ۴۰ کشور جهان پراکنده هستند. .[13] , [12] , [11] , [2]

فرهنگ و ارزشهای سازمانی

ارزشهای اصلی در زیمنس شامل اصول شرکت و سیستم‌های مدیریتی است. هدف شرکت مستحکم ساختن ارتباط با مشتریان است. شرکت، نیاز مشتری را در مرکز فعالیتهای خود قرار داده و معتقد است، موفقیت شرکت به موفقیت مشتریان شرکت وابسته است و بدین دلیل مشتریان را قوی می‌کند تا قدرت رقابتی خود را حفظ کند.

کلید سیستم مدیریت زیمنس عبارت است از نوآوری، مشتری‌مداری و رقابت جهانی. شرکت نوآوری را به پیش می‌برد تا آینده را بسازد. کارکنان را توانمند می‌سازد تا به عملکرد کلاس جهانی دست یابد. مسئولیت اجتماعی را می‌پذیرد تا به پیشرفت جامعه کمک کند. ارزشهای شرکت را تقویت می‌کند تا

فرصتهای جدید رشد فراهم شود. شرکت، ارزشها را برای همه کارکنان فرمولی کرده و آن را به‌عنوان اساس فعالیتها قرار داده است. راهنمای اخلاق کسب و کار شرکت در سال ۲۰۰۱ منتشر شد. این ارزشها جزئی از قرارداد هریک از کارکنان است. .[13] , [12] , [11] , [2]

منابع انسانی

توزیع جغرافیایی ۴۷۴۹۰۰ تن کارکنان شرکت چنین است: آلمان ۳۴ درصد، اروپا (غیر از آلمان) ۲۷ درصد، آمریکا ۲۱ درصد، آسیا پاسفیک ۱۵ درصد و آفریقا و خاورمیانه ۳ درصد. ۲۷ درصد کارکنان زن هستند. ۱۰ درصد مدیران شرکت را زنان تشکیل می‌دهند. ۳۶ درصد کل کارکنان تحصیلات دانشگاهی دارند که ۶۵ درصد آنان در رشته‌های مهندسی یا علوم تحصیل کرده‌اند. ۳۳ درصد آموزش حرفه‌ای دیده‌اند و ۳۱ درصد بقیه نیز بدون آموزش قبلی هستند. شرکت براین باور است که تنها کارکنان باانگیزه بالا می‌توانند شرکت را قادر سازند تا نیازهای مشتریان و سهامداران را پاسخ گوید.

فرهنگ شرکت، کارکنان را توانمند می‌سازد تا همه استعدادهای خود را بروز دهند و به‌کار گیرند. برای تعالی افراد راههای زیرموردنظر شرکت قرار دارد: دست‌یابی به فرهنگ عملکرد برتر، استقرار برنامه تعالی رهبری، افزایش ذخیره استعدادها و مستحکم‌کردن کارراهه کارشناسی. راهی که زیمنس برای انگیزه دادن به کارکنان خود انتخاب کرده، عبارت است از گفت‌وگوی باز با کارکنان، درگیرساختن آنها درباره اهداف و دستاوردها و موفقیت توسعه شغلی آینده آنها. شرکت محیط کاری خلق کرده است که هریک از کارکنان دقیقا می‌دانند چه انتظاری از آنها می‌رود.

یک سیستم منظم بازخورد فراهم آمده است که کارکنان می‌توانند استعدادهای خود را شکوفا سازند. استعدادهای برتر از نظر زیمنس آنانی هستند که نتایج برجسته می‌آفرینند. آنها رهبران آینده زیمنس

هستند. توانایی شرکت در قدردانی و رشد این استعدادهای برجسته، عامل اصلی در موفقیت شرکت است. .[13] , [12] , [11] , [2]

شرکت جنرال الکتریک (General Electric)

جنرال الکتریک، (General Electric) شرکت خوشه‌ای آمریکایی و چندملیتی است، که ساختمان عملیاتی آن، در سکنکتدی، نیویورک قرار داشته و دفتر مرکزی آن در فیرفیلد، کنتیکت مستقر می‌باشد.

شرکت جنرال الکتریک بصورت عمده، از چهار بخش مستقل تشکیل شده است، که هر بخش توسط یک شرکت تابعه، اداره می‌شود. این شرکت‌ها، عبارتند از : جی‌ای انرژی، جی‌ای تکنولوژی، جی‌ای کپیتال و جی‌ای هلت‌کر.

کمپانی جنرال الکتریک، در سال ۲۰۱۱ در فهرست فرچون ۵۰۰، رتبه ششم از بزرگترین شرکت‌های ایالات متحده آمریکا را به خود اختصاص داد. در حال حاضر، این شرکت، در فهرست فوربز جهانی ۲۰۰۰، در رتبه سوم از بزرگترین شرکت‌های جهان قرار دارد. رتبه‌بندی‌های دیگر، در سال ۲۰۱۱ و ۲۰۱۲ عبارتند از: یکی از هفت شرکت بزرگ صنعتی جهان (فورچون) رتبه پنجم از بهترین نام‌های تجاری جهان(اینتربند)، رتبه ۶۳ از شرکت‌های استفاده‌کننده از انرژی سبز (نیوزویک)، رتبه ۱۵ از شگفت‌انگیزترین شرکت‌ها (فورچون) و درنهایت، رتبه ۱۵ از تحسین بر انگیزترین شرکت‌های جهان (فست کمپانی).

این شرکت هم‌اکنون به عنوان یکی از اصلی‌ترین تولیدکننده‌های موتور جت در آمریکا محسوب می‌شود. همچنین یکی از فعالین در بخش تولید تجهیزات نیروگاهی و ساخت انواع توربین می‌باشد. . [3] , [11] , [12] , [13]

جدول3 – مشخصات کلی شرکت جنرال الکتریک در یک نگاه

نوع	شرکت خوشه‌ای
بنا نهاده	۱۸۹۲ سکنکتدی، نیویورک
دفتر مرکزی	فیرفیلد، کنتیکت، ایالات متحده
محدوده فعالیت	جهانی
مدیر عامل	جفری ایملت
رئیس هیئت مدیره	جفری ایملت
محصولات	صنایع وابسته به هواپیما تجهیزات الکترونیکی توزیع برق توربین‌های گازی لوکوموتیو

	توربین‌های بادی وسایل تصویربرداری پزشکی موتورهای الکتریکی تجهیزات نورپردازی لوازم خانگی جنگ‌افزارها
درآمد	▼۱۴۶٫۰۴ $ میلیارد دلار (۲۰۱۳)
سود خالص	▲۱۴٫۰۵ $ میلیارد دلار (۲۰۱۳)
مجموع دارایی	▼۶۵۶٫۵۶ $ میلیارد دلار (۲۰۱۳)
کارکنان	۳۰۵٫۰۰۰ نفر (۲۰۱۳)
شرکت‌های وابسته	جی‌ای انرژی جی‌ای اوی‌ییشن جی‌ای کپیتال جی‌ای هلت‌کر جی‌ای هوم اند بیزنس ان‌بی‌سی یونیورسال
وب‌گاه	www.GE.com

تاریخچه

مخترع نام‌آور، توماس ادیسون در سال ۱۸۷۸ میلادی شرکت لامپ‌های الکتریکی ادیسون را بنا نهاد. هدف او تولید تجاری یکی از اختراعات تاثیرگذار او، یعنی لامپ الکتریکی بود، گرچه تولید و عرضه سایر اختراعات نیز در دستور کار او قرار داشت. اولین کارخانه تولید لامپ در سال ۱۸۹۰ توسط وی تاسیس شد.

شروع فعالیت‌های این شرکت و شکل‌گیری آن، در واقع به سال ۱۸۹۲ باز می‌گردد، که ادغام شرکت ادیسون با مشارکت توماس هاستون، شرکت جنرال الکتریک را پدید آورد و چارلز کافین به عنوان مدیرعامل شرکت تازه تاسیس یافته تا سال ۱۹۱۲ رهبری آن را برعهده گرفت.

در ۱۸۹۶ شرکت جنرال الکتریک در ۱۲ شرکت برتر معرفی شده در میانگین صنعتی داو جونز جای گرفت و اکنون پس از ۱۱۵ سال همچنان در این فهرست جای دارد. این شرکت در سال ۱۹۳۵ به‌عنوان یکی از ۲۰ شرکت برتر در بازار بورس لندن معرفی شد.

جنرال الکتریک در زمان رهبری پیشین خود، جک ولش که در دو دهه ۸۰ و ۹۰ استمرار داشت، تغییرات بسیاری به خود دید. ولش از ۳۵۰ کسب‌وکار، بسیاری را برچید، فروخت یا ادغام کرد و ۱۱ حوزه برتر را برای رهبری جهانی برگزید. این ۱۱ شرکت ۹۰٪ درصد درآمد شرکت را کسب می‌کردند. او فعالیت‌های نفتی، نیمه‌هادی، مبدل‌های بزرگ، تهویه مطبوع، رادیو، کابل و لوازم خانگی کوچک را حذف کرد و فعالیت‌های خدماتی، بهداشتی، بیمه‌ای و رسانه‌ای را گسترش داد. به‌گونه‌ای که امروز بیش از ۶۰٪ درصد درآمد شرکت از عرضه خدمات مختلف مالی و بیمه‌ای حاصل می‌شود و حدود نیمی از سود عملیاتی این شرکت در خارج از ایالات متحده آمریکا به دست می‌آید.

ارزش‌ها، کلید موفقیت جنرال الکتریک است. ارزش‌ها فراتر از کلمات هستند و روح جنرال الکتریک را منعکس می‌کنند و راهنمایی برای حرکت و رفتار در بطن تغییرات به‌شمار می‌آیند. بیش از ۱۲۰ سال است، که جنرال الکتریک به‌خاطر عملکرد و روح خلاقش تحسین شده است.

مجله فورچون در سال ۲۰۰۶ برای ششمین بار جنرال الکتریک را به عنوان اولین رتبه در شرکت‌های تحسین‌برانگیز معرفی کرده است. از دیدگاه شرکت، ارزش‌ها همه چیز است.

شرکت کسانی را که به ارزش‌ها بها نمی‌دهند، کنار می‌گذارد، هرچند کارشان نتیجه‌بخش باشد. ارزش‌ها در شرکت عبارت است از: اشتیاق، کنجکاوی، ابتکار، پاسخگویی، همراهی، تعهد و هیجان.

جنرال الکتریک در سال ۱۸۹۶، یکی از ۱۲ شرکت اصلی ذکر شده در فهرست شرکت‌های میانگین صنعتی داو جونز بود. سهام شرکت جنرال الکتریک در این سال، بصورت عمومی واگذار شد و از آن پس، در زمره شرکت‌های عمومی قرار گرفت. این شرکت پس از ۱۱۶ سال، کماکان، از شرکت‌های اصلی در شاخص داو جونز محسوب می‌شود. .[13] , [12] , [11] , [3]

کیفیت

جنرال الکتریک معتقد است، کیفیت مسئولیت همه کارکنان است. اگر خواهان موفقیت هستیم، هر فرد باید با انگیزه و آگاهی در این موفقیت سهیم باشد. کیفیت در سه حوزه فرایند، کارکنان و کسب رضایت مشتری قابل تفکیک است. رهبران متعهد به فراهم آوردن فرصتها و زمینه‌ها برای کارکنان هستند تا بتوانند با تکیه و تمرکز بر استعداد و انرژی خوب در جلب رضایت مشتری بکوشند. افراد نتایج را می‌آفرینند. مشارکت همه کارکنان در رویکرد شرکت ضروری محسوب می‌شود. همه کارکنان

باید در زمینه راهبرد، ابزارهای کیفی و تکنیک‌های کیفیت شش سیگما آموزش ببینند. . [11] , [3] [13] , [12] ,

آینده

مدیرعامل فعلی جنرال الکتریک؛ جفری ایملت معتقد است: انجام جهانی کسب‌وکار یک واقعیت در قرن بیست‌ویکم خواهد بود. برای موفقیت در این قرن، باید به مشتریان در سراسر جهان، خدمت ارائه داد.

جفری ایملت اذعان می‌کند؛ که جنرال الکتریک تاریخچه مطلوبی در نوآوری فناوری‌ها و عملیات مدیریت دارد، که در بسیاری کسب‌وکارها اثرگذار بوده و فرهنگ سازمانی آن، نتایج پایداری به بار آورده است، اما این دستاوردها به تنهایی برای آینده اطمینان بخش نیست او به سرمایه‌گذاری در منابع جهانی برای رفع نیازهای آینده می‌اندیشد و بر توسعه فناوری‌های بادی و آبی که انرژی‌های تجدیدپذیر و آب سالم فراهم می‌آورند، تاکید می‌کند.

ایملت بر توسعه محصولاتی که انرژی بهینه مصرف می‌کنند، مانند لوکوموتیوهای هیبریدی، توربین‌های گازی و وسایل کم‌مصرف و نیز تجهیزات حفظ سلامتی و بهداشت همگانی تاکید دارد. در دیدگاه مدیرعامل فعلی شرکت جنرال الکتریک به عنوان یک سازمان یادگیرنده به کاوش‌های خود ادامه می‌دهد، تا در هر جا که بتواند تفاوتی ایجاد کند و به بهبودی دست یابد. .[13] , [12] , [11] , [3]

شرکت جی‌ئی هلث کر، (GE Healthcare)

همانطور که گفته شد شرکت جنرال الکتریک (General Electric Company؛ به‌صورت مخفف GE) یک شرکت آمریکایی به صورت سهامی عام در سال ۱۸۷۸ میلادی در نیویورک شروع به فعالیت کرد و از بنیانگذاران آن می توان به توماس ادیسون اشاره کرد. این شرکت به عنوان یکی از اصلی‌ترین تولید کننده‌های موتور جت در آمریکا فعال است و محدوده فعالیت آن شامل صنایع وابسته هواپیما ، تجهیزاتبرقی ، توربین‌هایگازی ، توربین‌های بادی ، وسایل تصویربرداری پزشکی و موتورهای الکتریکی می باشد که شمار کارکنان آن به ۳۲۳۰۰۰ نفر می رسد.

جی‌ئی هلث کر، (GE Healthcare) شرکت تجهیزات پزشکی، درمانی و مهندسی پزشکی چندملیتی است، که در زمینه تولید وسایل تصویربرداری پزشکی ، یکی از بزرگ ترین شرکت های تجهیزات پزشکی به شمار می رود و در زمینه های تصویربرداری تشخیصی ، سی تی اسکن ، تصویربرداری با رزونانس مغناطیسی (ام آر آی) ، ماموگرافی ، پزشکی هسته ای ، تصویربرداری PET و CT / PET ، پرتونگاری ، سونوگرافی ، رادیوگرافی و فلوروسکوپی و ... در حال فعالیت است.

شرکت جی‌ئی هلث کر در سال ۲۰۰۴ به‌عنوان شرکت تابعه‌ای از کمپانی جنرال الکتریک راه‌اندازی شد. دفتر مرکزی این شرکت در شهر باکینگهام‌شر، بریتانیا قرار دارد. .[13] , [12] , [11] , [3]

جدول4 - مشخصات کلی شرکت جی ئی هلث کر در یک نگاه

GE Healthcare	
نوع	مراقبت‌های پزشکی
بنا نهاده	۲۰۰۴
دفتر مرکزی	باکینگهام‌شر، بریتانیا
مدیر عامل	جان داینین
محصولات	دستگاه‌های سی‌تی اسکن و ام‌آرآی ماشین‌های ایکس-ری ماموگرافی و سونوگرافی فراصوتی سیستم‌های مانیتورینگ بیمار تجهیزات رادیولوژی و پرتونگاری
خدمات	داروپژوهی سیستم‌های اطلاعات بیمارستان
درآمد	▲۱۸,۲۹ $ میلیارد دلار (۲۰۱۳)
سود خالص	▲۲,۹۲ $ میلیارد دلار (۲۰۱۳)
دارندگان	جنرال الکتریک
کارکنان	۴۶,۰۰۰ نفر (۲۰۱۳)
وب‌گاه	www.gehealthcare.com

جدول مقایسه ای

در این بخش یک مدل دستگاه از بین مدل های مختلف هر کدام یک از شرکتهای تولید کننده معرفی شده انتخاب نموده و به معرفی و مقایسه فنی آنها می پردازیم , [15] , [14] , [4] , [3] , [2] , [1] [16]

جدول5 - جدول مقایسه ای فنی ۳ مدل از دستگاه های انتخابی از شرکت های معروف تولید کننده دستگاه MRI معرفی شده

شرکت سازنده	PHILIPS	SIEMENS	GE HEALTHCARE
مدل	Achieva 3.0 T TX	MAGNETOM Trio Tim	Signa 3.0 T HDxt
تصویر دستگاه			
دفاتر کمپانی سازنده	هلند،آمریکا،انگلستان	آمریکا، آلمان	آمریکا، ژاپن، فرانسه، کانادا
مناطق هدف فروش	جهانی	جهانی	جهانی
تاییدیه FDA	دارد	دارد	دارد
نشان CE	دارد	دارد	دارد
کاربردهای کلینیکی	Whole body	Whole body	High-performance, whole body
مگنت			

Cylindrical	Superconductive, short bore	Short-bore cylindrical	پیکربندی
۳ تسلا	۳ تسلا	۳ تسلا	شدت
0.03 ppm @ 10 cm, 0.05 ppm @ 20 cm, 0.1 ppm @ 30 cm, 0.25 ppm @ 40 cm	1.5 (typical 1.2) ppm @ 50 cm DSV, 0.5 (typical 0.32) ppm @ 45 cm DSV, 0.25 (typical 0.1) ppm @ 40 cm DSV, V-RMS (based on 24-plane plot)	0.5 ppm @ 40 cm, 0.12 ppm @ 30 cm, 0.03 ppm @ 20 cm, 0.004 ppm @ 10 cm	Homogeneity, ppm V-RMS
۴۸×۴۵×۴۵	50 x 50 x 50	50 x 50 x 45	Dimensions of maximum useful FOV and homogeneity, (x, y, z), cm
<0.1 ppm/hr/day	<0.1 ppm/hr	کمتر از ۰،۱	Frequency drift, ppm/day
Active	Active, external interference shielding	Active	Shielding
Combination	Passive and active	Combination	Main magnet shimming
with 18 super- ، دارد coils conducting shim	3 linear channels with 20 coils, 5 nonlinear second-order channels with 32 coils	دارد	Patient-specific shimming
حدودا ۴ سال	~1 year (liquid helium, single cryogen, 2-stage refrigeration)	Zero boil-off	Cryogen refill frequency

گنتری			
Bore diameter/height of patient opening, cm	۱۱۰	۶۰	۶۰
Total bore length, cm	۱۵۷	213, cover to cover	۱۷۲
Bore length with minimum opening, cm	۶۰	۱۴۲	۱۰۵
In-bore patient comfort features	Indirect lighting, adjustable airflow, 2-headset, soft way mattresses, head coil mirror, knee wedge cushion	Bore lighting, ventilation, audio system system, video	Bore lighting, ventilation, audio or system, feet-first head-first
تخت			
Detachable	Trolley	Optional removable tabletop and trolley	دارد
ابعاد، طول×عرض، سانتیمتر	240 x 53	243×54	213.4 x 56
سرعت افقی، سانتیمتربرثانیه	۱۸ ,۸ ,۲	۲۰	۱۰,۲۶
بالا آمدن	دارد	استاندارد	استاندارد
Retractable armrest	نامشخص	Detachable armrest	استاندارد، هر دو طرف
کمترین ارتفاع، سانتیمتر	۵۲	۵۷	۶۸,۵
حداکثر وزن قابل تحمل، کیلوگرم	۲۵۰	250 in vertical and horizontal movement	۱۵۹

Limited mobility	250 horizontal travel	۲۵۰	۱۵۹
Full mobility	159 vertical travel	۲۵۰	۱۵۹
Total angular access to magnet isocenter, deg	غیر کاربردی	نامشخص	غیر کار بردی
نویز صوتی			
Sound pressure level (SPL) at peak gradient amplitude and slew rate, dB(A	<25 with headset	۱۰۲	کمتر از ۹۹ با محافظ گوش
روش کاهش	Force-balanced gradient coil, epoxy encapsulated body coil (electrical and mechanical), optimized cover design, headset (up to 25 dB), MR-compatible patient headset for in-gantry music, SofTone software (up to 30 dB), SENSE with fractional reduction factors by optimizing slew rates without penalty on scan time	Auto comfort technology (gradient coil, body coil, magnet, sequence design)	mat Vibroacoustic
سیستم گرادیان			

نام استاندارد	Quasar Dual	TQ gradient	system Twin gradient
Standard strength, z-axis, mT/m	۸۰	45 (x, y, and z axis)	۵۰
Standard slew rate, z-axis, T/m/sec	۲۰۰	۲۰۰	۱۵۰
Spin echo repetition time, msec	نامشخص	7.5 (128 matrix), 8.2 (256 matrix)	نامشخص
2DGE repetition time, msec	نامشخص	1.4 (128 matrix), 1.5 (256 matrix)	نامشخص
3DGE repetition time, msec	نامشخص	1.4 (128 matrix), 1.5 (256 matrix)	نامشخص
Echo spacing (EPI), msec	نامشخص	۰,۲۹	نامشخص
Optional name(s	Liquid	غیر کاربردی	غیر کاربردی
Optional strength(s), mT/m	۸۰	غیر کاربردی	غیر کاربردی
Optional slew rate(s), T/m/sec	۲۰۰	غیر کاربردی	غیر کاربردی
روش خنک سازی	Liquid	غیر کاربردی	Nonresonant, shielded, water- and air-cooled
Amplifier max power/axis, kW	غیر کاربردی	2,250 V, 900 A	آمپر ۳۲۰، ولت ۱۴۰۰
روش خنک سازی آمپلیفایر	Liquid	آب	هوا
ارسال و دریافت RF			
توان خروجی، کیلووات	۱۸	۳۵	35 body, 4 head

پهنای باند ارسال، کیلوهرتز	نامشخص	۸۰۰	نامشخص
پهنای باند دریافت، کیلوهرتز	300 per channel	1,000 per channel	100 @ 16 bits per channel
نوع آمپلی فایر	Solid-state	Solid-state	35 kV tube amplifier vacuum
تعداد کانالهای استاندارد	۱۶	۸	۸ ، ۱۶ یا ۳۲
تعداد المنتهای کانال	نامشخص	۱۰۲	۳۲
Optional channel configurations	۳۲	۱۸, ۳۲	۸، ۱۶ یا ۳۲
مکان کانکتور کویل	گنتری	تخت	گنتری
طول استاندارد کابل کویل، متر	۱,۲	متغیر	متغیر
تعداد کانکتورهای کویل	۳	۱۰	متغیر
Coil tuning technique	اتوماتیک	اتوماتیک	Autodetection
Parallel imaging	نامشخص	نامشخص	نامشخص
Name	SENSE	iPAT	ARC ,ASSET, GEM
تکنیک	Image-based	mSENSE and GRAPPA (image-based and k-space based)	ASSET (k-space based), GEM (image based using SMASH and SENSE), ARC (data based)
تکنیک کالیبراسیون	اتوماتیک	اتوماتیک	Pre-scan for ASSET and autocalibration for GEM; no calibration for ARC

Maximum parallel acquisition acceleration factor	16 (varies by coil)	4 for 2-D scans, 16 for 3-D scans with iPAT2 (with iPAT extensions)	3-4; 7, half nex; additional factors with bidirectional accelerating or partial phase FOV
کویل ها			
Integrated body	دارد	استاندارد	استاندارد
نوع	Quadrature	ارسال / دریافت	ارسال /دریافت
تعداد المنت ها	۱۶	نامشخص	۲
تعداد کانالهای مستقل	۱	CP	۱
Parallel imaging compatible	ندارد	Yes, mSENSE and GRAPPA (image-based and k-space based) in all directions	With compatible arrays receive
سر	استاندارد	استاندارد ، optional 32-channel	Standard transmit/receive head
نوع	Phased array	CP, matrix array, receive only	Split-top, transmit/receive quadrature
قطر، سانتیمتر	23 x 22	30 x 30 x 33	24 S-I direction, 28 diameter
تعداد المنت ها	۸	۱۲	۲، ۸ یا ۱۲
تعداد کانالهای مستقل			

	۸		8, optional ≤32 when combined with other coils ۱،۸ یا ۱۲
Parallel imaging compatible	دارد	دارد	دارد
Mirrors for patient head	دارد	دارد ، reflects front or back of magnet	دارد
TMJ	SENSE head	آپشن	Typically done in coil brain or NV
نوع	Phased array	Loop array	غیر کاربردی
قطر، سانتیمتر	23 x 22	۷	غیر کاربردی
تعداد المنت ها	۸	۴	غیر کاربردی
تعداد کانالهای مستقل	۸	۴	غیر کاربردی
Parallel imaging compatible	دارد	دارد	ندارد
گردن	SENSE neurovascular coil 16	استاندارد	HNS With optional
نوع	Phased array	آرایه ماتریسی ، فقط دریافت	array Phased
پوشش (سر تا پا)، سانتیمتر	۴۵	۱۹	90 S-I
تعداد المنت ها	۱۸	۴	۲۹
تعداد کانال های مستقل	۱۶	4, 8, optional ≤32 when combined with other coils	۱۶
Parallel imaging compatible	دارد	دارد	دارد

CTL spine	SENSE head/spine	استاندارد	array Optional HNS
نوع	Phased array	آرایه ماتریسی ، فقط دریافت	array Phased
پوشش (سر تا پا)، سانتیمتر	۱۲۵	۱۱۸	90 S-I
تعداد المنت ها	۳۳	۲۴	۲۹
تعداد کانالهای مستقل	۱۶	8, optional ≤32 when combined with other coils	۱۶
Parallel imaging compatible	دارد	دارد	دارد
قلبی/شکمی	SENSE torso, torso XL, torso cardiac, cardiac	استاندارد	Optional HD cardiac, array HD torso
نوع	Phased array	آرایه ماتریسی ، فقط دریافت	array Phased
ابعاد، طول × عرض، سانتیمتر	Varies	32 x 52 x 4	30 S-I and R-L cardiac array; 48 S-I torso array
Flexible	دارد	دارد	دارد
تعداد المنت ها	۶, ۱۶, ۳۲, ۶	۶	۸
تعداد کانال های مستقل	۶, ۱۶, ۱۶, ۶	6, 8, optional ≤32 when combined with other coils	۸
Parallel imaging compatible	دارد	دارد	دارد
Breast			

	SENSE breast 4, 7	آپشن ، متغیر	Optional HD breast array
نوع	Phased array	آرایه ، فقط دریافت	array Phased
Bilateral	دارد	دارد	دارد
Biopsy access	دارد	دارد	دارد
تعداد المنت ها	۴, ۷	۴, ۸, ۱۶	۸
تعداد کانال های مستقل	۴, ۷	۴, ۸, ۱۶	۸
Parallel imaging compatible	دارد	دارد	دارد
شانه	SENSE shoulder (L), (M)	آپشن	Optional HD shoulder array, shoulder phased array
نوع	Phased array	آرایه ، فقط دریافت	Phased array or concentric phased array
ابعاد، طول × عرض، سانتیمتر	Varies	44 x 49	23 x 23.9 x 35.8; 10 x 9 x 10 HD
تعداد المنت ها	۴	۴	8 HD
تعداد کانال های مستقل	۴	۴	3; 8 HD
Parallel imaging compatible	دارد	دارد	ندارد
Whole abdomen	SENSE torso XL, torso cardiac	استاندارد	array Optional torso
نوع			

	Phased array	آرایه ماتریسی ، فقط دریافت	receive ,Quadrature
Flexibility	دارد	دارد	دارد
ابعاد، طول × عرض، سانتیمتر	Varies	32 x 52 x 7	40 S-I
تعداد المنت ها	۱۶, ۳۲	۶	۸
تعداد کانال های مستقل	۱۶ ,۱۶	32≤ optional ,8 ,6 when combined with other coils ۸	
Parallel imaging compatible	دارد	دارد	دارد
Endocavity	دارد	آپشن	Optional, compatible array with HD torso
نوع	Linear	OEM Medrad	design Flexible
ابعاد، طول × عرض، سانتیمتر	غیر کاربردی	۱۰-۲۰	نامشخص
Lower extremity	knee, SENSE foot/ankle	آپشن	Optional foot/knee or knee HD
نوع	Phased array	CP extremity, 8-channel knee, 15-channel transmit/receive knee	ارسال /دریافت
Flexibility	ندارد	ندارد	ندارد
قطر، سانتیمتر	Varies	27 x 29	48.2 x 30.4
طول، سانتیمتر	Varies	40.5, CP; 40, 8-channel; 25.6, 15-channel	۳۰،۴

تعداد المنت ها	۸	2 CP, 8, 15	9 HD knee
تعداد کانال های مستقل	۸	2 CP, 8, 15	8 HD knee; 1 foot/knee
Parallel imaging compatible	دارد	Yes, 8- and 15-channel	Yes (HD knee array)
Upper extremity	SENSE wrist 4, 8	استاندارد	Optional HD wrist array, transmit/receive array wrist
نوع	Phased array	4-channel flex array, receive only	Quadrature birdcage transmit/receive
Flexiblity	ندارد	دارد	ندارد
قطر، سانتیمتر	Varies	17 x 36 small; 21 x 52 large	40 x 40 x 30
طول، سانتیمتر	Varies	17 x 36 small; 21 x 52 large	40 x 40 x 30
تعداد المنت ها	۸ ,۴	۴	1; 8 HD
تعداد کانال های مستقل	۸ ,۴	4, 8, optional ≤32	1; 8 HD when combined with other coils
Parallel imaging compatible	دارد	دارد	ندارد
عروق محیطی	Coil combination	آپشن	array Optional torso
نوع	Linear/phase array	آرایه ، فقط دریافت	receive ,Quadrature
Flexiblity	ندارد	دارد	دارد
قطر، سانتیمتر	Varies	۳۰-۶۰	40 S-I

طول، سانتیمتر	Varies	۸۶	40 S-I
تعداد المنت ها	Varies	۳۶	۸
تعداد کانال های مستقل	Varies	36, 8, optional ≤32 when combined with other coils	۸
Parallel imaging compatible	دارد	دارد	دارد
Circular general-purpose	Flex L, M, S	ندارد	Optional GP flex rectangular
قطرهای موجود، سانتیمتر	Varies	غیر کاربردی	۲۲
Parallel imaging compatible	دارد	غیر کاربردی	ندارد
Dedicated parallel imaging	All anatomies	ندارد	نامشخص
Combined	دارد	All matrix coils, all flex coils, CP head array, double-loop array, endorectal coils	Head, neck, and spine
سایر	Transmit/receive head coil and various SENSE-compatible coils	Transmit/receive knee, 15-channel knee, 8-channel wrist, 32-channel head and body coils, transmit/receive wrist, 8-channel foot/ankle, shoulder	نامشخص
تکنیکهای اسکن			

Echo planar imaging	استاندارد	استاندارد	استاندارد
Single shot	استاندارد	Standard; SE, FID	استاندارد
Multishot	استاندارد	2-D/3-D segmented; SE and FID	استاندارد
EPI pulse sequences	MS-EPI, SS-EPI	Standard; single-shot, multishot	IR, FLAIR, gradient echo, spin echo, liver whole body ,DWI DWI, DTI
Maximum EPI factor	۲۵۵	۲۵۶	10,000 s/mm sq (max B-value), 150 tensor directions
Neurologic imaging	استاندارد	Standard with neuro suite	Standard plus options
Perfusion	استاندارد	Standard with neuro suite	آپشن
Diffusion weighted imaging	استاندارد	Standard, whole body	آپشن
Diffusion tensor imaging	آپشن	Standard MDDW, 6 and 12 directions, optional DTI sequence up to 256 directions	آپشن
Functional MRI	آپشن	Standard BOLD sequence, optional inline BOLD sequence, 3-D PACE	آپشن

Spectroscopy (nuclei of interest)	آپشن	Optional single voxel spectroscopy, CSI for hydrogen nuclei (STEAM, spin-echo techniques), GRACE for breast spectroscopy	آپشن
MRI	استاندارد	Standard with angio suite	Standard plus options
Time of flight	استاندارد	Standard 2-D/3-D TOF, ceMRI	استاندارد
Peripheral	استاندارد	Standard ceMRI protocols	استاندارد
Bolus tracking	استاندارد	Standard bolus tracking protocols, Care Bolus	استاندارد
Interventional MR	آپشن	آپشن	آپشن
Cardiac imaging	استاندارد	Standard with cardiac suite	آپشن
Cine	استاندارد	Standard CINE sequences	آپشن
Coronary artery	آپشن	Standard 2-D; optional 3-D	آپشن
ECG gating	Standard VCG	Standard wireless, inline ECG	آپشن
Motion compensation	استاندارد	دارد	آپشن
Prospective respiratory gating	استاندارد	Standard 2-D PACE	آپشن

Maximum number of dimensions	۳	کمتر از ۶	آپشن
سایر	Standard noncontrast angio	BLADE, NATIVE, ASL, REVEAL, SWI, SPACE, BEAT, TWIST, ,GRACE DTI tractography, chorus MR, TimCT, breast imaging suite, ,MapIT, fMRI spectroscopy, 2-D/3-D chemical shift	نامشخص
پردازشگر تصویر	نامشخص	نامشخص	نامشخص
سرعت کلاک، گیگا هرتز	بیشتر از ۲,۶	بیش از ۲,۶	AMD Opteron 252 CPU
سیستم عامل	Windows	2x AMD Opteron Linux 64 bit	لینوکس
رم اختصاصی	۸ گیگا بایت	بیش از ۸ گیگا بایت	32 GB ECC DDR 400 RAM
Reconstruction	نامشخص		
Maximum number of 256 x 256 slices per acquisition sequence	۱،۰۲۴	110,000 uncompressed (512 x 512)	Sequence and dependent parameter
Number of slices per sec (256 matrix)	۱،۳۰۰	8,694 reconstruction/sec 256 x 256 25% recFOV; simultaneous scan	5,400 2-D FFT s/sec (256 x 256 full FOV)

			and reconstruction ≥8 data sets
Maximum matrix	2048 x 2048	1024 x 1024	۱۰۲۴-۶۴
Minimum slice thickness 2-D/3-D, mm	۰,۰۵	0.1/0.05	۰,۱/۰,۵
Minimum FOV, cm	۰,۵	۰,۵	۱
Maximum FOV, cm	۵۰	45, 30-35 typical in z	۴۸
Quantitative image analysis tools	نامشخص	نامشخص	نامشخص
Perfusion imaging	آپشن	Standard calculation time-to-peak maps; optional inline perfusion (GBP, PBP, TTP, CBV, CBF)	standard FuncTool
fMRI	آپشن	Standard calculation t-test maps; optional inline bold evaluation (motion correction, t-test, t-value, color overlay)	FuncTool standard, BrainWave optional
Diffusion imaging	استاندارد	Standard ADC map calculation; optional inline diffusion (real-time calculation trace and ADC maps)	standard FuncTool
Diffusion tensor imaging	آپشن	≤256 diffusion directions, ≤16 B-values, 3-D	DTI analysis included with Tensor option

		tractography, exponential ADC, texture diffusion	
Cardiac imaging	آپشن	Optional flow quantification, Argus flow (mean/max velocity, color-coded velocity), Argus function (peak/mean velocity, total flow); optional Argus 4-D ventricular analysis	آپشن
Body imaging	استاندارد	Standard 1-D, 2-D PACE, dynamic analysis package includes addition, subtraction, division, multiplication, ADC maps, T1, T2, z-score, TTP, standard deviation	standard FuncTool
3D image reconstruction	استاندارد	Standard MIP, targeted MIP, MPR (including curved reconstructions), surface shaded display, MinIP; optional image fusion, vessel view, 3-D VRT, fly through	استاندارد

CONTROL CONSOLE WORKFLOW			
Standard user interface	ExamCards	Syngo	HDx
سیستم عامل	Windows	Windows	Linux
تعداد پروتکلهای اسکن ذخیره شده	>45 ExamCards	>800, بیش از ۱۰۰	Separate GE and site databases protocol
ظرفیت هارد دیسک	۸۰ گیگا بایت	۲۱۹ گیگا بایت	400,000 uncompressed 256 x 256 images
رم	۶ گیگا بایت	بیش از ۴ گیگا بایت	4 GB ECC DDR 400
Removable media	DVD	CD/DVD	DVD ,MOD
Image protocol sharing	NetForum	Phoenix: DICOM image-based method protocol duplicates via drag and drop; MAGNETOM World posts Phoenix images on web	CD ,MOD, DVD
Features designed to enhance workflow	SmartExam, NetForum, SameScan, ExamCards, SENSE Utilization Management	Autoalign, Phoenix, scan assistant, inline technology, syngo, iPAT(GRAPPA), Tim assistant, utilization management reports, structured reporting, auto coil control	23" wide screen LCD flat-panel, 1920 x 1200 resolution providing prescription through image review and postprocessing, patient-based worklist query, broad worklist

				query, assisted-acquisition protocol setting, HDx gating 99% accuracy, HDx ProtoCopy one-click downloading of complete exam protocols, AutoVoice for breath-hold instructions, SmartPrescan optimization for consistent images reducing setup time
SYSTEM INTEGRATION				
DICOM				
Modality worklist SCU	استاندارد	استاندارد	استاندارد	
MR image storage SCU	استاندارد	استاندارد	استاندارد	
Query/retrieve SCU and SCP	**Standard (SCU only)**	استاندارد	استاندارد	
Storage commitment SCU	استاندارد	استاندارد	استاندارد	
Modality performed procedure step SCU	استاندارد	استاندارد	استاندارد	
IHE profiles supported	**MWL, PPS**	استاندارد	نامشخص	
نقشه کشی و نصب				

ابعاد گنتری، متر	2.2 x 2.1 x 1.8	2.5 x 2.6 x 2.1	2.3 x 2.6, magnet assembly
کمترین ارتفاع سقف، متر	۲,۶	۲,۷	۲,۵
Extent of fringe field (0.5 mT, 5 gauss) in x, y, z directions, m	5 x 3.1	5.9 axial x 3.4 radial	5 axial x 2 radial
Total weight w/cooling, shielding, gradient/body coil, kg	۵،۸۰۰	۱۳۰۰۰	۱۱،۰۲۰
Minimum dimensions of opening required for installation, W x H, m	2.1 x 2.5	۲,۴×۲,۴	1.1 x 2.1, 2.4 corridor width
حداقل مساحت نصب برای مگنت، متر مربع	۱۹,۴	۳۳	۲۰,۲
حداقل مساحت نصب برای سیستم، متر مربع	۱۹,۱	۳۳	۴۵,۴-۳۶,۹
مجموع تعداد کابینتهای مورد نیاز	۳	۲	3 (includes 3/4 cabinet for water chiller)
برق مورد نیاز			
ولتاژ خط، VAC	۴۸۰	۳۸۰, ۴۰۰, ۴۲۰, ۴۴۰, ۴۶۰, ۴۸۰	481 WYE, 277 VAC ±10%, 60 Hz or 400 WYE, 230 VAC ±10%, 50 Hz
کارکرد، kVA			

	65 (system), 9 (cryocooler compressor) ۱۲۰		22.8 peak
Standby, kVA	نامشخص ۱۳		
A/C, BTU/hr	غیر کاربردی ۲۹،۹۲۸		دمای ۱۵-۲۱ درجه سانتیگراد،حد اکثر نرخ تغیرات ۳ درجه سانتیگراد بر ساعت،رطوبت ۳۰-۶۰٪
سایر خصوصیات	127.7 MHz frequency; 215 cm maximum scam range; 51° viewing angle; 1.0% linearity @ 40 cm DSV; direct digital sampling; 80 MHz sampling frequency; 23" monitor, 1900 x 1200 pixels monitor resolution; standard DICOM Enhanced MR; optional Ambient Experience. نامشخص		نامشخص
نماینده فروش در ایران	الکتروپزشک ابزار	فن آوری آزمایشگاهی	تجهیزات پزشکی پیشرفته
شماره تلفن	۸۹۳۰۹۵۰۰	۸۸۷۵۰۶۶۶	۸۸۶۶۰۰۸۱

آدرس نمایندگی	تهران - ولیعصر - بالاتر از تهران - سهروردی شمالی - تهران-ونک-خیابان میدان ونک -خیابان شهید ابن یمین - نبش کوچه توانیر-شهید عباسپور- والی نژاد- پلاک ۴۸ چهارم پلاک۱۲ کوچه سامی-پلاک ۱		
یادداشت تولیدکننده/نمایندگی	-	-	The Signa HDxt 3.0T is a proven and powerful 3.0T platform with high-performance components that offers you crisp, clear images

آشنایی با دستگاههایpet scan(به صورت محدود)

پت اسکن اول بار در دانشگاه سنت لو ییس واشنگتن در سال ۱۹۷۵ توسط مایکل فلپس اختراع گشت در این سیستم یک عنصر رادیو اکتیو با نیمه عمر کو تاه که با گرفتن پوزیترون متلاشی می شود (که به لحاظ شیمیایی ملول فعال متابو لیک محسوب می شود .) به بدن بیمار تزریق می گردد و پس از وقفه کو تاهی (جهت پخش مواد در سیستم گردش بدن)بیمار جهت تصویر گری به داخل دستگاه اسکن منتقل می شود .مولکولی که بدین منظور استفاده می شود فلو زور دی اکسید گلو کز می باشد .

امروزه دستگاههی پت در بیمارستانها در سر تاسر دنیا و نیز در آشکار سازی و تحقیقات در زمینه هایی همچون ناراحتی های مغز و اعصاب مثل روانگسیختگی پارکینسون ،آلزایمر و انکو لو ژی کاربرد وسیع دارند .

از سال ۲۰۱۳ در کشورمان دو دستگاه پت اسکن مشغول به کار می باشند که یکی در بیمارستان دکتر شریعتی و دیگری در بیمارستان مسیح دانشوری بیمار پذیرش می نمایند .

تصویر بر داری petبر مبنای تزریق ماده رادیو داروی تابشگر پوزیترون به بدن بیمار و بررسی نحوه توزیع آن در بدن است .

معمو لا تو لید رادیو دارو ها ی تابشگر پو زیترون مشکل است و نیمه عمر انها نیز کو تاه است. به این دلیل با ید دارو های مورد استفاده در petرا در محل بیمارستان و تو سط سیکلو ترو ن تو لید نمود .بیمار پس از تزریق به مدت ۱الی ۱,۵ ساعت (بسته به نوع دارو و بافت)استراحت می کند تا دارو در محل مورد نظر تجمع پیدا کند .دارو در بدن شروع به واپاشی نمو ده و پوزیترون های ساطع شده تا قبل از برخورد با ماده و از دست دادن انرژی جنبشی مسافتی را در بافت می پیمایند .از آنجاییکه پوزیترون در بافت ناپایدار است همگام با از دست دادن انرژی (که متناسب با آن پر تو گیری نموده و دوز جدبی او افزایش می یابد)،با یک الکترون تر کیب شده و تشکیل پوزیترو نیوم را می دهد . پوزیترو نیوم ماده ناپایداری است که در عرض چند میکرو ثانیه ناپدید می شود ..در این هنگام ماده به انرژی تبدیل می شود .(پدیده نابو دی).میزان انرژی ایجاد شده باید دقیقا برابر جرم ناپدید شده باشد و ارز آنجا که جرم هر الکترون یا پوزیترون برابر با ۵۱۱ کیلو الکترون ولت است ،دو فو تون با انرژی ۵۱۱ ایجا د خواهد شد .

بر اساس اصل بقای اندازه حر کت ،اگر فرض کنیم پو زیترون پس از توقف کامل با الکترون تر کیب می شود ؟(اندازه حرکت آن صفر می شود)،پس از نابودی نیز باید اندازه حرکت مجموع دو فو تون نهایی صفر باشد .بنابر این دو فو تون با زاویه ۱۸۰ درجه نسبت به یکدیگر حر کت می کنند تا اثر یکدیگر را خنثی کنند .به این فر ایند یعنی بر خورد یک الکترون باپوزیترون نابود شدن جفت ذره و تبدیا انها به ۲ فو تون گاما با انرژی ۵۱۱ کیلو الکترون ولت را پدیده نابودی جفت یا فنا می نامند .بدیهی است اگر پوزیترون پیش از نابودی کاملا متوقف نگردد ،اندازه حرکت صفر نبوده و در نتیجه زاویه دو فو تون نهایی کمتر از ۱۸۰ در جه خواهد بود . در هر صورت به ازای یک انرژی خاص برای پوزیترون قبل از نا بو دی ،زاویه دو فو تون نیز ثابت است .

هدف در تصویر بر داری با تزریق ماده رادیو اکتیو یافتن محل تجمع رادیو در بافت است . اما در تکنیک petبجای محل تجمع پو زیترون ،محل نابودی آن قابل مشاهده است (محل ثبت انرژی دو فو تون نهایی)بجای محل تجمع پوزیترون ،محل نابودی آن قابل مشاهده است .

Pet/ctدر مقایسه با pet

هدف petبه تصویر کشیدن تو زیع مواد رادیو اکتیو است .پارامتر مزاحم در این نوع تصویر برداری ضرایب ،تضعیف بافت است (در حالیکه این پارامتر در ctبسیار مهم و حیاتی است).زیرا می خواهیم فو تون از بدن خارج شده و به دتکتور برسد ،اما ممکن است با استخوان بر خورد کرده جدب شده و اصلا به دتکتور نرسد .یعنی رادیو لو ژی تابشگر پو زیترون را به بدن بیمار تزریق کرده ایم اما فو تو ن های حاصل از ان ،به بیرون راه نیافته اند .پس از اگر بخواهیم تصویر برداری petدارای دقت لازم باشد باید عواملی که باعث نادرستی تخمین می شود و فو تون ها را به هدر می دهد شناخته و انها را اصلاح

کنیم .اگر بدانیم که چه میزان از فو تون ها دچار تضعیف شده اند ،انها را در نتیجه به دست امده از petاصلاح می کنیم .

تعداد فو تون های تضعیف شده با استفاده از سی تی اسکن قابل محاسبه است .بدین ترتیب می توان با ترکیب pet , ctو انجام اصلاح تضعیف نتیجه مطلوب تری به عمل اورد .صحت petبه تنهایی ۸۶درصد و صحت ctبه تنهایی ۶۶ در صد می باشد .

در حال حاضر ترکیب دستگاههای فوق وجو ندارد و کار خانه سا زنده یک دستگاه , petیک دستگاه سی تی اسکن را در کنار یکدیگر قرار می دهد.

منابع

[1] http://www.healthcare.philips.com

[2] http://www.healthcare.siemens.com

[3] http://www3.gehealthcare.com

[4] www.safirmed.com

[5] www.eghlid.sums.ac.ir

[6] http://www.beytoote.com

[7] http://www.hidoctor.ir

[8] http://www.drugs.com

[9] www.prin.ir

[10] http://bme711.ir/post/3

[11] en.wikipedia.org

[12] fa.wikipedia.org

[13] www.seemorgh.com

[14] http://www.epamed.ir/

[15] http://www.fanavari.com/

[16] http://www.tppgems.com/

اشنایی با برخی اصطلاحات در سیستم

AC - Alternating Current is a continuously changing flow of electrons that alternates its polarity at a periodic rate.

ACQUISITION - the process of measuring and storing image data.

ACQUISITION MATRIX - the total number of independent data samples in the frequency (f) and phase (f) directions.

ACQUISITION TIME - the period of time required to collect the image data. This time does not include the time necessary to reconstruct the image. ADC - analog-to-digital converter

ALIASING (WRAP AROUND ARTIFACT) - the phenomenon resulting from digitizing fewer than two samples per period in a periodic function. Aliasing can occur in MR imaging whenever the area of anatomy extends beyond the field of view. These areas extending beyond the field of view boundaries are aliased back into the image to appear at artifactual locations.

ALTERNATING CURRENT (AC) - a current that continuously changes in magnitude and direction. In the US the current changes at a frequency of 60 Hz.

AMPLITUDE - the signal height. The greater the amplitude of the signal, the larger the number of protons in the image and the brighter it will appear.

ANALOG - being continuous, or having a continuous range of values.

ANALOG-TO-DIGITAL CONVERTER (ADC) - a system that receives analog input data and produces digital values at its output. Used by the MRI scanner to convert the received signal into a format more compatible with the computer systems.

ANTENNA - a device that enables the sending and/or receiving of electromagnetic waves. See also Transmitter, Receiver Coils and Surface Coils.

ARCHIVING - the storage of image and patient data for future retrieval.

ARRAY PROCESSOR - a dedicated computer system used to perform Fourier transformations to accelerate the processing of the received numerical data relative to the MR imaging process.

AVERAGING - see Signal Averaging.

AXIAL - a plane, slice or section made by cutting the body or part of it at right angles to the long axis. If the body or part is upright, the cut would be parallel to the horizon. B or Bo - a conventional symbol for the constant magnetic field produced by the large magnet in the MR scanner. B1 - the conventional symbol used for identifying the radio frequency (RF) magnetic field.

BANDWIDTH (BW) - an all-inclusive term referring to the preselected band or range of frequencies which can govern both slice select and signal sampling.

CHEMICAL SHIFT - a variation in the nominal Larmor frequency for a particular isotope within the imaging volume. The amount of shift introduced is directly proportional to the strength of the magnetic field, and is specified in parts per million (ppm) of the resonant frequency.

CINE - a series of rapidly recorded multiple images taken at sequential cycles of time and displayed on a monitor in a dynamic movie display format. This technique can be used to show true range of motion studies of joints and parts of the spine.

CIRCLE OF WILLIS - a large network of interconnecting blood vessels at the base of the brain that when visualized resembles a circle.

CLAUSTROPHOBIA - a psychological reaction to being confined in a relatively small area.

CNR - contrast-to-noise ratio.

COHERENCE - the act of maintaining a constant phase relationship between oscillating waves or rotating objects.

CONTRAST - the relative difference of signal intensities in two adjacent regions of an image. Image contrast is heavily dependent on the chosen imaging technique (i.e., TE, TR, TI), and is

associated with such parameters as proton density and T1 or T2 relaxation times.

CONTRAST REVERSAL - an image phenomenon where the darks become bright, and the brights become dark. This is usually most prevalent in sequences utilizing an extended TR.

CONTRAST-TO-NOISE RATIO (CNR) - the ratio of signal intensity differences between two regions, scaled to image noise. Improving CNR increases perception of the distinct differences between two clinical areas of interest.

CORONAL - a plane, slice or section made by cutting across the body from side to side and therefore parallel to the coronal suture of the skull.

CROSSTALK - an artifact introduced into images by interference between adjacent slices of a scan. This artifact can be eliminated by limiting the minimum spacing between slices.

CRYOGEN - a cooling agent, typically liquid helium or liquid nitrogen used to reduce the temperature of the magnet windings in a superconducting magnet. dB/dt - The rate of change of the magnetic field. This shows the ratio between the amount of change in amplitude of the magnetic field (dB) and the time it takes to make that change (dt). The value of dB/dt is measured in Tesla per second (T/s). DC - direct current.

DEPHASING - the fanning out or loss of phase coherence of signals within the transverse plane. See also T2.

DIPOLE - a magnetic field characterized by its own north and south magnetic poles separated by a finite distance.

DIRECT CURRENT (DC) - a continuous current that flows in only one direction.

DISPLAY MATRIX - the total number of pixels in the selected matrix, which is described by the product of its phase and frequency axis.

DOMAIN THEORY - a theory of magnetism which assumes that groups of atoms produced by movement of electrons align themselves in groups called"domains" in magnetic materials.

DTPA - Diethylenetriaminepentaacetic acid - Gadolinium chelating (chemical bonding) agent that solves the problem of toxicity

ECHO PLANAR IMAGING (EPI) - the utilization of rapid gradient reversal pulses of the readout gradient resulting in a series of gradient echo signals to reduce fast dephasing or signal loss.

ECHO TIME - see TE.

ECHO TRAIN - a series of 180° RF rephasing pulses and their corresponding echoes for a Fast Spin Echo (FSE) pulse sequence.

ETL - Echo Train Length

EDDY CURRENT - an induced spurious electrical current produced by time-varying magnetic fields. Eddy currents can cause artifacts in images and may seriously degrade overall magnet performance.

ELECTROMAGNET - a type of magnet that utilizes coils of wire, typically wound on an iron core, so that as current flows through the coil it becomes magnetized. See also Resistive Magnet, Superconducting Magnet.

ELECTRON SPIN RESONANCE (ESR) - the response of electrons to electromagnetic radiation and magnetic fields at discrete frequencies. EPI - echo planar imaging. See also Echo Planar Imaging.

EQUILIBRIUM - a state of balance that exists between two opposing forces or divergent forms of influence.

EXCITATION - delivering (inducing, transferring) energy into the "spinning" nuclei via radio-frequency pulse(s), which puts the nuclei into a higher energy state. By producing a net transverse magnetization an MRI system can observe a response from the excited system.

FARADAY SHIELD (Faraday Cage) - an electrically conductive screen or shield that reduces or eliminates interference between outside radio waves and those from the MRI unit.

FAST SCANNING - a specialized technique usually associated with short TR, reduced flip angle and repeated 180° rephasing pulses.

FAST SPIN ECHO (FSE) - a fast spin echo pulse sequence characterized by a series of rapidly applied 180° rephasing pulses and multiple echoes, changing the phase encoding gradient for each echo.

FAT SATURATION (FAT-SAT) - A specialized technique that selectively saturates fat protons prior to acquiring data as in standard sequences, so that they produce negligible signal. The pre-saturation pulse is applied prior to each slice selection. This technique requires a very homogeneous magnetic field and very precise frequency calibration. See also Fat Suppression.

FAT SUPPRESSION - the process of utilizing specific parameters , commonly with STIR (short TI inversion recovery) sequences, to remove the deleterious effects of fat from the resulting images. See also STIR.

FDA - the United States Food and Drug Administration FID - see Free Induction Decay

FIELD OF VIEW (FOV) - defined as the size of the two or three dimensional spatial encoding area of the image. Usually defined in units of cm2.

FFT (Fast Fourier Transform) - a particularly fast and efficient computational method of performing a Fourier Transform, which is the mathematical process by which raw data is processed into a usable image.

FIELD ECHO (FE) (also known as GRADIENT ECHO) - echo produced by reversing the direction of the magnetic field gradient to cancel out the position-dependent phase shifts that have accumulated due to the gradient.

FLAIR FLuid Attenuated Inversion Recovery

FLARE Fast Low-Angle Recalled Echoes

FLIP ANGLE (FA) - the angle to which the net magnetization is rotated or tipped relative to the main magnetic field direction via the application of an RF excitation pulse at the Larmor frequency. The Flip Angle is used to define the angle of excitation for a Field Echo pulse sequence.

FLOW COMPENSATION - a function of specific pulse sequences, i.e., CRISP¿ (Complex Rephasing Integrated with Surface Probes) spin echo, wherein the application of strategic gradient pulses can compensate for the objectionable spin phase effects of flow motion.

FLUX - invisible lines of force that extend around a magnetic material. The greatest density is at the two poles of the magnet.

FLUX DENSITY - the number of lines of force per unit area of a magnetic material.

FOURIER TRANSFORM (FT) - a mathematical procedure used in MRI scanners to analyze and separate amplitude and phases of the individual frequency components of the complex time varying signal. Fourier transform analysis allows spatial information to be reconstructed from the raw data.

FOV - See Field Of View.

FREE INDUCTION DECAY (FID) - if transverse magnetization of the spins is produced, e.g., by a 90É RF pulse, a transient MR signal at the Larmor frequency results that decays toward zero with a characteristic time constant of T2*. This decaying signal is the FID.

FREQUENCY - the number of cycles or repetitions of any periodic wave or process per unit time. In electromagnetic radiation, it is usually expressed in units of hertz (Hz), where 1 Hz = 1 cycle per second.

FREQUENCY ENCODING - the process of locating an MR signal in one dimension by applying a magnetic field gradient along that dimension during the period when the signal is being received.

FRINGE FIELD - a term usually relating to the extents of the magnetic field surrounding the magnet. Safety requirements dictate that the distances of particular field strengths from the magnet must be known, and that potentially unsafe areas must be indicated with appropriate warning signs. Access to areas with field strengths of 5 gauss and higher must be strictly controlled. FSE - See Fast Spin Echo. Gx, Gy, Gz - the conventional symbols for the three orthogonal magnetic gradients. The subscripts designate the conventional spatial direction of the gradient.

GADOLINIUM (Gd) - gadolinium is a non-toxic paramagnetic contrast enhancement agent utilized in MR imaging. When injected during the scan, gadolinium will tend to change signal intensities by shortening T1 in its surroundings.

GATING - timing the acquisition of MR data to physiological motion in order to minimize motion artifacts (e.g., cardiac gating, respiratory gating).

GAUSS - a unit of magnetic field strength that is approximately the strength of the earth's magnetic field at its surface (the earth's field is about 0.5 to 1G). The value of 1 gauss is defined as 1 line of flux per cm2. As larger magnetic fields have become commonplace, the unit gauss (G) has been largely replaced by the more practical unit tesla (T), where 1 T = 10,000 G. GHOSTING - an image artifact primarily associated with the phase direction.

GRADIENT COILS - three paired orthogonal current-carrying coils located within the magnet which are designed to produce desired gradient magnetic

fields which collectively and sequentially are superimposed on the main magnetic field (Bo) so that selective spatial excitation of the imaging volume can occur. Gradients are also used to apply reversal pulses in some fast imaging techniques.

GRADIENT ECHO (GE) - see Field Echo.

GRADIENT MAGNETIC FIELD - A small linear magnetic field applied in addition to (superimposed on) the large static magnetic field in an MRI scanner. The strength (amplitude) and direction of the gradient fields change during the scan, which allows each small volume element (voxel) within the imaging volume to resonate at a different frequency. In this way, spatial encoding may be performed.

GYROMAGNETIC RATIO (g) - a constant for any given nucleus that relates the nuclear MR frequency and the strength of the external magnetic field. It represents the ratio of the magnetic moment (field strength) to the angular momentum (frequency) of a particle. The value of the gyromagnetic ratio for hydrogen (1H) is 4,258 Hz/Gauss (42.58 MHz/Tesla).

HERTZ - the standard unit of frequency equal to 1 cycle per second. The larger unit megahertz (MHz) = 1,000,000 Hz.

HOMOGENEITY - uniformity of the main magnetic field.

HYDROGEN DENSITY (H+) - the concentration of Hydrogen atoms in water molecules or in some groups of fat molecules within tissue. Initial MR signal amplitudes are directly related to H+ density in the tissue being imaged.

IMAGE (DATA) ACQUISITION TIME - the time required to gather a complete set of image data. The total time for performing a scan must take

into consideration the additional image reconstruction time when determining how quickly the image(s) may be viewed.

IMAGE RECONSTRUCTION - the mathematical process of converting the composite signals obtained during the data acquisition phase into an image.

INHOMOGENEITY - lack of homogeneity or uniformity in the main magnetic field.

INVERSION RECOVERY (IR) - an imaging sequence that involves successive 180É and 90É pulses, after which a heavily T1weighted signal is obtained. The inversion recovery sequence is specified in terms of three parameters, inversion time (TI), repetition time (TR) and echo time (TE).

INVERSION TIME (TI) - the time period between the 180° inversion pulse and the 90° excitation pulse in an Inversion Recovery pulse sequence. ISOTOPE - Atomic nuclei that contain the same number of protons, but differ in the number of neutrons in the nucleus of the atom for the element concerned. K-SPACE - a data acquisition matrix containing raw image data prior to image processing. In 2DFT, a line of data corresponds to the digitized NMR signal at a particular phase-encoding level.

LARMOR EQUATION - an equation that states that the frequency of precession of the nuclear magnetic moment is directly proportional to the product of the magnetic field strength (Bo) and the gyromagnetic ratio (g). This is stated mathematically as å = g Bo.

LARMOR FREQUENCY - the frequency at which magnetic resonance in a nucleus can be excited and detected. The frequency varies directly with magnetic field strength, and is normally in the radio frequency (RF) range.

LATTICE - in MRI, the magnetic and thermal environment through which nuclei exchange energy in longitudinal (T1) relaxation.

LONGITUDINAL MAGNETIZATION - the component (MZ) of the net magnetization vector in the direction of the static magnetic field. After RF excitation, this vector returns to its equilibrium value at a rate characterized by the time constant T1.

LONGITUDINAL RELAXATION - return of longitudinal magnetization to its equilibrium value after excitation due to the exchange of energy between the nuclear spins and the lattice.

LONGITUDINAL RELAXATION TIME - the time constant, T1, which determines the rate at which excited protons return to equilibrium within the lattice. A measure of the time taken for spinning protons to re-align with the external magnetic field. The magnetization will grow after excitation from zero to a value of about 63% of its final value in a time of T1.

MAGNETIC GRADIENT - one of three linear magnetization waveforms superimposed on the main magnetic field at specific times within a pulse sequence to select the imaging region or provide necessary spatial localization information. A magnetic gradient is defined as the amount and direction of the linear rate of change of the magnetic field in space. MAGNETIC FIELD - magnetic lines of force which extend from a north polarity and enter a south polarity to form a closed loop around the outside of a magnetic material.

MAGNETIC MOMENT - a measure of the net magnetic properties of an object or particle. A nucleus with an intrinsic spin will have an associated magnetic dipole moment so that it will interact with a magnetic field (as if it were a tiny bar magnet).

MAGNETIC RESONANCE - the absorption or emission of energy by atomic nuclei in an external magnetic field after the application of RF excitation pulses using frequencies which satisfy the conditions of the Larmor equation.

MAGNETIC RESONANCE ANGIOGRAPHY (MRI) - MR image visualization of selected vascular structures, such as the Circle Of Willis or the carotid arteries.

MAGNETIC RESONANCE SPECTROSCOPY (MRS) - an MR technique wherein a sample is placed in a strong, very uniform, magnetic field, and stimulated with RF electromagnetic energy. If the field is uniform over the volume of the sample, "similar" nuclei will contribute a particular frequency component to the detected response signal irrespective of their individual positions in the sample. Since nuclei of different elements resonate at different frequencies, each element in the sample contributes a different frequency component. A chemical analysis can then be conducted by analyzing the MR response signal into its frequency components.

MAGNETIC SUSCEPTIBILITY - the extent to which a material becomes magnetized when placed within a magnetic field. Differences in magnetic susceptibilities at tissue borders are a frequent cause of MRI artifacts.

MAGNETIZATION VECTOR (Mz) - the integration of all the individual nuclear magnetic moments which have a positive magnetization value at equilibrium versus those in a random state.

MAXIMUM INTENSITY PROJECTION (MIP) - a processing method for MRI images. A MIP is a record of a maximum intensity ray (generated through a mathematical algorithm) as it passes through an angiographic

volume. Each point in an MIP represents the highest intensity experienced in that location on any partition within the imaging volume.

MR IMAGING - the use of magnetic resonance principles in the production of diagnostic views of the human body where the resulting image is based upon three basic tissue parameters (proton density, T1 relaxation time, T2 relaxation time) and flow characteristics. MRI - See Magnetic Resonance Angiography. MRS - See Magnetic Resonance Spectroscopy.

MULTI-ANGLE OBLIQUE - the ability to display anatomical structures in a variety of planes from the data acquired in just one scan.

MULTI-ECHO IMAGING - imaging using a series of echoes acquired as a train following a single excitation pulse. In spin-echo imaging, each echo is formed by a 180É pulse. Typically, a separate image is produced from each echo of the train.

MULTI-SLICE IMAGING - an imaging technique in which the repetition period (TR) is utilized for acquiring additional slices in other layers or planes.

NET MAGNETIZATION VECTOR - a vector which represents the sum of all of the contributions of the magnetic moments within the magnetic field; the magnitude and direction of the magnetization resulting from this collection of atomic nuclei.

NEUTRON - an uncharged neutral particle located in the nucleus of most atoms which serves as a stabilizer.

NEX - number of excitations. See also Number of Excitations, Signal Averaging.

NMR SIGNAL - the electromagnetic signal in the radio-frequency range produced by the precession of the transverse magnetization of the spins. The rotation of the transverse magnetization induces a voltage in a receiving antenna (coil) which is amplified and demodulated by the receiver circuits.

NOISE - an undesirable background interference or disturbance that affects image quality. NSA - the number of signal averages performed during the scan. See also NEX and Signal Averaging.

NUCLEAR SPIN - also known as inherent spin, this defines the intrinsic property of certain nuclei (those with odd numbers of protons and/or neutrons in their nucleus) to exhibit angular momentum and a magnetic moment. Nuclei that do not exhibit this characteristic will not produce an NMR signal.

NUCLEUS - the core or center part of an atom, which contains protons having a positive charge and neutrons having no electrical charge, except in the common isotope of hydrogen, where the nucleus is a single proton.

NUMBER OF EXCITATIONS - an indicator of how many times each line of k-space data is acquired during the scan.

OBLIQUE - a plane or section not perpendicular to the xyz coordinate system, such as long and short axis views of the heart.

ORTHOGONAL - a plane or section perpendicular to the xyz coordinate system.

OSCILLATION - rhythmic periodic motion.

PARAMAGNETIC SUBSTANCE - a substance with weak magnetic properties due to its unpaired electrons. Researchers are developing certain paramagnetic materials, such as gadolinium, as MRI invasive contrast media.

PARTIAL VOLUMING - a loss of resolution due to excessively large voxels, typically caused by slices that are too thick.

PERMANENT MAGNET - a magnet design that utilizes blocks of ferromagnetic materials (permanent magnets) to generate a magnetic field between the two poles of the magnet. There is no requirement for additional electrical power or cooling, and the iron-core structure of the magnet leads to a limited fringe field and no missile effect. Due to weight considerations, permanent magnets are usually limited to maximum field strengths of 0.3T.

PHANTOM - an artificial object of known dimensions and properties that is used to test or monitor an MRI systems homogeneity, imaging performance and orientation aspects.

PHASE - an angular relationship describing the degree of synchronism between two sinusoidal waveforms of the same frequency.

PHASE COHERENCE - a term describing the degree to which precessing nuclear spins are synchronous.

PHASE CONTRAST - an MRI technique utilizing the change in the phase shifts of the flowing protons in the region of interest to create an image.

PHASE ENCODING - the process of locating an MR signal by altering the phase of spins in one dimension with a pulsed magnetic field gradient along that dimension prior to the acquisition of the signal. As each signal component has experienced a different phase encoding gradient pulse, its exact spatial

reconstruction can be specifically and precisely located by the Fourier transformation analysis. Spatial resolution is directly related to the number of phase encoding levels (gradients) used.

PIXEL - acronym for a picture element, the smallest discrete twodimensional part of a digital image display.

PLANAR IMAGING - a method of scanning in which the data is collected simultaneously from an entire layer.

PRECESSION - comparatively slow gyration of the axis of a spinning body so as to trace out a cone. Caused by the application of a torque tending to change the direction of the rotation axis and continuously directed at right angles to the plane of the torque. The magnetic moment of a nucleus with spin will experience such a torque when inclined at an angle to the magnetic field, resulting in precession at the Larmor frequency.

PRESATURATION (PRE-SAT) - a specialized technique employing repeated RF excitation of structures adjacent to the ROI for the purpose of reducing or eliminating their phase effect artifacts.

PROTON - a positively charged particle located in the nucleus of an atom. The number of protons in the nucleus governs the chemical properties of that element.

PROTON DENSITY - the concentration of mobile Hydrogen atoms within a sample of tissue. See also Hydrogen Density.

PROTON DENSITY WEIGHTED IMAGE - an image produced by controlling the selection of scan parameters to minimize the effects of T1 and

T2, resulting in an image dependent primarily on the density of protons in the imaging volume.

PULSE PROGRAMMER - the computer-controlled component of the MRI scanner that determines the timing of the pulse sequence parameters of the scan, such as echo time, pulse amplitude, phase and frequency.

PULSE SEQUENCE - a preselected set of defined RF and gradient pulses, usually repeated many times during a scan, wherein the time interval between pulses and the amplitude and shape of the gradient waveforms will control NMR signal reception and affect the characteristics of the MR images.

QUENCH - an event which can only occur in superconducting magnets, it is caused by a loss of superconductivity; a rapid increase in the resistivity of the magnet, which generates heat that results in the rapid evaporation of the magnet coolant (liquid helium). This evaporated coolant is a hazard that requires

emergency venting systems to protect patients and operators. A quench can cause total magnet failure.

RADIO FREQUENCY - an electromagnetic wave with a frequency that is in the same general range as that used for the transmission of radio and television signals. Abbreviated RF. The RF pulses used in MR are commonly in the 1-100 megahertz range, and their principle effect upon a body is potential tissue heating caused by absorption of the applied pulses of RF energy.

READOUT GRADIENT - magnetic field gradient applied during the period when the receiver components are on. The application of this gradient, which

is active during the period when the echo is being formed, results in the frequency encoding of the object being imaged. See also Frequency Encoding.

RECEIVER - the portion of the MRI equipment that detects and amplifies the RF signals picked up by the receiver coil. Includes a preamplifier, NMR signal amplifier, and demodulator.

RECEIVER COIL - a coil , or antenna, positioned within the imaging volume and connected to the receiver circuitry that is used to detect the NMR signal. In certain applications, the same coil can be used for both transmission and reception. Receiver coils types include solenoidal, planar, volume, quadrature and phased array coils.

RECONSTRUCTION - the mathematical process by which the displayed image is produced from the raw k-space data obtained from the receiver circuitry, typically utilizing Fourier transformation and selective filtering.

REGION OF INTEREST (ROI) - the area of anatomy being scanned that is of particular importance in the image.

RELAXATION TIME - after excitation the spins will tend to return to their equilibrium distribution in which there is no transverse magnetization and the longitudinal magnetization is at its maximum value and oriented in the direction of the static magnetic field. After excitation the transverse magnetization decays toward zero with a characteristic time constant T2, and the longitudinal magnetization returns toward equilibrium with a characteristic time constant T1.

REPETITION TIME (TR) - the amount of time that exists between successive pulse sequences applied to the same slice. It is delineated by initiating the first RF pulse of the sequence then repeating the same RF pulse at a time t. Variations in the value of TR have an important effect on the control of image contrast characteristics. Short values of TR (< 1000 ms) are common in images exhibiting T1 contrast, and long values of TR (> 1500 ms) are common in images exhibiting T2 contrast. TR is also a major factor in total scan time. See also TR.

REPHASING - the process of returning out-of-phase magnetic moments back into phase coherence. Caused either by rapidly reversing a magnetic gradient (Field Echo) or by applying a 180É RF pulse (Spin Echo). In the spin-echo pulse sequence this action effectively cancels out the spurious T2* information from the signal.

RESISTIVE MAGNET - a common type of magnet that utilizes the principles of electromagnetism to generate the magnetic field. Typically large current values and significant cooling of the magnet coils is required. Resistive magnets fall into two general categories - iron-core and air-core. Iron-core electromagnets provide the advantages of a vertically-oriented magnetic field, and a limited fringe field with little, if-any, missile effects due to the closed iron-flux return path. Air-core electromagnets exhibit horizontally oriented fields, which have large fringe fields (unless magnetically shielded) and are prone to missile effects. Resistive magnets are typically limited to maximum field strengths of approximately 0.6T.

RESONANCE - a large amplitude vibration in a mechanical or electrical system caused by a relatively small periodic stimulus with a frequency at or close to a natural frequency of the system. The exchange of energy at a particular frequency between two systems. ROI - see Region Of Interest.

SAGITTAL - a plane, slice or section of the body cutting from front to back through the saggital suture of the skull, and continued down through the body in the same direction, dividing it into two parts, then turning one half to view it from its cut surface.

SAMPLING - the conversion of analog signals to discreet digital values through a preselected measurement process. SAR - see Specific Absorption Rate.

SATURATION RECOVERY - a little-used pulse sequence that generates a predominately proton density dependent signal, basically employing a 90° RF excitation pulse, with a very long repetition time. This procedure allows the saturated spins to return to equilibrium before the next pulse is activated.

SELECTIVE EXCITATION - controlling the frequency spectrum (bandwidth) of an RF excitation pulse while imposing a gradient magnetic field on spins so that only a desired region will have a suitable resonant frequency to be excited. SCAN TIME - a description of the total time required to acquire all the data needed to produce the programmed image. See also Acquisition Time, Image (Data) Acquisition Time.

SHIM COILS - coils positioned near the main magnetic field that carry a relatively small current that is used to provide localized auxiliary magnetic fields in order to improve field homogeniety. See also Shimming

SHIMMING - The process of improving field homogeniety by compensating for imbalances in the main magnetic field of an MRI system. This can be accomplished through a combination of passive (mechanical) shimming (e.g., adding or removing steel from the magnets poles) and active shimming (the use of shim coils) to fine-tune the magnetic field.

SIGNAL AVERAGING - a signal-to-noise improvement method that is accomplished by taking the average of several FIDs made under similar conditions. This is also referred to as the number of excitations (NEX) or the number of acquisitions. The approximate amount of improvement in signal-to-noise (S/N) ratio is calculated as the square root of the number of excitations ( ).

SIGNAL-TO-NOISE RATIO (S/N, SNR) - The ratio between the amplitude of the received signal and background noise, which tends to obscure that signal. SNR, and hence image quality, can be improved by such factors as increasing the number of excitations, increasing the field of view, increasing slice thickness, etc. SNR also depends on the electrical properties of the patient being studied and the type of receiving coil used.

SLICE - the term describing the planar region or the image slice selection region.

SLICE ENCODING - relates to the addition of phase encoding steps for 3D volumetric imaging.

SLICE SELECTION - exclusive excitation of spins in one slice performed by the coincident combination of a gradient magnetic field and a narrow bandwidth or slice selective RF pulse at a specific Larmor frequency.

SLICE THICKNESS - the thickness of an imaging slice. Since the slice profile is not sharply edged, the distance between the points at half the sensitivity of the maximum (full width at half maximum) is used to determine thickness.

SMART - the acronym for Slice-specific, Multi-Angle, multiResolution, multi-Thickness scanning. This function allows the operator to individually customize the thickness, field-of-view and position of each slice in a multi-angle study. SNR - see Signal-ToNoise Ratio

SPATIAL RESOLUTION - the ability to define minute adjacent objects/points in an image, generally measured in line pairs per mm (lp/mm).

SPECIFIC ABSORPTION RATE - an RF exposure concern that describes the potential for heating of the patient's tissue due to the application of the RF energy necessary to produce the NMR signal. The RF induced heat load can be directly related to the

SAR (Specific Absorption Rate), which is defined as the RF power absorbed per unit of mass of an object, and is measured in watts per kilogram (W/kg).

SPIN - the property exhibited by atomic nuclei that contain either an odd number of protons or neutrons, or both.

SPIN-ECHO (SE) - re-appearance of the NMR signal after the FID has apparently died away, as a result of the effective reversal (rephasing) of the dephasing spins by techniques such as specific

RF pulse sequences or pairs of field gradient pulses, applied in time shorter than or on the order of T2. Proper selection of the TE time of the pulse sequence can help control the amount of T1 or T2 contrast present in the image. Also a pulse sequence type that usually employs a 90° pulse, followed by one or more 180° pulses.

SPIN-LATTICE RELAXATION TIME - see T1 and Longitudinal Relaxation Time.

SPIN-SPIN RELAXATION TIME - see T2 and Transverse Relaxation Time.

STEADY-STATE FREE PRECESSION - the name for any field echo or gradient echo sequence in which a non-zero steady state develops for both transverse and longitudinal components of magnetization. If the RF pulses are close enough together, the MR signal will never completely decay, implying that the spins in the transverse (x-z) plane never completely dephase. STIR - the acronym for Short TI Inversion Recovery. A specialized application of the Inversion Recovery pulse sequence that sets the inversion time (TI) of the sequence at 0.69 times the T1 of fat, thereby suppressing the fat in the image. See also Fat Suppression.

SUPERCONDUCTIVE MAGNET - a magnet whose field is generated by current in wires made of a superconducting material such as niobium-titanium, that has no resistance when operated at temperatures near absolute

zero(-273°C, -459°F). Such magnets must be cooled by, for example, liquid helium. Superconducting magnets typically exhibit field strengths of >0.5T and have a horizontal field orientation, which makes them prone to missile effects without significant magnetic shielding. See also Quenching.

SURFACE COIL- a type of receiver coil which is placed directly on or over the region of interest for increased magnetic sensitivity. These coils are specifically designed for localized body regions, and provide improved signal-to-noise ratios by limiting the spatial extent of the excitation or reception. T - tesla T1 - spin-lattice longitudinal relaxation time. The characteristic time constant for spins to realign themselves with the external magnetic field after excitation.

T1 WEIGHTED - an image created typically by using short TE and TR times whose contrast and brightness are predominately determined by T1 signals.

T1 RELAXATION - see Longitudinal Relaxation Time.

T2 - spin-spin or transverse relaxation time. The time constant for loss of phase coherence among spins oriented at an angle to the static magnetic field due to interactions between the spins. Results in a loss of transverse magnetization and the MRI signal.

T2* ("T-two-star") - the time constant for loss of phase coherence among spins oriented at an angle to the static magnetic field due to a combination of magnetic field inhomogeneities and the spinspin relaxation. Results in a rapid loss of transverse magnetization and the MRI signal.T2* < T2.

T2 WEIGHTED - an image created typically by using longer TE and TR times whose contrast and brightness are predominately determined by T2 signals. TAU (t) - the interpulse times (time between the 90° and 180° pulse,

and between the 180° pulse and the echo) used in a spin echo pulse sequence. TE (Echo Time) - represents the time in milliseconds between the application of the 90° pulse and the peak of the echo signal in Spin Echo and Inversion Recovery pulse sequences.

TE (Echo Time) - represents the time in milliseconds between the application of the 90° pulse and the peak of the echo signal in Spin Echo and Inversion Recovery pulse sequences.

TESLA (T) - the preferred unit of magnetic flux density. One tesla is equal to 10,000 gauss. The Tesla unit value is defined as a field strength of 1 Weber per meter 2, where 1 Weber represents 1 x 108 (100,000,000) flux lines.

THREE DIMENSIONAL IMAGING (3DFT) - a specialized imaging technique that uses computer processing to combine individual slice acquisitions together to produce an image that represents length, width and height. TI (Inversion Time) - the time between the initial (inverting) 180° pulse and the 90° pulse used in inversion recovery pulse sequences.

TIME OF FLIGHT (TOF) - and MRI technique relying solely on the flow of unsaturated blood into a magnetized presaturated slice.

The difference between the unsaturated and presaturated spins creates a bright vascular image without the invasive use of contrast media.

TIP ANGLE - angle between the net magnetization vector before and after an RF excitation pulse. Small tip angles allow a decrease in TR, which is used to decrease scan time in Field Echo pulse sequences. See Flip Angle.

TR (Repetition Time) - the amount of time that exists between successive pulse sequences applied to the same slice. See also Repetition Time.

TRANSAXIAL - a plane perpendicular (rotated 90°) to the long axis of the human body. See also Axial.

TRANSCEIVER COIL - an MRI surface coil that acts as both transmitter and receiver.

TRANSMITTER - the portion of the MR scanner that produces the RF current and delivers it to the transmitting coil (antenna). The RF signal produced by the transmitter is used to excite the protons in the imaging volume.

TRANSVERSE MAGNETIZATION - component of the net magnetization vector at right angles to the main magnetic field. Precession of the transverse magnetization at the Larmor frequency is responsible for the detectable NMR signal. In the absence of externally applied RF energy, the transverse magnetization will decay to zero with a characteristic time constant of T2, or more strictly T2*.

TRANSVERSE RELAXATION TIME - the time constant, T2, which determines the rate at which excited protons reach equilibrium, or go out of phase with each other. A measure of the time taken for spinning protons to lose phase coherence among the nuclei spinning perpendicular to the main field due to interaction between spins, resulting in a reduction in the transverse magnetization. The transverse magnetization value will drop from maximum to a value of about 37% of its original value in a time of T2.

TUNING - the process of adjusting the transmitter and receiver circuitry so that it provides optimal signal performance at the

Larmor frequency. A properly tuned scanner will produce images with a higher signal- to-noise ratio, and therefore improved diagnostic versatility.

TWO-DIMENSIONAL IMAGING (2DFT) - the Fourier transformation process reconstructs the detected frequency and phase encoded image information (which are rotated 90° from each other) into a usable image.

VECTOR - a quantity that has both magnitude and direction and that is commonly represented by an arrow. The length of the line segment represents the magnitude, and its orientation in space represents its direction. Vector quantities can be added to or subtracted from one another.

VELOCITY - speed in a particular direction.

VELOCITY ENCODING (VENC) - a specialized technique used fro encoding flow velocities.

VISCOSITY - a property of a fluid or semi-fluid that affects its mobility, and therefore its intensity in an image.

VOLUMETRIC IMAGING - a specialized technique where all the MR signals are collected from the entire tissue sample and imaged as a whole entity. Compare with slice select.

VORTEX FLOW - area within a blood vessel where the blood is suddenly accelerated, then rapidly decelerated. This would be commonly seen in blood passing through a vascular stenosis (narrowing), and becomes a factor in MRI.

VOXEL - volume element; the element of the three-dimensional space corresponding to a pixel, for a given slice thickness