مفاهیم پایه

-1-1-اجزای تشکیل دهنده سیستم های ام آر آی

یک سیستم ام آر آی از بخش های مختلفی تشکیل شده است .

1.مگنت

2.کویل های اراف

3.کویل های گرادیان

4.سیستم نرم افزار

1-انواع مگنت های مورد استفاده در سیستم ام آر آی

در سیستم های ام آر آی برای اعمال میدان مغناطیس خارجی ، از 3 نوع مگنت استفاده می شود که هرکدام مزایا و معایب خاص خود را دارند.

الف-مگنت های دائمی (permanent Magnets)

ب-مگنت های مقاومتی Resistive Magnets))

ج-مگنت های ابر رسانا(Superconductive magnets)

الف-مگنت های دائمی(permanent Magnets)

این مگنت ها از آهنربای طبیعی نعلی شکل که به صورت دو بلوک بزرگ مقابل هم قرار گرفته اند ، تشکیل شده است . معایب این مگنت ها ،یکنواختی میدان پایین ، روشن بودن به صورت دائم ، وزن زیاد و قدرت مغناطیسی پایین آنها(5/0 تسلا) می باشد. از محاسن آن می توان از شدت میدان یکنواخت در طول زمان آزمایش ،مصرف جریان برق پائین و عدم نیاز به خنک کننده را نام برد.

ب-مگنت های مقاومتی Resistive Magnets))

این مگنت ها بر اساس استفاده از خاصیت القاء مغناطیسی حاصل از عبور جریان الکتریکی از یک سیم پیچ ساخته می شوند .یکنواختی شدن میدان در این مغناطیس ها خوب و پایداری آن متوسط است .از این مغناطیس ها برای ایجاد شدت های بین 40/0 تا 5/0 تسلا استفاده می شود.

ج-مگنت های ابر رسانا(Superconductive magnets)

سیم پیچ این مگنت ها از مواد ابر رسانا ساخته شده است ، لذا بدلیل مقاومت الکتریکی خیلی کم ،گرمای ناچیزی در آنها تولید می شود . با این مگنت ها می توان میدانها قوی (تا 3 تسلا یا بیشتر ) تولید نمود.یکنواختی و پایداری میدان مغناطیسی تولید شده خیلی خوب است .برای ایجاد خاصیت ابر رسانی ، این مگنت ها را در درجه حرارت هلیوم مایع (4/2 کلوین )قرار می دهند).

2-کلوین های RF و پارامترهای آن

کلوین های RF1 از یکسری حلقه های سیم پیچ مانند تشکیل شده است و برای دریافت سیگنال های ام آرآی از بدن استفاده می شود .در تصویر برداری ام آر آی ، مولد سیگنال در واقع همان بافتی است که مورد تصویربرداری قرار می گیرد .این کویل ها باید در جای مناسب قرار گیرند تا سیگنال را به خوبی دریافت نمایند .این کویل ها در اندازه ها و شکل های مختلف ساخته می شوند.

در مورد نحو انتخاب کویل ها چند قاعده اساسی وجود دارد که به آنها اشاره می شود:

الف-اندازه کویل ها باید مناسب با آناتومی و ناحیه مورد تصویربرداری انتخاب شود .اگر اندازه کویل بزرگتر از ناحیه موزد درخواست باشد تأثیر منفی شدیدی روی SNR2 می گذارد.

ب-میدان دید (FOV1 ) باید متناسب با اندازه کویل باشد.دراین صورت قدرت تفکیک تصاویر بهینه شده و ضرورت استفاده از تکنیک های ضد ارتیفکت الایزینگ کاهش پیدا می کند.

الف-کویل بدن(Body Coil) :

کویل هایی که در اغلب سیستم ها از این طریق امواج RF تولید و تابش می گردند و در داخل خود مگنت قرار دارد.

ب-کویل های حجمی(Volume Coil)

این نوع از کویل ها برای پوشش دادن کل ناحیه آناتومی استفاده می شود و یکنواختی میدان مغناطیسی بیشتری نسبت به بقیه انواع کویل ها دارد.

ج-کویل های سطحی(Surface Coil)

کویل هایی که برای قرار گرفتن حول یک ناحیه و یا منطقه خاص طراحی شده اند .به طور معمول از این کویل ها در مناطقی که آناتومی مورد نظر به سطح بدن نزدیک تر (مفصل شانه )است استفاده می شود .این کار بدان علت صورت می گیرد که SNR بالایی حاصل شود.

د-کویل آرایه فازی (phased Array)

در کویل های آرایه فازی ، هر کویل هر کویل مجزا از کویل های دیگر بوده و دارای کانال گیرنده خاص خود می باشد.این مسئله باعث بهبود SNR شده و پوشش کل مجموعه نیز افزایش می یابد .اگر کویل ها به صورت خطی با یکدیگر ترکیب شوند می توان آناتومی قسمت های بلند مانند مهره ها را مورد تصویر برداری قرار داد،بدون آنکه سیگنال حاصل از قسمت های عمیق تر بدن دریافت شود.نوع دیگری از کویل به نام آرایه حجمی وجود دارد که برای تصویر برداری از لگن مورد استفاده قرار می گیرد .بدین صورت که دو کویل در قسمت خلفی و دو کویل در قسمت قدامی بدن قرار می گیرد .کاربرد این نوع کویل در تصور برداری از اندام های فوقانی و تحتانی ،شکم و قفسه صدری است.رخی دیگر از کویل ها برای قرار گرفتن در قسمت درونی بدن طراحی شده اند و در سه شکل مختلف ساخته می شوند که هر کدام برای تصویر برداری از قسمت خاصی به کار می رود .این کویل ها عبارتند از کویل های پروستت ، رکتوم و رحم.

3-کویل های گرادیان

برای تشکیل تصویر ،نیاز به دانستن محل دقیق سیگنال دریافتی می باشد .درواقع باید بدانیم این سیگنال از کجای بدن بیمار آمده است.برای انجام این کار از کویل های گرادیان استفاده می شود .کویل های گرادیان ،شیب خطی لازم را در میدان مغناطیسی فراهم می نمایند .دامنه این گرادیان ،بستگی به میزان جریان عبوری از سیم پیچ ها داشته و در جهت و مسیر خاصی به وجود می آید.شیب قدرت میدان مغناطیسی ،متناسب با مقدار جریان عبوری از سیم پیچ ها ، تعداد سیم پیچ ها،اندزه حلقه های سیم پیچ و میزان نزدیکی این حلقه ها به هم دارد .چناچه تناسب لازم در ابتدا و انتهای مگنت از نظر طرز قرار گیری سیم پیچ ها وجود نداشته باشد ،میدان مغناطیسی حاصل در ابتدا و انتهای میدان متفاوت خواهد بود که به این حالت ،گرادیان مغناطیسی 1 ، گویند.

با تغییر میدان مغناطیسی ، گرادیان ها ، سیگنال با فرکانس متفاوت ایجاد نموده و در نتیجه می توان کد گذاری فرکانس و فاز و انتخاب برش را انجام داد.برای انجام این کار از سه گرادیان در جهات X،Y و Z استفاده می شود . برای مثال جهت حصول تصاویر آگزیال ، گرادیان Z ، انتخاب گر برش می باشد و همزمان با ارسال پالس RF روشن می شوند .همچنین گرادیان X و Y به ترتیب جهت کد گذاری فرکانس و فاز استفاده می شوند و هنگام دریافت اکوی روشن می شوند .

1-2-مفاهیم اساسی فیزیک ام آر آی

روش تصویر برداری ام آرآی بر اساس تحریک پروتون اتم هیدروژن مولکول های آب بافت بدن و سپس دریافت و پردازش سیگنال های بدست آمده از آنها انجام می پذیرد .پروتون اتم هیدروژن دارای یک بار الکتریکی مثبت است .این ذره با حرکت دائم به دور خود (حرکت اسپینی )،خطوط میدان الکتریکی اطراف خود را قطع کرده و در نتیجه به صورت یک مغناطیس (یا دو قطبی )کوچک عمل می کند .

حرکت تقدیمی پروتون ها (Precession)

پروتون ها ، در یک میدان مغناطیسی خارجی ، با یک حرکت تقدیمی (فرفره ای ) بدور خطوط مغناطیسی خارجی حرکت کرده و راستای میدان قرار می گیرند .فرکانس این حرکت تقدیمی از معادله لارمور بدست می آید که به ان فرکانس لارمور می گویند .

W=YB معادله-1

که در آن B،شدت میدان مغناطیسی خارجی (مگنت)و Y،نسبت ژیرومگنتیک می باشد.

فرضیه جفت اسپین (Spin-Pairing (

در هسته یک اتم ،پروتون ها یا نوترون ها ،دارای اسپین های مخالف بوده و اذا خاصیت مغناطیسی یکدیگر را خنثی می کنند.لذا هسته هایی که دارای جفت پروتون (عدد اتمی z زوج) و جفت نوترون (عدد اتمی A زوج ) هستند در میدان مغناطیسی خارجی تحریک نمی شوند که اکسیژن -16 و کربن -12 از جمله این هسته ها هستند .

هنگامی که بافت در یک میدان مغناطیسی خارجی قرار می گیرد ،چه اتفاقی می افتد؟

در هر سانتی متر مکعب بافت نرم ،میلیاردها هسته هیدروژن (پروتون)وجود دارد .ابتدا این پروتون ها یا مغناطیس های کوچک به طور نامرتب در امتداد های مختلفی قرار دارند به طوری که بر آیند نیرو های مغناطیسی آنها برابر صفر است.

پس از قرار گرفتن در یک میدان مغناطیسی خارجی قوی ،پروتون ها سعی می کنند خود را در راستای میدان مغناطیسی خارجی قرار دهند .تعداد پروتون هایی که در جهت میدان مغناطیسی خارجی قرار می گیرند .اندکی بیش از تعداد پروتون هایی است که در جهت خلاف میدان مغناطیسی خارجی قرار می گیرند .لذا بر آیند میدان مغناطیسی پروتون ها ،برداری در جهت میدان مغناطیسی خارجی خواهد بود که به آن بردار مغناطیسی برآیند می گویند.با اعمال میدان های مغناطیسی گرادیانی به میدان یکنواخت خارجی ،میدان مغناطیسی بر آیند در هر جزء کوچک از جسم (Voxel) با اجزای کناری ، متفاوت بوده و لذا فرکانس لامور در هر وکسل مقدار خاصی خواهد شد که با فرکانس لارمور وکسل های اطراف آن متفاوت است .

اعمال موج با فرکانس رادیویی(RF Waves)

در ابتدا تمام اسپین ها در امتداد محور میدان مغناطیسی خارجی هم جهت شده و در حال چرخش هستند .زمانی که امواج RF با فرکانس لارمور بر هر وکسل بر جسم تابیده شود ، یک میدان مغناطیسی متناوب ر وکسل مورد نظر اعمال شده و در نتیجه بردار برآیند (M) در آن وکسل منحرف می شود.زاویه انحراف،بستگی به شدت امواج RF و مدت زمان تابش دارد.چنانچه مدت زمان و شدت اعمال این پالس به حدی باشد که باعث چرخش بردار بر آیند به اندازه 90 درجه گردد،به ان پالس 90 RF درجه گویند و باعث انحراف آن به اندازه 180 درجه گردد ، به آن پالس 180 RF درجه گفته می شود .به جز توالی گرادیان اکو(GRE) که در آن از پالس های با زوایای متغیر استفاده می شود ، در بیشتر توالی های مورد استفاده در ام آر آی ، از پالس های 90 و 180 درجه استفاده می شود.

پس از قطع امواج RF چه اتفاقی می افتد؟

با قطع امواج RF ، بردار برآیند با یک حرکت تقدیمی (فرفره ای )خود را در جهت میدان مغناطیسی خارجی (راستای قبل از اعمال امواج RF) قرار می دهد .در واقع در این حالت بافت ها با از دست دادن انرژی ، تمایل به بازگشت به حالت اولیه خود را دارند که به آن پدیده آسایش می گویند.این بازگشت در یک سیم پیچ ، یک جریان القایی به وجود می آورد که همان سیگنال الکتریکی ام آرآی است و به آن سیگنال واپاشی القایی آزاد 1 گویند .

از سیگنال FID سه پارامتر زیر را می توان بدست آورد:

1-تراکم پروتونی(PD)

2-زمان آسایش اسپین -شبکه(Spin-Lattice Relaxation Time)(T1)

3-زمان آسایش اسپین-اسپین(Spin-Spin)( Relaxation T1)

تراکم پروتونی (PD)

این پارامتر در حقیقت میزان تراکم هسته های هیدروژن در بافت مورد نظر (وکسل مورد نظر ) را نشان می دهد.بافت های با مقدار آب بیشتر ، تراکم پروتونی (PD) بیشتری دارند .تصاویری که بر اساس اختلاف تراکم پروتونی بدست می آید PD-Weighted Image گویند.

زمان آسایش اسپین-شبکه(TI)

با حذف موج RF ،پروتون هایی که تحت تأثیر این امواج از وضعیت تعادل خود خارج شده بودند ،با یک حرکت تقدیمی به وضعیت اول خود بر می گردند و در نتیجه شبکه اتم های موجود در هر وکسل به وضعیت اول خود بر می گردد.زمان لازم برای این بازگشت شبکه اتم ها به حالت اول را زمان آسایش اسپین-شبکه گویند و با پارامتر T1 معرفی می گردد و برابر با مدت زمانی است که 63 درصد شبکه به وضعیت تعادل خود بر می گردد.این زمان برای پروتون بافت های مختلف متفاوت بوده و می توان از آن جهت ایجاد کنتراست تصویر استفاده کرد .کنتراست تصاویری که از این پارامتر بدست می آید تحت عنوان تصاویر T1 Weighted نامیده می شوند .با توجه به اینکه زمان آسایش T1 در چربی کوتاه تر از آب می باشد ، در نتیجه در تصاویر حاصله ، چربی روشن و آب به صورت تیره دیده می شود .

زمان آسایش اسپین-اسپین (T2 )

بعد از قطع امواج RF پروتون های تحریک شده، به حالت اول برمی گردند .زمان برگشت پروتون ها به حالت اول را زمان آسایش اسپین-اسپین گویند و با پارامتر T2 بیان می شود و برابر با مدت زمانی است که 37 درصد پروتون های تحریک شده هنوز در حالت تحریکی باقی هستند.که این زمان نیز برای پروتون بافت های مختلف متفاوت بوده و می توان از آن جهت ایجاد کنتراست تصویر استفاده کرد.کنتراست تصاویری که از این پارامتر بدست می آید تحت عنوان تصاویر T2 Weighted نامیده می شوند .با توجه به این که زمان آسایش T2 در چربی کوتاه تر از آب می باشد ،در نتیجه در تصاویر حاصله ،چربی تیره و آب بصورت روشن دیده می شود.

واپاشی T2\*

نوع دیگری از واپاشی می باشد که مربوط به غیر یکنواختی میدان مغناطیسی خارجی و بر همکنش اسپین –اسپین می باشد .همانطور که قبلاً ذکر شد ،زمان آسایش T2 وابسته به بر همکنش اسپین –اسپین بود.بنابراین واپاشی T2\* وابسته به T2 و غیر یکنواختی میدان مغناطیسی خارجی بوده و در نتیجه سریع تر از T2 اتفاق می افتد.

زمان تکرار (TR)

برای ایجاد تصویر باید فرآیند اجرای پالس و دریافت اکو چندین بار صورت گیرد .زمان بین ارسال های متوالی پالس ها را زمان تکرار (TR) می نامند و بر حسب میلی ثانیه سنجیده می شود .زمان تکرار ،مقدار آسایشی را که بین انتهای یک پالس RF و اعمال پالس RF بعدی می تواند اتفاق بیفتد را تعیین می کند .بنابراین زمان تکرار ،مقدار آسایش T1 را تعیین می کند.

زمان اکو(TE)

فاصله زمانی بین اعمال پالس RF تا قله سیگنال القایی (اکو) در سیم پیچ را زمان اکو می نامند و بر حسب میلی ثانیه سنجیده می شود.زمان اکو تعیین می کند که قبل از اینکه سیگنال خوانده شود،چه مقدار از بردار مغناطیسی عرضی می تواند واپاشی کند .بنابراین زمان اکو ، مقدار آسایش T2 را مشخص می کند.

کنتراست تصویر

یکی از مزیت های ام آرآی در مقایسه با یکدیگر روش های تصویربرداری، تمایز عالی بافت های نرم در تصاویر است .به طور کلی کنتراست تصاویر از مکانیسم های زمان آسایش T1 و T2 و دانسیته پروتون بدست می آید.اما با توجه به گستردگی بیولوژیکی بافت های بدن ، با استفاده از این پارامترها ه تنهایی نمی توان کنتراست بافت ایجاد کرد.برای ایجاد کنتراست تصویر در ام آر آی از توالی پالس ها استفاده می کنیم.

توالی پالس(pulse Sequence)

توالی پالس ،مجموعه ای از پالس های RF است که در طی مطالعه ام آرآی به صورت تکراری اعمال می شود و پارامتر های زمان TE و TR در آن بکار می رود .این توالی به یک نمودار زمانی یا یک نمودار توالی پالسی وابسته است.

توالی اسپین-اکو(Spin Echo)

در توالی اسپین اکو ، هنگامی که بردار مغناطیس طولی بر اثر پالس 90 درجه به صفحه x-y منحرف شد ، اسپین ها برای لحظه ای همفاز هستند ولی با توجه به اثرات غیر هم فاز کننده (واکنس اسپین-اسپین و غیر یکنواختی میدان مغناطیسی خارجی )،اسپین ها شروع به غیر هم فاز شدن نسبت به یکدیگر می کنند.چنانچه در این لحظه سیگنال بافت ها دریافت شود ، با توجه به غیر همفازی اسپین ها ،سیگنال دریافتی ،یک سیگنال FID می باشد که سریعاً واپاشی شده و قابل دریافت نخواهد بود .لذا در یک زمان مشخص T1 بعد از پالس 90 درجه وقتی اسپین ها ناهمفاز شدند ،یک پالس 180 درجه اعمال می کنیم .حتال همه اسپین های 180 درجه در صفحه x-y منحرف شده و به چرخش خود در جهت مخالف ادامه می دهند .بعد از زمان مساوی T2 آنها دوباره کاملاً همفاز شده و سیگنال به بیشترین مقدار می رسد.در این لحظه سیگنال قابل دریافت خواهد بود .پس هدف از پالس 180 درجه حذف تأثیرات ناهمفازی ناشی از غیر یکنواختی میدان مغناطیسی خارجی است .این کار با دوباره همفاز شدن اسپین ها در زمان اکو انجام می شود.در یک توالی اسپین معمولی ، می توانیم یک توالی 8 اکویی داشته باشیم که همه آنها در زمان TR روی می دهند.در اسپین اکوی معمولی ، معمولاً دو اکو داریم ،یعنی دو پالس 180 درجه اعمال می کنیم و یک اکو از هر پالس می گیریم که هرکدام یک TE متفاوت دارد.هنگامی که یک اکو دریافت نماییم ، تصویر T1w (به علت کدتاه بودن TR و TE) و هنگامی که دو اکو یا بیشتر دریافت نماییم ، تصویر PDw یا T2w (با توجه به داشتن TR کوتاه و یا بلند و TE کوتاه )،خواهیم داشت .به هرحال با هر TR در یک اسپین اکوی معمولی،یک تک مرحله کد گذاری فاز داریم .هر اکو به به دنبال یک پالس 180 درجه بعد از اعمال گرادیان کدگذاری فاز در اسپین اکوی معمولی به دست می آید.هر اکو دارای فضای Kخودش است و هر زمان که اکو می گیریم یک خط از فضای K را پر می کنیم .مثلا با 8 پالس 180 درجه که تولید 8 اکو می کند ،8 فضای K متفاوت و 8 تص.یر متفاوت خواهیم داشت . اگر 256 مرحله متفاوت کد گذاری فاز داشته باشیم ،همچنین 256 زمان متفاوت نیز خواهیم داشت .در نتیجه برای هر فضای K در اسپین اکوی معمولی ، TR را 256 بار تکرار می کنیم و فضای K برای هر اکو را با 256 خط متفاوت پر می کنیم.

توالی اسپین اکوی سریع (Fast Spin Echo)

در توالی اسپین –اکوی سریع بعد از پالس 90 درجه ريال یک سری کامل از پالس های متمرکز کننده 180 درجه داریم که بعد از هر کدام اکوی بعدی را دریافت می کنیم .اسپین اکوی سریع یک روش ظریف است که از دست کاری اسپین اکوی معمولی بدست می آید.مجدداًبا یک سری 8 اکویی شروع می کنیم .(ETL=8)هرچند فقط یک فضای K خواهیم داشت ، 8 خط فضای K را در یک زمان پر می کنیم .به جای داشتن 8 فضای K جداگانه ،یک فضا برای هر اکو ،یک فضای K برای استفاده از تمام اطلاعات 8 اکو خواهیم داشت .برای هر TR ،8 خط در فضای K منفرد را پر خواهیم کرد .از آنجایی که 256 خط در فضای K داریم چون در طی هر TR در حال پر کردن 8 خط از فضای K از یک تصویر هستیم ، پس فرآیند تکرار کردن برای پر کردن 256 خط از فضای K ، 32 بار خواهد بود در نتیجه زمان اسکن به مقدار 8/1 حالت قبل می رسد.

توالی HASTE

یک نوع توالی تغییر یافته ای از FSE است که تحت عنوان HASTE یا FSE تک ضربه (SS-FSE) نامیده می شود.در این توالی با استفاده از ETLهای طولانی و تکنیک های نصف آنالیز فوریه ،نیمی از فضای K را در یک TR پر کرده و نیمی دیگر از فضای K پر می شود .با استفاده از این توالی امکان جمع آری سریع داده ها را فراهم می سازد که در تصویر برداری Real Time و حبس تنفس استفاده می شود.

توالی بازیافت معکوس (Inversion Recovery)

در این توالی، در ابتدا یک پالس 180 درجه اعمال شده تا برذار مغناطیس کل را به حالت اشباع کامل ببرد.بعد از خاموش شدن پالس معکوس کننده ،مغناطیس شروع به رشد و برگشت به حالت اولیه می نماید.پس از مدتی تأخیر (T) ،هنگامی که مغناطیس بافت به صفحه عرضی بازگشت و هیچ مولفه طولی نداشت ،یک پالس 90 درجه اعمال می شود .این مغناطیس عرضی توسط یک پالس 180 درجه ، ریفاز شده تا یک پالس ااکو ایجاد کند.از این توالی جهت ایجاد کنتراست بین بافت ها ی با اختلاف ناچیز در T1 آنها (بافت سفید و ادم داخل آن) استفاده می شود.بنابراین تصاویر به شدت T1W می باشند.

توالی STIR

توالی STIR، نوعی توالی پالس بازیافت معکوس است که از یک زمان معکوس (Time Inversion) مطابق با زمان لازم برای بازگشت معکوس بافت چربی به صفحه عرضی استفاده می کند .در این هنگام با اعمال پالس 90 درجه ، بردار چربی از 90 به 180 درجه منحرف شده و در حالت اشباع کامل قرار می گیرد .به طوری که سیگنال حاصل از چربی صفر می شود .(زیرا در این حالت هیچ گونه بردار مغناطیسی عرضی در چربی وجود ندارد .)

توالی SPIR

توالی SPIR،نوعی تکنیک اشباع چربی است که پروتون های چربی را قبل از این که در یک توالی ،داده ها را کسب کنند ،اشباع خواهد کرد .این پالس های پیش اشباع ،قبل از انتخاب برش اعمال می شود.

توالی SPAIR

توالی SPAIR،یک تکنیک اشباع چربی می باشد که به غیر یکنواختی میدان B خارجی حساس نبوده و فقط اسپین چربی را اشباع یا معکوس می کند.این توالی از پالس های معکوس آدیاباتیک ویژه ای برای معکوس کردن اسپین چربی استفاده می کند.

توالی FLAIR

توالی FLAIR،نوعی توالی پالس بازیافت معکوس است که از یک زمان معکوس مطابق با زمان لازم برای بازگشت معکوس آب به صفحه عرضی استفاده می کند .در این هنگام با اعمال پالس 90 درجه ، بردار آب از 90 به 180 درجه منحرف شده و در حالت اشباع کامل قرار می گیرد ،بطوری که سیگنال حاصل از آب صفر می شود (زیرا در این حالت هیچ گونه بردار مغناطیسی عرضی در آب وجود ندارد ).

توالی گرادیان اکو(Gradient Recalled Echo)

توالی گرادیان اکو از پالس های RF با زوایای متغیر (30-10 درجه) استفاده می کند .همچنین به جای استفاده از یک پالس 180 درجه همفاز کننده از یک گرادیان جهت همفاز کردن مجدد اسپین ها استفاده می کند.در نتیجه هم TR (به خاطر استفاده از زوایای کمتر از 90 درجه ) و هم TE (به خاطر استفاده از گرادیان جهت هم فازی مجدد ) کاهش می یابد .از گرادیان کد گذاری فرکانس برای این منظور استفاده می شود زیرا سریعتر از یک پالس 180 درجه اعمال می شود .گرادیان کد گذاری فرکانس ابتدا جهت تسریع غیر همفازی FID به طور منفی اعمال می شود و سپس قطبیت آن معکوس گشته و منجر به ایجاد باز همفازی در گرادیان اکو می شود .در این روش غیر یکنواختی های میدان مغناطیسی ( به دلیل عدم استفاده از پالس همفاز کننده 180 درجه ) حذف نخواهد شد.

توالی True FISP

یک نوع تکنیک از GRE همدوس می باشد که در آن از گرادیان های متوازن استفاده می شود .در این تکنیک ،کنتراست تصویر با نسبت T2\*/T1 تعیین می شود و بیشتر بستگی به TR دارد .کاربرد این تکنیک در مواردی است که بیمار قادر به حبس تنفس نمی باشد.

توالی FLASH

توالی FLASH،یک تکنیک گرادیان اکویی است که پالس RF با زاویه فلیپ کم را با یک توالی با TR کوتاه ترکیب می کند .در این توالی ،TR معمولاً از T1 بافت کوتاه تر در نظر گرفته می شود .این توالی امکان مشاهده ضربانات قلب در تصویر برداری Real Time را بدون نیاز به هماهنگ سازی با ECG و در حین تنفس می دهد.

تصویر برداری اکو صفحه ای (EPI)

تصویر برداری اکو صفحه ای (EPI) یک توالی ام آر آی است که تمام داده های مورد نیاز برای پر کردن فضای K را از قطارهای اکوی خیلی طولانی جمع آوری می کند .اکوها با اعمال پالس های متعدد 180 درجه اسپین اکو (SE-EPI) یا توسط گرادیان معکوس (GE-EPI) ایجاد می شوند . اگر تمام فضای K فقط در یک مسیر رفت پر شود ، به آن EPI تک ضربه (SS-EPI) گویند.برای انجام این کار ،اکو های متعددی حاصل شده و هر اکو با یک شیب متفاوت ، کد گذاری فاز می شود.مثلاً اگر یک ماتریس 128 داشته باشیم ، یک قطار 128 اکویی تولید شده و هر کدام به تنهایی کدگذاری فاز شده تا تمام 128خط فضای K در یک زمان TR پر شود .برای پر شدن تمام خطوط فضای K در یک TR ، گرادان های خوانش و کد گذاری فاز باید به سرعت روشن و خاموش شده و تغییر جهت دهند.برخلاف دیگر تکنیک های اسکن گیری سریع که از طریق نرم افزار موجود می تواند به دست آید ، توالی EPI نیازمند تطبیق سخت افزاری است .خصوصا گرادیان های با قابلیت که نیازمند خاموش و روشن شدن سریع گرادیان هستند ،مورد نیاز است .برای پر کردن خطوط فضای K ، گرادیان خوانش باید سریعاً از حالت مثبت به منفی و بالعکس سوئیچ شود تا خطوط فضای K به ترتیب از چپ به راست و از راست به چپ پر شوند .این تغییر جهت ناگهانی قطبیت گرادیان ، FID تولید شده توسط پالس تحریکی را ریفاز می کند تا قطاری از گرادیان ها تولید شود .گرادیان فاز نیز باید به سرعت خامو و روشن شود .در واقع اولین گرادیان فاز بیشینه برای پر کردن خط بالایی است و این روند با دامنه های کمتر ادامه پیدا می کند تا خطوط پائینی فضای K به تدریج تا مرکز فضای K پر شود .سپس گرادیان منفی می شود تا خطوط پائینی را پر کند .سپس دامنه به تدریج افزایش پیدا می کند تا به پائین ترین نقطه ی فضای K برسد.لازم به ذکر است تمام خطوط فضای K فقط در یک TR پر می شود .

تصویر برداری دیفیوژن (DWI)

تصویر گیری پخش وزنی یا تصویرگیری دیفیوژن ،نوعی روش تصویر گیری ام آر آی است که در آن ، پالس های تحریکی طوری طراحی شده است که نسبت به حرکات ضریب پخش ظاهری حساسیت نشان داده شود.روش انجام به این صورت است که دو گرادیان برابر در هر طرف پالس 180 درجه در این پالس های تحریکی قرار داده می شود .برای عملی ساختن پالس های تحریکی ،از پالس های اسپین اکو استفاده می کنیم .پالس گرادیان ها طوری طراحی می شوند که اگر اسپین ها حرکت نکنند ،یکدیگر را خنثی می کنند ،در حالی که اسپین های متحرک یک تغییر فاز را تجربه می کنند.بنابراین در تصویر برداری دیفیوژن در بافت های طبیعی که در آنها دارای حرکات تصادفی هستند تضعیف سیگنال رخ داده و در بافت هایی که در آنها دیفیوژن محدود گشته است (نظیر سکته)، سیگنال بالای ظاهر می گردد .مقدار تضعیف سیگنال بستگی به جهت اعمال گرادیان ها ی دیفیوژن در 3 راستای X،Y و Z دارد .جهت های دیفیوژن در این 3 راستا با همدیگر ترکیب شده تا تصویر مبتنی بر وزن دیفیوژن را تشکیل دهند.همان طور که در ام آر آی معمولی ، از پارامتر های خارجی مثل زمان اکو و زمان تکرار برای کنترل سهم زمان آسایش اسپین –شبکه استفاده می کنیم ،در تصویر برداری دیفیوژن هم با یک پارامتر خارجی به نام فاکتور b (بر حسب mm2/S سهم دخالت ضریب پخش ظاهری (ADC) را در وزن کنتراستی تصویر می توانم کنترل کنیم .در تصویر برداری دیفیوژن دو نوع تصویر وجود دارد :

تصاویر رد (Trace images)

در تصاویر رد ، بافت های آسیب دیده غالبا دارای خواص پخشی محدود بوده ، و در نتیجه ضریب پخش ظاهری کمتری داشته و شدت سیگنال بیشتری از خود نشان می دهند.بافت های معمولی بر عکس تاریک بوده و دارای ضریب پخش ظاهری بیشتری هستند زیرا خواص پخشی آنها بالا است.

نقشه های ضریب پخش ظاهری(ADC maps)

در نقشه های ضریب پخش ظاهری ،بعد از پردازش سیگنال ،ضریب پخش ظاهری هر وکسل از بافت محاسبه گردیده ،و بر حسب ارزش عددی آن ضریب پخش ظاهری ،شدت سیگنالی به آن وکسل نسبت داده می شود .لذا بافت های با خواص دینامیکی محدود (برخلاف تصاویر از نوع رد )ضریب پخش ظاهری کمتری دارند و برعکس بافت های با ضریب پخش بالا ، دارای ضریب پخش ظاهری زیادتری هستند . بنابراین کنتراست نقشه های ضریب پخش ظاهری و تصاویر رد معکوس یکدیگر هستند .معمولا ً زمانی از اینگونه تصاویر استفاده می کنیم که با مسئله درخشندگی به واسطه پدیده T2 مواجه باشیم.

تصویر برداری پرفیوژن (PWI)

تصویر برداری پرفیوژن ، به تغییرات میکروسکوپی در پرفیوژن ،هنگام عبور ماده حاجب کادلنیوم از مویرگ اشاره دارد .این تصویربرداری بیشتر در مغز مورد استفاده قرار می گیرد. در این تصوبر برداری از توالی GRE استفاده می شود که می تواند تصاویر سریع قبل در طول و بعد از تزریق عامل کنتراست در حفره قدامی ارنج کسب می شود

1-3-کیفیت تصویر

کیفیت تصویر در روش ام ار ای تحت تاثیر عوامل زیادی قرار دارد.یک کاربر ام ار ای باید این عوامل را شناخته و چگونگی کنترل و ارتباط این عوامل با یکدیگر را بداند.چهار عامل اساسی موثر بر کیفیت تصویر ام ار ای عبارتند از:

* نسبت سیگنال به نویز(SNR)
* نسبت کنتراست به نویز(CNR)
* قدرت تفکیک فضایی
* زمان کل اسکن

نسبت سیگنال به نویز

نسبت سیگنال به نویز برابر با دامنه سیگنال دریافتی توسط کویل به دامنه نویز در تصویر می باشد.سیگنال ، ولتاز القایی در کویل گیرنده و نویز، یک مقدار ثابت، وابسته به ناحیه تصویربرداری و نویز زمینه الکتریکی سیستم می باشد . این فاکتور با استفاده از عوامل زیر افزایش می یابد:

* توالی SEوFSE
* استفاده از TR بلند و TEکوتاه
* زاویه چرخش 90درجه
* کویل با اندازه و طراحی مناسب
* اندازه ماتریس بزرگ
* مقاطع ضخیم
* پهنای باند باریک
* نسبت NEX/NSA بالا

نسبت کنتراست به نویز

نسبت کنتراست به نویز بعنوان مقدار تفاوت SNR بین دو نقطه مجاور تعریف می شود و توسط همان عواملی که SNR را تحت تأثیر قرار می دهند ، تحت تأثیر قرار می گیرد .مقدار CNR باید در تمام تصاویر بین پاتولوژی ها و بافت های محیطی متفاوت باشد تا پاتولوژی ها به خوبی نمایان شوند .مقدار CNR بین پاتولوژی و بافت نرمال توسط عوامل زیر افزایش می یابد :

* استفاده از عوامل کنتراست
* استفاده از توالی T2w
* استفاده از توالی انتقال مغناطیس
* فرونشانی بافت های محیطی با استفاده از پالس های پیش اشباع شیمیایی و طیفی

قدرت تفکیک فضایی

قدرت تفکیک فضایی، توانایی تمایز بین دو نقطه به صورت مجزا از هم تعریف می شود و تحت تأثیر مستقیم اندازه وکسل است .رزولوشن فضایی با استفاده از عوامل زیر افزایش می یابد :

* مقاطع نازک
* ماتریس ظریف
* میدان دید (FOV)کوچک
* میدان دید متقارن و مستعطیلی

زمان اسکن،زمان لازم برای اخذ کل اطلاعات می باشد .هر چه قدر زمان اسکن طولانی تر باشد، به علت حرکات بیمار در حین اسکن ، از کیفیت تصویر کاسته می شود .زمان اسکن با استفاده از عوامل زیر افزایش می یابد :

* افزایش TR
* ماتریس بزرگ
* نسبت NEX/NSA بالا

1-4-سیستم نرم افزار ام آر آی

محیط نرم افزار سیستم های مختلف ام آر آی ، متفاوت می باشد ولیکن اصول کلی کار با آن تقریبا ً مشابه می باشد .محیط نرم افزار شامل قسمت های مختلفی از جمله اطلاعات بیمار ، نحوه پوزیشن بیمار و وسایل مورد استفاده و پارامتر های تصویر برداری و .... می باشد.

تعاریف

سار (Specific Absorption Rate)

میزان جذب انرژی امواج توسط بدن بر حسب وات بر کیلوگرم ، هنگامی که در معرض پرتوهای رادیویی قرار می گیرد .چنانچه مقدار آن از حدی که برای سیستم های مختلف ، متفاوت است ،بیشتر شود ، قادر به انجام آزمون برای بیمار نخواهیم بود .

اندازه برش های متوالی در تصاویر را ضخامت برش گویند که به طور مستقیم بر روی کیفیت تصاویر و پارامتر های تصویر برداری اثر می گذارد .بدین صورت که هر چه ضخامت برش ها کمتر باشد ، رزولوشن تصویر بیشتر خواهد بود و بر حسب میلی متر بیان می شود .

فواصل بین برش (Distance Factor)

به عنوان درصدی از ضخامت برش تعیین می شود .مثلاً چنان چه برای یک پروتکل تصویر برداری مقدار آن برابر 20% ضخامت برش mm5 در نظر گرفته شود مقدار آن برابر mm1 خواهد بود .

پهنای باند (Band Width)

به محدوده ی فرکانس های ارسالی پالس RF که منطبق بر محدوده قدرت میدان مغناطیسی در یک برش خاص است ،گفته می شود .این محدوده فرکانس ،ضخامت برش را تعیین می کند .

طول قطار اکو(ETL)

توربو فاکتور (turbo factor) یا طول قطار اکو ، به تعداد پالس های ریفاز کننده 180 درجه متوالی در یک TR ، در توالی FSE گفته می شود و اشاره به تعداد اکوهای تولید شده و خطوط فضای K پر شده در طی کد گذاری فاز دارد .

متوسط گیری سیگنال (NEX)

پارامتر NEX یا NSA ، پارامتر متوسط گیری در تصویر برداری ام آر آی است و برابر با تعداد دفعاتی کپاست که هر خط در فضای K، با داده های یکسانی از دامنه کد گذاری فاز پر می شود .این فاکتور باعث افزایش SNR و زمان اسکن می شود. بقیه پارامتر های موجود در نرم افزار ، در قسمت فیزیک ام آر آی توضیح داده شده است .

1-5-عوامل کنتراست در ام آر آی

کنتراست در ام آر ای به واسطه تغییر در زمان آسایش T1 و T2 بافت های مختلف به وجود می آید .روش های مختلفی جهت ایجاد تغییر در زمان آسایش T1 و T2 بافت ها از جمله استفاده از مواد حاجب وجود دارد .مواد حاجب مورد استفاده در ام آر آی ، موجب تغییر در زمان آسایش T1 و T2 بافت های مختلف می گردند .در بسیاری از بیماری ها از جمله تومور ها ريالعفونت و التهاب ، استفاده از عوامل کنتراست بسیار سودمند می باشد.اگر چه بافت های پاتولوژیک محتای آب زیادی دارند و در تصاویر T2w قابل رویت می باشند ،اما در برخی موارد ،کنتراست ذاتی بین بافت آسیب دیده و سالم کافی نمی باشد .همچنین در تصاویر T1w نیز سیگنال آب و بافت های پاتولوژیک یکسان است .بنابراین در برخی موارد لازم است از عوامل کنتراست جهت بهبود کنتراست بین بافت های پاتولوژیک و سالم استفاده نماییم .

دو نوع عوامل کنتراست در ام آر آی وجود دارند :عوامل کنتراست مثبت و عوامل کنتراست منفی

عوامل کنتراست مثبت

عوامل کنتراست مثبت ،عواملی هستند که باعث کوتاه شدن مولفه T1 در بافت ها و در نتیجه باعث افزایش شدت سیگنال این بافت ها نسبت به بافت های پیرامون می شوند .متداولترین عامل کنتراست مثبت ،گادلنیوم(Gd) می باشد که یک ماده پارا مغناطیس است و هنگام ورود به بدن باعث ایجاد نوسان در میدان مغناطیسی پروتون های آب می شوند ،به طوری که پروتون های آب با فرکانس نزدیک به فرکانس لارمور نوسان خواهند کرد (پدیده تشدید).هنگامی که یون های پارامغناطیس افزایش پیدا کنند ،مغناطیس قویتری را در آن ناحیه ایجاد می کنند که نسبت به پروتون های اطراف ، زمان آسایش T1 و T2 کوتاه تری را ایجاد می کنند .اما با توجه به به اینکه زمان آسایش T2 کوتاه تر از زمان آسایش T1 است ، دوز کمتری برای کوتاه شدن زمان آسایش T2 نسبت به T1 لازم می باشد .ولی با این حال این عوامل باعث کوته شدن زمان آسایش T1 پروتون های آب شده و در تصاویر T1w سیگنال بالایی را نشان خواهند داد .با توجه به اینکه گادلنیوم با ورود به بدن با غشاها و استخوان ها پیوند تشکیل می دهند و دفع آن مشکل خواهد شد ،در نتیجه آن را به شلات متصل می کنند تا یون گادلنیوم را احاطه کرده و دفع کلیوی آن را ممکن سازد .متدوال ترین شلات مورد استفاده ،دی اتیل تری آمین پنتا استیک اسید (DTPA) می باشد .از دیگر شلات های مورد استفاده ،DTPA-BMA-HP-DO3A و DOTA می باشد.مهمترین عوامل کنتراست مثبت مورد استفاده ،Gd-DTPA(magnevist،

Gd-HP-DO3A(prohance وGd-DTPA-BMA(omniscan می باشند .این عوامل میتواند به صورت تزریق IV ،خوراکی یا مقعدی و یا به صورت تزریق مستقیم به داخل مفصل باشد .میزان دوز تجویزی تزریق این عوامل بسته ناحیه مورد استفاده دارد .همچنین عوامل کنتراست خوراکی با اب مخلوط شده و می تواند کنتراست مثبتی از مسیر معده ای –روده ای ایجاد کند تا ارگان های شکمی همانند پانکراس بهتر نمایان شوند .

عوامل کنتراست منفی

عوامل کنتراست منفی ،عواملی هستند که باعث کوتاه شدن مولفه T2 در بافت ها شده و در نتیجه باعثکاهش شدت سیگنال بافت ها شوند.عوامل سوپر-پارامغناطیس مثل منگنز و اکسید های آهن از جمله این عوامل هستند که عوامل T2 enhancement نیز نامیده می شوند و زمان آسایش T2 بافت را کوتاه می کنند ،بطوری که مثلا ً در تصاویر T2w ،کبد سالم تیره و ضایعات کبدی به صورت روشن دیده می شوند .بنابراین عوامل فقط برای تصویربرداری کبد مورد استفاده قرار می گیرند و به صورت تزریق IV استفاده می شوند .مهم ترین عامل کنتراست منفی مورد استفاده ،فریدکس (feridex) می باشد که یک اکسید آهن سوپر مغناطیس بوده و به صورت تزریق وریدی استفاده می شود .مقدار دوز تجویزی آن برابر 56/0 میلی گرم آهن به ازای هر کیلوگرم وزن بدن می باشد که این مقدار را باید با 100Ml دکستروز مخلوط کرد و جهت جلوگیری از واکنش بدن ، ظرف 30 دقیقه تزریق شود .عوامل کنتراست منفی دیگری مثل آب ذغال اخته ، آب آناناس و هوا وجود دارد که به صورت خوراکی استفاده می شوند .

1-6-آرتیفکت های ام آر آی

در این قسمت به برخی از آرتیفکت های مهم در تصویر برداری ام آر آی روش های کنترل و کاهش آن اشاره می شود.

الف-آلایزینگ

آلایزینگ یا تاشدگی تصویر ، هنگامی بوجود می آید که FOV فقط بخشی از بدن را پوشش دهد.با توجه به این که گرادیان در انتهای FOV متوقف نمی شود ،در نتیجه بخش هایی از بدن که خارج از FOV هستند ، فرکانسی بزرگتر از فرکانس ماکزیمم در FOV دریافت می کنند.بنابراین به عنوان قسمتی از بدن شناخته شده و اطلاعات آن به سمت مخالف تصویر ،تاشدگی پیدا می کند.همچنین قسمتی از بدن که در سمت دیگر FOV قرار دارند ،فرکانسی کمتر از فرکانس ماکزیمم در FOV دریافت می کنند و در اینجا نیز اطلاعات آن به سمت مخالف تاشدگی پیدا می کند .این آرتیفکت بیشتر در جهت کد گذاری فاز رخ می دهد.عوامل موثر در کاهش این نوع آرتیفکت عبارتند از :

1)استفاده از کویل سطحی

2)افزایش FOV

3)نمونه برداری اضافی

4)پالس های اشتباه

5)تصویر برداری سه بعدی

ب-جابجایی شیمیایی

اساس آرتیفکت جابجایی شیمیایی این است که پروتون های مولکول های مختلف با فرکانس مختصر متفاوتی میچرخند.این امر منجر به اختلاف فرکانس لارمور بین گشتاورهای مغناطیسی آب و چربی شده که به آن ، آرتیفکت جابجایی شیمیایی گویند.عوامل موثر درکاهش این آر تیفکت عبارتند از:

1)استفاده از میدان هایی با شدت کم

2)حذف سیگنال چربی

3)کاهش پهنای باند دریافتی

4)کاهش FOV

ج-بریدگی

آرتیفکت بریدگی یا قطع،پیامد دیگری از نمونه گیری کم در جهت کدگذاری فاز (ممکن است در جهتکدگذاری فرکانس به ندرت اتفاق افتد)می باشد که معمولاً بین دو قسمت که کنتراست بالایی دارند رخ می دهد.(مثلاً جمجمه،مغز،نخاع ،CSF،منیسک در مفصل زانو ) این آرتیفکت می تواند باعث به وجود امدن نوارهای متناوب روشن و تاریک شود که ممکن است با ضایعات اشتباه گرفته شود.آرتیفکت قطع وقتی در ساجینال ستون فقرات گردن مشاهده می شود آرتیفکت گیبس(Gibss)نامیده می شود .

آرتیفکت بریدگی ممکن است به اشکال :

1-حلقوی (ringing):که به صورت نوارهای متناوب تیره و روشن است .

2-تقویت شدگی لبه (Edge enhancement):بین مناطقی با شدت سیگنال کم و زیاد

3-بهم ریختگی (distortion):در اندازه و شکل ساختمان ها تظاهر کند .

عوامل موثر در کاهش این نوع آرتیفکت ها عبارتند از :

1)با کاهش اندازه پیکسل های تصویر نسبت به اندازه ساختمان های هندسی موجود در تصویر از طریق کاهش FOV یا افزایش اندازه پیکسل طبق رابطه زیر :

اندازه ماتریس /FOV=اندازه پیکسل

2)افزایش زمان نمونه برداری برای کاهش ریپل (به دلیل تعداد محدود نمونه ها و کاهش زمان نمونه برداری نمی توان تخمین دقیقی از تغییرات پله ای در شدت سیگنال را بدست آورد ).

3)موثرترین راه کاهش این آرتیفکت ،افزایش مراحل کدگذاری فاز است .

د-ثبت نابجای شیمیایی

این آرتیفکت بر اثر اختلاف فرکانس حرکت تقدیمی بین پروتون های آب و چربی به وجود می آید و در نتیجه آن ،ممان مغناطیسی آن دو در زمان های مشخصی با یکدیگر همفاز و در زمان های دیگر ناهمفاز می شوند .وقتی سیگنال های چربی و آب ناهمفاز باشند یکدیگر را خنثی می کنند که نتیجه آن فقدان سیگنال می باشد .اگر در هنگام تشکیل تصویر ،چربی و آب ناهمفاز شوند ،آرتیفکتی به نام ثبت نابجای شیمیایی رخ می دهد .فاصله زمانی که در آن چربی و آب همفاز می شوند به دوره تناوب مشهور است .طول این فاصله زمانی به تغییر فرکانس بستگی دارد که خود به شدت میدان وابسته است ،به طوری که در میدانی با شدت 1/5Tدوره تناوب بین آب و چربی 2/4ms است در حالی که در شدت 0/5T این دوره تناوب به 7MS می رسد .تصویری که خارج از فاز باشد ،یک لبه غیر قرینه در جهت فاز ایجاد می کند.این آرتیفکت معمولاً در جهت فاز اتفاق می افتد و باعث ایجاد حلقه ای تیره در اطراف ساختمان های آناتومیکی می شود که حاوی چربی و آب هستند .این آرتیفکت در توالی پالس GRE نسبت به SEشایع تر است .

عوامل موثر در کاهش این نوع آرتیفکت عبارتند از :

1)استفاده از توالی SE به جای GRE (زیرا دنباله های SE دارای پالس های تناوب چربی و آب RF 180 درجه بوده که در جبران اختلاف فاز چربی و آب موثر می باشد ولی دنباله GRE از این نظر بسیار ضعیف می باشند ).

2)استفاده از TE مناسب در توالی GRE ،به طوری که مطابق با دوره تناوب آب و چربی باشد .به بیانی دیگر TE باید طوری انتخاب شود که وقتی چربی و آب هم فازند اکو تولید شود .در این حالت سیگنال های آنها به طور سازنده به هم اضافه می شود.

ذ-آرتیفکت حجم جزئی

آرتیفکت حجم جزئی در هرجا که وکسل محتوای مخلوطی از انواع بافت ها باشد ،اتفاق می افتد .برای مثالی وکسلی به اندازه 1×1×5 mm2 در بدن انسان ،مخلوطی از انواع بافت های طبیعی و غیر طبیعی می باشد .بنابراین خطا در انتخاب برش که منجر به کاهش اطلاعات می شود ،باعث به وجود آمدن این آرتیفکت می شود .برای کاهش این نوع آرتیفکت با انتخاب یک برش به حد کافی نازک و با حفظ دیگر فاکتورها برای ناحیه تحت اسکن ،می توانیم آن را کاهش دهیم .مثلاً برای سوراخ گوش داخلی (IMA) برش های 3mm استفاده کنیم چون عصب فقط 4mm قطر دارد و آسیب ها ممکن است قطری به اندازه 3mm داشته باشند ،بنابراین استفاده از برش ضخیمتر منجر به فقدان بخشی از اطلاعات می شود (پرش اطلاعات).

ر-پذیرفتاری مغناطیسی

این نوع آرتیفکت به علت مغناطیس شدگی با درجات متفاوت توسط هسته های مختلف بافت ایجاد شده و باعث ایجاد اختلاف فاز و فرکانس لارمور بافت ها می شود .این آرتیفکت بیشتر در هنگام استفاده از توالی GRE مخصوصاً هنگام وجود اجسام فلزی همانند پروتز ، دیده می شود .جنبه مثبت این آرتیفکت ،مشاهده وجود خونریزی در بافت ها می باشد .

عواملی که در کاهش این آرتیفکت موثرند عبارتند از :

1-استفاده از توالی SE و FSE

2-خارج کردن تمام اجسام و پروتز های فلزی از بدن بیمار

ز-آرتیفکت زاویه جادویی

این آرتیفکت به علت قرارگیری ساختار هایی دارای رشته های فیبری (تاندون ها ) در زاویه 55 درجه با میدان اصلی (B0) به وجود می آید که در این حالت شدت سیگنال های حاصله می تواند تصویر آناتومی طبیعی را به صورت پاتولوژی تقلید کند (این آرتیفکت در مناطق خاصی مانند زانو به وجود می آید .).در تصویر T1w و PD ، تاندون روشن تر به نظر می رسد اما در تصویر T2w طبیعی است (چون کلاژن در ساختار تاندون بیشترین سهم را دارد و دارای یک ساختار غیر یکنواخت است ، این ساختار ها دارای خصوصیاتی هستند که با جهت اندازه گیری تغییر می کنند در نتیجه باعث عدم وابستگی زمان T2 به جهت قرار گیری تاندون ها می شود ).

راه های کمینه سازی

1)استفاده از TE طولانی تر در T1 و PDW

2)تغییر زاویه قرارگیری اندام

ه-اثر جریان

هسته های در حال حرکت ،باعث جلوگیری نادرست سیگنال ها شده و منجر به آرتیفکت جریان می شوند .برای مثال جریان موجود در شریان آئورت و ورید سیاهرگ زیرین (ICV)، باعث ایجاد آرتیفکت جریان در ناحیه قفسه سینه می شود .برای کاهش این پدیده ،از پالس های پیش اشباع در بالا و پائین حجم تصویر برداری استفاده می شود .

و-نگاشت نابجای در جهت فاز

نگاشت نابجای فاز یا سایه افکنی متداول ترین آرتیفکت در تصاویر ام آر آی می باشد که ناشی از آناتومی متحرکی است که به طور متناوب در سراسر اسکن حرکت می کند مانند :جدار قفسه سینه در هنگام تنفس ،حرکت نبض دار عروق ،CSF،بلع و حرکات چشم ،که در اثر آن اناتومی متحرک در جهت فاز روی تصویر تکرار می شود.این آرتیفکت در جهت گرادیان کد گذار فاز اتفاق می افتد زیرا :

1)گرادیان کد گذار فاز در هر TR دامنه متفاوتی دارد در حالی که گرادیان های انتخاب فرکانس و برش در هر TR دامنه یکسانی دارند .بنابراین چون در حین اسکن آناتومی حرکت می کند ،در جهت کد گذاری فاز در مکان های نادرست (برخلاف چیزی که از قبل تعیین شده است ) قرار می گیرد .مانند :قفسه سینه در حین بازدم در طول گرادیان کد گذار فاز در یک وضعیت قرار دارد و در هنگام دم در وضعیت دیگری می باشد .

2)یک تأخیر زمانی بین کد گذاری فاز خواندن وجود دارد .بنابراین آناتومی ممکن است بین کد گذاری فاز ،هنگامی که سیگنال در حین کد گذاری فرکانس خوانده می شود و در فضای K گذاشته می شود ،حرکت کند .در مقابل هیچ گونه نگاشت نابجای در طول محور فرکانس هنگامی انجام می شود که سیگنال خوانده و دیجیتایزر می شود ).

انواع حرکت اندام ها

حرکت تناوبی :حرکت تناوبی بر اثر حرکت پالسی یا تناوبی خون رگ های قلب یا CSF ایجاد می شود .در این نوع حرکت تصاویر اندام ها و اعضای بدن می تواند به صورت دوبله (شبح مانند ) ایجاد می شود .

حرکت تصادفی :بر اثر حرکات ارادی یا غیر ارادی بیمار (نفس کشیدن ،سرفه )ایجاد می شود و باعث تیرگی تصویر می شود ،همچنین می تواند نوار های موازی در جهت کد گذاری فاز ایجاد کند .

اثرات جریان CSF:نا همفازی ناشی از حرکت CSF ممکن است شبیه به یک ضایعه باشد .این اثرات می تواند به صورت زیر بروز کند :

1)ایجاد آنوریسم کاذب شریان بازیلار ناشی از حرکات ضربانی CSF در اطراف آن

2)پلاک های MS کاذب در پایه مغز که ناشی از جریان CSF در basal cisterns است.

3)فتق دیسک کاذب مربوط به جریان CSF (این حالت ممکن است شبیه آرتیفکت Truncation باشد با این تفاوت که پدیده قطع نوار های موازی کم رنگ تری ایجاد می کند ).

عوامل موثر در کاهش این نوع آرتیفکت عبارتند از :

1)محور فاز را طوری که در تصویر برداری از ناحیه مورد نظر اشکال ایجاد نکند ،تغییر داد .

2)از پالس های پیش اشباع قبل از حجم تصویر برداری استفاده کرد .

3)خنثی سازی گشتاور بوسیله گرادیان (استفاده از گرادیان اضافی جهت همفازی مجدد گشتاور هسته های در حال جریان )

4)تصویر برداری موازی :تکنیک استفاده از کویل های چند گانه در ام آرآی باعث کاهش زمان تصویر برداری شده است .در این روش ،هر کویل در سیستم آرایه –فاز ،داده ها را به طور هم زمان با بقیه کویل ها در یافت می کند.سپس با داشتن موقعیت فضایی و محل هر کویل و نقشه حساسیت آنها ،پردازش داده ها انجام می شود .

5)استفاده از توالی های سریع :توالی های مورد استفاده در تصویر برداری از ناحیه قفسه سینه و شکم ،باید سرعت بالایی داشته باشند .در تصویر برداری ناحیه قفسه سینه و شکم از توالی های GRE،HASTE،SS-FSEاستفاده می شود .

6)تکنیک های تصحیح حرکات تنفسی و قلبی :در تصویر برداری ام آر آی می توان از تکنیک های تصحیح حرکات جهت کاهش آرتیفکت حرکتی ناشی از تنفس و قلب که در زیر شرح داده شده است ،استفاده می شود .

الف-جبران تنفس (Respiratory Compensation)

در این روش ، یک Bellow دور قفسه سینه بیمار و دیافراگم بیمار قرار می گیرد .حرکات دیافراگم در حین دم و بازدم در طول Bellow ،باعث ایجاد موج می شود .سپس سیستم ام آر ،گرادیان های کد گذاری فاز را طوری مرتب می کند که شیب های تند را به حداکثر حرکت قفسه سینه و شیب های کند را به حداقل حرکت قفسه سینه نسبت می دهد .در نتیجه سیگنال مورد استفاده در هنگام بی حرکتی قفسه سینه بدست می آید .

ب-اکوهای جستجو گر (Navigator Echo)

در این روش از اکوهای جستجو گر استفاده می شود ،بدین صورت که ROI روی دیافراگم قرار می گیرد و اکوهای منطبق بر حداکثر قفسه سینه حذف می شود .

ج-حبس تنفس (Breath Hold)

تکنیک حبس تنفس در هنگام استفاده از پروتکل هایی که کمتر از 20 ثانیه طول می کشد ،استفاده می شود .چنانچه با یک تنفس نتوان کار تصویر برداری را انجام داد ،از روش حبس تنفس متعدد استفاده می کنیم ،بدین صورت که چند مقطع می گیریم و سپس تنفس انجام شده و سپس حبس تنفس و تصویر برداری ادامه می یابد تا کل تصاویر بدست می آید .این روش بیشتر در بیمارانی استفاده می شود که قادر به حبس تنفس برای چندین ثانیه هستند .

د-تریگر های تنفسی (Respiratory Triggering)

سنسورهای حساس به حرکت که روی دیافراگم قرار گرفته و سیکل تنفسی را برای اپراتور ترسیم می کنند .بنابراین اپراتور پالس ها را فقط در سیکل های خاصی از فاز تنفسی (انتهای دم یا بازدم ) اعمال می کند .

ه-دریچه بندی قلبی

دریچه بندی قلبی از سیگنال الکتریکی آشکار شده توسط لیدهای قرار گرفته روی قفسه سینه بیمار که برای راه اندازی پالس RF ، می باشد ،استفاده می کند .در این روش هر تصویر در فاز یکسانی از سیکل قلبی اخذ می شود تا نگاشت نابجای فاز بواسطه حرکت قلبی کاهش یابد .محل قرار گیری صحیح لیدها برای بهینه کردن کیفیت تصویر بسیار مهم است .

محل لیدها

معمولاً از چهار لید که برای سهولت استفاده کدبندی رنگی شده اند ،استفاده می شود .لیدها می توانند در جلوی قفسه سینه بیمار یا در پشت بیمار قرار گیرند .لیدهای جلویی معمولا ً به عنوان مارکر ساده تر قابل قابل تشخیص هستند .برای قرار دادن لیدها ،بیمار طاقباز روی تخت خوابیده و از گان جلو باز برای سهولت دسترسی استفاده می شود .چهار لید رنگی مورد استفاده به رنگ های مشکی ، سفید ،قرمز و سبز هستند .لید مشکی بالا ،سمت راست قفسه سینه و زیر کلاویکل قرار گرفته و بعنوان لید زمینه عمل می کند .لید سفید روی مید لاین قفسه سینه و بالای استرنوم قرار گرفته و همراه با لید قرمز که در فضای بین دنده ای و نزدیک نیپل قرار گرفته در طول قلب بوده تا اختلاف ولتاژ بین دو ردیاب ECG را تولید کنند .لید سبز نزدیک لید قرمز قرار گرفته و به عنوان لید زمین عمل می نماید .وقتی که لیدها متصل شدند ،ردیاب ECG باید چک شود .ردیاب مطابق با ریت ،ریتم و خروجی قلبی تغییر می کند ،که این به نوبه خود بستگی به فعالیت قلب دارد .علائم یک ردیاب خوب عبارتند از :

* ریت منظم ،کمپلکس PQRS به طور یکنواخت قرار گرفته است .
* موج R بزرگتر از موج T است .
* کمپلکس PQRS دامنه خوبی دارد .

دریچه بندی قلبی در دو مرحله انجام می شود :

هماهنگی از طریق الکترو کاردیوگرام (ECG):

در این روش لیدهای مخصوص که غیر مغناطیس هستند (جنس کلرید نقره ) روی دیواره قفسه سینه جهت گرفتن ECG نصب می شوند .در این حالت زمان تهییج هر پالس تعیین شده و هر برش در فاز سیکل قلبی دریافت می شود .از این روش در تصویر برداری از قلب قفسه سینه و شکم استفاده می شود .

دریچه بندی ECG

با استفاده از دریچه بندی ECG ،هر خط از کد گذاری فاز متوالی در زمان یکسانی از سیکل قلبی بدست می آید .در تکنیک های مولتی اسلایس نیز همینطور خواهد بود ،اگر چه در هر اسلایس در فاز متفاوتی از سیکل قلبی بدست می آید .سیگنال دریچه بندی ECG با قرار گیری الکترودها روی دیواره قفسه سینه یا در پشت آن بدست می آید.

هماهنگی با عروق محیطی (PG):در این روش با استفاده از یک سنسور نوری که به انگشت بیمار اتصال دارد پالس رگ های محیطی آشکار می شود .پالس گرفته شده از رگ با پالس تهییج شده هماهنگی داشته ،لذا برش در مدت زمان فاز سیکل قلبی دریافت می گردد .این روش برای کاهش برای کاهش آرتیفکت در عروق محیطی یا CSF مورد استفاده قرار می گیرد .

تصویر برداری سینمایی

تصویر برداری سینمایی و توالی های همدوس GRE برای مشاهده عملکرد قلب ، جریان خون و حرکت دیواره قلب سودمند است .برای مثال ،محدودیت جریان در محل تنگی و یا دریچه معیوب در قلب را می توان با استفاده از تصویر برداری سینمایی مشاهده نمود .کنتراست بهینه بین خون جاری و بافت های محیطی مثل ریه یا قلب مهم است .بنابراین استفاده از توالی GRE همدوس که شدت سیگنال خون را افزایش می دهد ،لازم است .با انتخاب زاویه چرخش و TR که حالت پایه را ایجاد نماید و یک TE طولانی که اثر T2\*  راافزایش می دهد ،می توان این شرایط را ایجاد نمود .بعلاوه،استفاده از گرادیان لحظه ای صفر (GMN)، نه تنها آرتیفکت جریان را کاهش می دهد بلکه سیگنال خون جاری از طریق بهبود CNR افزایش می یابد .کارایی تصویربرداری سینمایی اساساً از طریق انتخاب صحیح تعداد فاز های قلبی اخذ شده برای هر مقطع در طول TR به دست می آید.اگر سیستم نتواند هر فاز را با یک نقطه داده هماهنگ سازد ،تصویربرداری سینمایی کارایی کمتری خواهد داشت .تعداد فاز های مورد نیاز با تقسیم فاصله R تا R در طی یک TR موثر بدست می آید.

1-7- ایمنی بیمار

تاکنون هیچ آثار زیان بار بیولوژیکی طولانی مدتی در اثر قرار گرفتن در معرض ام آر آی گزارش نشده است .اگر چه در بررسی جداگانه اجزاء روند تصویر برداری ام آرآی چندین اثر کم اهمیت و برگشت پذیر از میدان های مغناطیسی ،گرادیان و فرکانس رادیویی مشاهده شده است .

بیماران باردار

تاکنون هیچ آثار بیولوژیکی شناخته شده ای از کاربرد ام آرآی بر جنین مشاهده نشده است .اگر چه مکانیسم هایی مانند تعامل میدان های الکترمغناطیسی و جنین در حال رشد وجود دارند که به طور بالقوه می توانند اثرات زیانبار ایجاد نمایند .مثلا ًسلول هایی که در مرحله تقسیم هستند در طی اولین ثلث دوره حاملگی بیشتر به این اثرات حساس می باشند .سازمان غذا و دارو ایالات متحده عموماً توصیه می نماید که هر آزمایشی از بیماران باردار باید تا پایان اولین ثلث بارداری به تأخیر بیافتد و پس از این دوره باید قبل از انجام آزمایش رضایت نامه کتبی توسط بیمار امضا ء گردد.

ایمپلنت و پروتزها

ایمپلنت های فلزی اثرات جدی که شامل گشتاور ،گرما و آرتیفکت در تصاویر ام آرآی می باشد ،ایجاد می نماید .بنابراین قبل از اینکه بیمار مورد ام آرآی قرار گیرد ، هر سابقه جراحی که بیماران قبل از ام آرآی داشته اند باید مشخص گردد.

گشتاور و گرما:بعضی ایمپلنت های فلزی در هنگامی که در میدان مغناطیسی قرار می گیرند گشتاور قابل ملاحظه ای ایجاد می نمایند .نیرو یا گشتاوری که بر ایمپلنت های فلزی کوچک یا بزرگ وارد می گردد می تواند اثرات جدی مثل حرکت ایمپلنت های ثابت نشده بطور بالقوه و غیر قابل پیش بینی را در درون بدن ایجاد کنند .نوع فلزی که در ایمپلنت ها استفاده می گردد ،عاملی است که نیروی وارد شده بر آنها را در میدان مغناطیسی تعیین می نماید .ایمپلنت های فلزی غیر آهنی ، انحرافی در میدان مغناطیسی نشان نمی دهند (و یا انحراف کمی نشان می دهند ) ولی انها می توانند سبب گرمای قابل ملاحظه ای به علت عدم توانایی در پراکندگی گرمای ایجاد شده بوسیله جذب فرکانس رادیویی ، گردند . اگرچه،ازمایشات،افزایش حرارت قابل توجهی را در ایمپلنت ها نشان نمی دهند.

گیره های آنوریسم

بعضی گیره ها ی آنوریسم داخل جمجمه ای از موارد جدی منع استفاده در تصویربرداری ام آرآی می باشند.حرکت گیره ممکن است به عروق آسیب زده و منجر به خونریزی،ایسکمی و یا مرگ گردد.

گیره های هموستاتیک باید قبل از آزمایش ام آرآی ، به صورت خارج از بدن ارزیابی گردند، اگر چه هیچ کدام از 6 گیره هموستاتیک عروقی که درمورد ارزیابی قرار گرفت ، انحراف در میدان مغناطیسی ایستا پیدا نکرد.

فیلتر ها و استنت ها

فیلترها و استنت ها در میدان مغناطیسی انحراف می یابند و معمولا بعد از چند هفته در داخل دیواره رگ نفوذ کرده و حرکت انها نامتحمل می گردد. بنابراین انجام تصویربرداری آم آر آی برای اکثر بیماران با وسیله های داخل عروقی در صورتی که دوره زمانی قابل قبولی بعد از کاشت، گذشته باشد ایمنی در نظر گرفته می شود.

دریچه ها ی قلبی

اگر چه کاربرد آم آر آی در بیماران با اغلب ایمپلنت ها ی دریچه ای ، ایمن در نظر گرفته می شود ولی به علت این که دریچه هایی وجود دارند که آسیب می بینند، بررسی دقیق نوع دریچه توصیه می شود.

ایمپلنت ها ی گوش

تمام ایمپلنت ها ی حلزونی در میدان مغناطیسی جذب شده و از نظر مغناطیسی و الکتریکی فعال می باشند . بنابراین آنها جز موارد عدم استفاده از آم آر آی شناخته شده اند.

ایمپلنت و وسایل مواد دندانی

اغلب ایمپلنت ها و وسایل مواد دندانی برای تصویربرداری ام آر آی ایمن در نظر گرفته می شوند.با وجود این که اکثر وسایل دندانی به طور قابل ملاحظه ای تحت تاثیر میدان مغناطیسی قرار نمی گیرند، آرتیفکت های تاثیر پذیری مغناطیسی می تواند کیفیت تصویر را در آم آر آی خصوصا در تصویربرداری گرادیان اکو تحت تاثیر قرار دهد. باید توجه داشت که بعضی از وسایل دندانی از نظر مغناطیسی فعال هستند و بنابراین خطرات بالقوه ای برای تصویربرداری ا م آر آی ایجاد می نمایند.

پیس میکر

بیماران با پیس میکر قلبی، مطلقا نباید مورد تصویربرداری ام آر آی قرار گیرند.حتی میدان هایی که با قدرت 10گیگا ممکن است باعث انحراف ،تغییر برنامه و مسدود شدن فعالیت آن شده و باعث می شود پیس میکر در حالت غیر هم زمان کار کند . بعلاوه بیمارانی که پیس میکر خود را خارج نموده اند ممکن است سیم های آن درون بدن آنها باقی مانده باشد که قادر است مانند یک آنتن عمل نماید و توسط القای جریان سبب فیبریلاسیون بطنی گردد.

جنبه های جسمی و روحی – روانی بیمار

همکاری بیمار جهت انجام آزمون به هر چه بهتر شدن کیفیت تصویر کمک می کند. عده کمی از افراد در صورت قرارگیری در مکان های تونل مانند کنتری دستگاه دچار احساس ترس،اضطراب و تپش قلب می شوند. راه های مختلفی برای مقابله با این مشکل وجود دارد که به جهت اهمیت خاصی که دارد به صورت کامل مورد بحث قرار می گیرد .

الف-استفاده از نور کافی در داخل گنتری می تواند بیمار را آرام نماید.

ب-با استفاده از گوشی ها ی شنا می تواند سوراخ خارجی گوش بیمار را بسته و یا حتی با هدفون موزیک گوش نمایند.

ج-دکمه ای در دست بیمار قرار می گیرد که در هر لحظه که نیاز بود می توانند با فشار دادن آن با کارشناس دستگاه تماس برقرار نمایند.

د-ابزارهایی که جهت بستن چشم ها در هنگام خواب در هواپیما مورد استفاده قرار می گیرد نیز می تواند سودمند باشد.

ه-قبل از آغاز تصویربرداری بیمار چند نفس عمیق کشیده و در حین انجام ام آر آی نفس های آرام و معمولی بکشند تا مزاحم تصویربرداری نشود.

خلاصه مطالب فصل

* انواع مگنتهای مورد استفاده در تصویربرداری ام آر آی ،مگنتهای دایمی،مقاومتی و ابررسانا هستند.
* کویل های RFکه وسیله انتقال و دریافت پالس ها را بعهده دارند بسته به ارگان مورد تصویربرداری متفاوت می باشند. کویل های بدن،حجمی،آرایه فازی و سطحی از انواع آن هستند.
* کویل های گرادیان با ایجاد گرادیان در میدان مغناطیسی ، محل سیگنال دریافتی را مشخص نموده و بنابراین به تشکیل تصویر کمک می کند .
* تصویر برداری ام آر آی بر اساس تحریک پروتون هیدروژن مولکول های آب بافت های بدن و سپس دریافت و پردازش سیگنال های بدست آمده از آنها انجام می پذیرد
* پروتون ها ، در یک میدان مغناطیسی خارجی ، با یک حرکت تقدیمی (فرفره ای ) بدور خطوط مغناطیسی خارجی حرکت کرده و در راستای میدان قرار می گیرند که فرکانس این حرکت تقدیمی از معادله لارمور بدست می آید که به آن فرکانس لارمور گویند .
* پس از قرار گرفتن در یک میدان مغناطیسی خارجی قوی ، پروتون ها سعی می کنند خود را در راستای میدان مغناطیسی خارجی قرار دهند .
* زمانی که امواج RF با فرکانس لارمور بر هر وکسل در جسم تابیده شود ، یک میدان مغناطیسی متناوب بر وکسل مورد نظر اعمال شده و در نتیجه بردار بر آیند (M) در آن وکسل منحرف می شود .
* با قطع امواج RF، بردار بر آیند با یک حرکت تقدیمی (فرفره ای ) خود را در جهت میدان مغناطیسی خارجی (راستای قبل از اعمال امواج ) RF قرار می دهند .
* از سیگنال FID سه پارامتر زیر می توان بدست آورد :تراکم پروتونی (PD)، زمان آسایش اسپین شبکه (T1) و زمان آسایش اسپین اسپین (T2)
* برای ایجاد تصویر باید فرآیند ارسال پالس و دریافت اکو چندین بار صورت گیرد .زمان بین ارسال های متوالی پالس ها را زمان تکرار (TR)می نامند و بر حسب میلی ثانیه سنجیده می شود .
* فاصله زمانی بین اعمال پالس RF تا قله سیگنال القایی (اکو )در سیم پیچ را زمان اکو می نامند و بر حسب میلی ثانیه سنجیده می شود .
* برای ایجاد کنتراست تصویر در ام آر آی از توالی پالس ها استفاده می کنیم .
* در توالی اسپین اکو ، هنگامی که بردار مغناطش طولی بر اثر پالس 90 درجه به صفحه X-Y منحرف شد ، اسپین ها برای لحظه ای همفاز هستند ولی با توجه به اثرات غیر همفاز کننده ، اسپین ها شروع به ناهمفاز شدن نسبت به یکدیگر می کنند .لذا در یک زمان مشخص T1 بعد از پالس 90 درجه وقتی اسپین ها ناهمفاز شدند ، یک پالس 180 درجه اعمال می کنیم و سپس پالس اکو را دریافت می کنیم .
* در توالی اسپین اکوی سریع بعد از پالس 90 درجه ، یک سری کامل از پالس های متمرکز کننده 180 درجه داریم که بعد از هر کدام اکوی بعدی را دریافت می کنیم .
* در توالی بازیافت معکوس ،در ابتدا یک پالس 180 درجه اعمال میشود که پس از مدتی تأخیر ،یک پالس 90 درجه اعمال می شود .به دنبال آن بلا فاصله یک سیگنال FID دریافت میگردد.
* توالی FLAIR با استفاده از اصول بازیافت معکوس با حذف سیگنال آب و توالی های STIRوSIR و SPAIR باعث حذف سیگنال چربی می شوند .
* توالی گرادیان اکو از پالس های RF با زوایای متغیر 10-30 درجه استفاده می کند .همچنین به جای استفاده از یک پالس 180 درجه همفاز کننده از یک گرادیان جهت همفاز کردن مجدد اسپین ها استفاده می کند .
* توالی های True FISP،Vibe،FLASH و BLADE از مشتقات گرادیان اکو هستند .
* تصویر برداری EPI یک توالی ام آرآی است که تمام داده های مورد نیاز برای پر کردن فضای K را از یک قطار اکوی منفرد جمع آوری می کند .
* تصویر گیری پخش وزنی یا تصویر گیری دیفیوژن ، نوعی روش تصمیم گیری ام آرآی است که در آن ، پالس های تحریکی طوری طراحی شده است که نسبت به حرکات ضریب پخش ظاهری حساسیت نشان داده می شود .
* تصویر برداری پرفیوژن ، به تغییرات میکروسکوپی در پرفیوژن ، هنگام عبور ماده حاجب گادلنیوم از مویرگ اشاره دارد.
* این تصویر برداری بیشتر در مغز برای ارزیابی سینتیک پرفیوژن مورد استفاده قرار می گیرد .
* کیفیت تصویر ام آرآی تحت تأثیر عوامل ،نسبت سیگنال به نویز (SNR) ،نسبت کنتراست به نویز (CNR) ،قدرت تفکیک فضایی و زمان کل اسکن قرار دارد .
* مواد حاجب مورد استفاده در ام آر آی ،موجب تغییر در زمان آسایش T1 و T2 بافت های مختلف می گردند و بر این اساس دو نوع عوامل کنتراست در ام آر آی وجود دارند :عوامل کنتراست مثبت و عوامل کنتراست منفی
* آرتیفکت های مهم در تصویر برداری ام آر آی عبارتند از :آلایزینگ ،جابجایی شیمیایی ،بریدگی ،ثبت نابجای شیمیایی ،آرتیفکت حجم جزئی،پذیرفتاری مغناطیسی ،زاویه جادویی ،اثر جریان و نگاشت نابجای در جهت فاز .
* راههای کاهش آرتیفکت تنفسی عبارتند از :تصویر برداری موازی ،استفاده از توالی های
* سریع و استفاده از تکنیک های تصحیح حرکات تنفسی و قلبی .

سرو گردن

2-1-مغز

توالی های تصویربرداری از مغز

توالی های تصویربرداری از مغز برای بیماران باید مبتنی بر علایم و پرسش های بالینی بیمار باشد. به عنوان یک قاعده کلی، تصویربرداری از مغز باید در سه سطح ( جهت تشخیص دقیق محل آسیب در مغز ) همچنین دارای حداقل دو وزن کنتراست (TI،T2 یا PD) باشد.

نحوه ایجاد تصاویر آگزیال .

1-FSE،(T2w،PDw)Axial Double Echo

برای مشاهده جزئیات ساختار آناتومی نواحی مختلف مغز ،پلاک های ام اس در ناحیه حفره خلفی مغز و آسیب های پارانشیمی مغز ،از تصاویر آگزیال PDw استفاده می کنیم .

در تصاویر بدست آمده از توالی T2w ،با توجه به روشن بودن سیگنال ناشی از مایعات در این توالی ،می توانیم مننژیوما ،ادم عروقی ،ادم سیتوتوکسیک ،نکروز و کیست در مغز را مشاهده نماییم ..

2-SE،Axial T1w

چنانچه بخواهیم یک ارزیابی کلی از ساختار و آناتومی مغز و آسیب هایی که در تصاویر T2wقابل تشخیص نیستند ،داشته باشیم ،باید از توالی T1w استفاده نماییم .

Axial T2w turbo FLAIR3-

.به واسطه فرونشانی سیگنال مایعات CSF و کاهش کنتراست ماده خاکستری به سفید در تصاویر FLAIR ،آسیب های پری ونتریکولار ،کالوسوم و کورتیکال بهتر مشخص می شود .

4-Axial DWI

استفاده از این توالی در تشخیص زود هنگام سکته مغزی مفید می باشد .استفاده از این روش برای بررسی اثرات کاهش اکسیژن مغز به کار می رود .برای انجام این آزمون در مغز مقدار b باید بین 800-1000mm2/S باشد.مقدار b،دامنه و مدت زمان گرادیان دیفیوژن را کنترل می کند .

نحوه ایجاد تصاویر کرونال از سلاتورسیکا و هیپوفیز

برای ایجاد تصاویر کرونال از سلا تورسیکا و هیپوفیز ،روی تصویر لوکال ساجیتال ،برش ها را عمود بر سلاتورسیکا تنظیم کرده سپس روی دو تصویر لوکال آگزیال و ساجیتال زاویه آن را چگپک می کنیم .محدوده برش ها باید کل سلاتورسیکا و هیپوفیز ، از کناره قدامی سینوس اسفنوئید تا کنار قدامی پل مغزی را شامل شوند .

Coronal T1w،fat sat،SE5-

جهت ارزیابی کلی هیپوفیز و تشخیص آسیب هایی همانند عدم وجود ساقه هیپوفیز ، باید از توالی کرونال T1w همراه با تکنیک اشباع چربی استفاده نماییم .تصاویر کرونال به خوبی می توانند ارتباط بین هیپوفیز ،آدنومای هیپوفیز ،سینوس کاورنوس و کیاسمای اپتیک را نمایان سازند .همچنین بهترین نما برای نمایش میکرو آدنومای هیپوفیز ،تصاویر کرونال است .

Sagittal T1w،fat sat،SE6-

جهت بررسی گسترش تومورهای هیپوفیز به سلاتورسیکا و نابجایی لوب خلفی هیپوفیز که منجر به دیابت بی مزه می شود از نمای ساجیتال T1w همراه با توالی SE استفاده می نماییم .این نما برای مشاهده لوب های قدامی و خلفی و همچنین ساقه هیپوفیز لازم است .-

7-Axial FLAIR

با توجه به این که بسیاری از اختلالات شنوایی مربوط به آسیب وارد به اعصاب شنوایی است ، در بررسی ها ابتدا باید مسیر های اعصاب را بررسی نماییم با توجه به سیگنال کم اعصاب در مقایسه با CSF، جهت بررسی اعصاب زوج هفتم و هشتم ، از توالی آگزیال FLAIR استفاده می کنیم .

Sagittal T1w ، SE-4

با استفاده از این توالی می توانیم تومورهای بطن چهارم مغز و تومورهای اطراف آن از جمله مدولابلاستوما و اپاندیوما و همچنین آسیب های شبکه کوروئید رت به خوبی مشاهده کنیم.

Axial T1w، FSE، fat saturated2-

تصاویر آگزیال T1w،تصاویری هستند که برای مشاهده آناتومی اربیت ،آسیب های اعصاب اپتیک و ماهیچه های نگه دارنده چشم استفاده می شوند .لنز و زجاجیه با استفاده از این تصاویر از یکدیگر تفکیک می شوند .تومورهای بدخیم مثل ملانوما ،رتینوبلاستوما،و مننژیوما در تصاویر T1w سیگنال بالایی دارند .لازم به ذکر است چنانچه بیمار مشکوک به التهاب اعصاب اپتیک و کیاسما باشد ،باید کل مغز را تصویر برداری کرد .

Sagittal Obliquo T1w ، SE، fat saturation+Gd7-

برای تشخیص تومورهایی که ماهیچه نگهدارنده چشم را درگیر می کنند ،از تصاویر ساجیتال T1w همراه با تکنیک اشباع خارجی چربی استفاده می شود .

توالی تصویر برداری از حلق (نازو فانکس ،اوروفارنکس ،غدد بزاقی و حفره دهان )

سی تی اسکن مدالیته انتخابی جهت مرحله بندی تومورهای ناحیه حلق و حفره دهان است ،اما از ام آرآی جهت حصول اطلاعات تکمیلی در رابطه با گسترش تومورهای موضعی و نوع تومور استفاده می شود .مزیت ام آرآی بر سی تی اسکن ،کنتراست عالی بافت های نرم در این ناحیه ،قدرت تفکیک بالا و تصویر برداری از چندین نما است که نتیجه آن افزایش حساسیت و دقت در تشخیص آسیب ها می باشد .عیب ام آر آی در تصویر برداری از این ناحیه ،زمان طولانی تصویر برداری و در نتیجه آرتیفکت های ناشی از عمل بلع آب دهان و همچنین تنفس و جریان خون عروق کاروتید ،ورتبرال و ژوگولار در این ناحیه است .با توجه به وجود این عوامل ،استفاده از پالس های پیش اشباع فضایی در پائین ناحیه تصویر برداری لازم است .همچنین با توجه به وجود هوا در این ناحیه و همچنین دندان های پر شده در بعضی بیماران ،لذا در تصویر برداری از این ناحیه به علت وجود آرتیفکت حساسیت مغناطیسی ،از توالی GRE استفاده نخواهد شد .باید به بیمار آموزش داده شود تا از عمل بلع در حین اخذ تصاویر جلوگیری شود .

نحوه ایجاد تصاویر ساجیتال ابلیک از TMJ

برای بررسی تومورهای مفصل TMJ ،همانند اوستئوما و اوستئو کوندروما و همچنین اختلالات داخلی مفصل همانند جابجایی قدامی دیسک و همچنین بیماری های تخریبی مفصل ، از توالی پاراساجیتال و پاراکرونال PDw استفاده می شود .

Sagittal Oblique،T2w،STIR،(CIOSe mouth(5-

برای بررسی برخی دیگر از ناهنجاری های داخلی مفصل ،همانند افیوژن مفصل ،ادم مغز استخوان ،نکروز AVN کوندیل مندیبل و تومورهایی مثل کوندرو ماتوسیس سینوویال ،از توالی پاراساجیتال T2w استفاده می شود .

-با توجه به نزدیکی سینوس اسفنوئید به سلاتورسیکا و به دلیل وجود آرتیفکت های پذیرش مغناطیسی ، باید از توالی SE به جای توالی GRE استفاده کرد .

-جهت مشاهده ساختار آناتومیکی هیپوفیز و پاتولوژی های احتمالی آن ،بهترین نماها ،نماهای کرونال و ساجیتال می باشد و نمای آگزیال از هیپوفیز ارزش تشخیصی کمی دارد .

-بهترین نماها برای بررسی گوش داخلی ، نمای آگزیال و کرونال است .

-برای مشاهده برخی آسیب های اربیت از جمله نوریت اپتیک باید سیگنال ناشی از چربی اربیت حذف شود .

ستون فقرات

نحوه تنظیم بیمار

برای تصویر برداری از فقرات گردنی ،بیمار طاقباز روی کویل فقرات گردنی (کویل خلفی گردنی ،کویل حجمی یا کویل آرایه فازی مهره ها ) می خوابد .کویل باید از قاعده جمجمه تا مفصل استرنو کلاویکولار را پوشش دهد.سر باید صاف و طوری باید تنظیم شود که خط بین مردمکی موازی با تخت باشد .همچنین می توانیم از لیزرهای متقاطع طولی و عرضی استفاده کرده و محل تقاطع آنها را روی استخوان هیوئید (بالای غضروف تیروئید )قرار دهیم .

نحوه ایجاد تصاویر ساجیتال از ستون فقرات گردن

برای ایجاد تصاویر ساجیتال از فقرات گردن ، از تصویر لوکال کرونال استفاده می کنیم .بدین منظور روی تصویر لوکال کرونال برش ها را در امتداد طناب نخاعی تنظیم می کنیم .روی تصویر لوکال آگزیال نیز چک می کنیم که برش ها باید از پونز (Pones) تا مهره T4 را پوشش دهد .برش ها باید کل مهره ،از کنار راست زائده خاری تا کنار چپ آن را شامل شود .برای جلوگیری از آرتیفکت بلع از باندهای پیش اشباع در ناحیه مری استفاده می کنیم .همچنین برای اجتناب از آرتیفکت های حرکتی ناشی از حرکت CSF در ناحیه گردن ،جهت فاز را از سر به پا قرار می دهیم .

Sagittal T2Wt، FSE،fat saturation3-

برای تشخیص بیماری های مغز استخوان ، استفاده از توالی T2w با استفاده از FSE به تنهایی کافی نیست ،بلکه باید با تکنیک های اشباع چربی ع

همراه باشند .

Coronal T2w، FSE5-

برای ارزیابی اسکولیوز فقرات پشتی، ناهنجاری های مادرزادی و Foramina neurinomas از تصاویر کرونال T2w استفاده می کنیم.

نحوه ایجاد تصاویر ساجیتال از فقرات کمری

برای ایجاد تصاویر ساجیتال از فقرات کمری از تصویر لوکال کرونال استفاده می کنیم . بدین منظور روی تصویر لوکال کرونال ، برش ها را در امتداد طناب نخاعی تنظیم می کنیم . روی تصویر لوکال آگزیال نیز چک می کنیم برش ها در وسط بادی مهره ها باشد . برش ها باید از T11 تا کوکسیکس را پوشش دهد. برش ها باید کل مهره، از کنار راست زائده خاری تا کنار چپ آن را شامل شود . برای جلوگیری از آرتیفکت حرکات شکم از باندهای پیش اشباع در ناحیه شکم استفاده می کنیم. همچنین برای اجتناب از آرتیفکت های حرکتی حرکت CSF در ناحیه فقرات کمری، جهت فاز را از سر به پا تنظیم می کنیم.

Sagittal T2w،FSE 1-

تصاویرT2w همچنین برای مشاهده نخاع ، ریشه های عصبی، تنگی کانال نخاعی و فشار روی ساک دورال عالی هستند.

* توالی های تصویربرداری ستون فقرات:
* Sagittal T2w،FSE
* Sagittal T1w،FSE
* Sagittal T2w،FSE،fat sat
* Axiai T2\*،medic
* Coronal T2w،FSE
* Myelogram (Sagittal، Coronal)
* استفاده از عوامل کنتراست در تصویربرداری ستون فقرات در موارد تومور و التهاب لازم می باشد.

نحوه ایجاد تصاویر آگزیال از قفسه سینه

 برای ایجاد تصاویر آگزیال از قفسه سینه ، از تصویر لوکال کرونال استفاده می کنیم . بدین منظور ، روی تصویر لوکال کرونال ، برش ها را از میانه گردن تا زاویه کوستوفرنیک قرار داده و سپس روی تصویر لوکال ساجیتال ، زاویه آن را تنظیم می کنیم . استفاده از تکنیک اخذ موازی داده ها می تواند برای کاهش آرتیفکت ناشی از عروق و تنفس می توانیم از باندهای پیش اشباع در بالا و پائین ناحیه تصویربرداری استفاده نمائیم.

 Axial T1w، 3D Vibe ، Breath Hold3-

با توجه به این که تصاویر بدست آمده با استفاده از توالی T1w ،تصاویر آناتومیک هستند و همچنین این که استفاده از تکنیک 3D باعث ایجاد برش های ظریف می شود، بنابراین می توانیم ساختار اعضاء مدیاستن و همچنین پاتولوژی هایی همانند مزوتلیوما را به خوبی مشاهده نماییم. همچنین با استفاده از این تصاویر می توانیم اطلاعاتی در مورد حرکات ریه در سیکل تنفسی ، اندازه ،شکل و عروق ریوی نیز بدست آوریم .

Axial T2w ،FSE،Breath Hold4-

تصاویر آگزیال T2w نه تنها برای بررسی برونش ریوی ، بلکه برای مشاهده مسیرهای هوایی محیطی و عروق کوچک درون پارانشیم ریه رزولوشن فضایی بهتری ارائه می نماید. برای مشاهده افیوژن ریوی ، ندول های ریوی و ایجاد افتراق بین دیواره عروق و غدد لنفاوی ، از توالی آگزیال T2w استفاده می کنیم

Axial T2w،FSE،fat saturation or HASTE،Breatt Hold5-

برای تشخیص تومورهای ریه که به خلف گسترش یافته ریشه های عصبی را تحت فشار قرار می دهد از تصاویر آگزیال T2w استفاده می شود

 نحوه ایجاد تصاویر ساجیتال یک طرفه از قفسه سینه

برای ایجاد تصاویر ساجیتال یک طرفه از قفسه سینه ، از تصویر لوکال کرونال استفاده می کنیم . بدین منظور ، روی تصویر لوکال کرونال ، برش ها را از میانه گردن تا زاویه کوستوفرنیک و فقط روی یک سمت قرار داده و سپس روی تصویر لوکال آگزیال ، زاویه آن را تنظیم می کنیم . استفاده از تکنیک اخذ موازی داده ها می تواند برای کاهش زمان استفاده می شود . همچنین برای کاهش آرتیفکت ناشی از عروق و تنفس می توانیم از باندهای پیش اشباع در بالا و پایئن ناحیه تصویربرداری استفاده نماییم .

Sagittal T2w ،FSE، affected side ،Breath Hold6-

برای تشخیص تومورهای مدیاستن و دیواره قفسه سینه و گسترش آن به ریه از تصاویر ساجیتال T2w استفاده می شود.

توالی های مکمل

3D-Perfusion (Breath Hold)1-

برای بررسی پرفیوژن پارانشیمال ریه ها ، از توالی پرفیوژن 3D استفاده می کنیم . بدین منظور ، از مواد کنتراست زا که اسپین ها را نشان دار می کند استفاده می کنیم .

T1w ،3D GRE، Angiography (Breath Hold)3-

برای ارزیابی پاتولوزی های جامد ریه ، بیماری های مدیاستن و پرده جنب ، از تکنیک آنژیوگرافی استفاده می کنبم .

توالی های تصویربرداری از قلب

در بررسی بیماریهای قلبی ، استفاده از روش های تشخیص غیر تهاجمی مطلوب می باشد . طی ده سال گذشته ، ام آر آی بعنوان یک روش تشخیصی جهت بررسی های قلبی معرفی شده است. این بدلیل غیر تهاجمی بودن ، رزولوشن عالی بافت های نرم و تصویربرداری آناتومیکال در هر سطحی می باشد . همچنین ام آر آی یک رزولوشن عالی جهت بررسی دینامیک بیماری های قلبی – عروقی فراهم کرده است. قبل از معرفی ECG Gating تصاویر ام آر آی از قلب بخاطر وجود آرتیفکت حرکتی ، ارزش تشخیصی کمی داشت . از این تکنیک به حذف این آرتیفکت کمک زیادی می کند . ارتباط بین پزشک ارجاع دهنده و رادیولوژیست ، بسیار ضروریست ، زیرا که توالی های متفاوت ، اطلاعات متفاوتی از آناتومی مقطعی قلب فراهم می کنند.

توالی های تصویربرداری از مورفولوژی قلب که برای توالی SE به حرکات تنفسی بسیار حساس هستند، بنابراین آرتیفکت حرکتی در این توالی زیاد می باشد. در توالی FSE،زمان اسکن را با افزایش NEX\NSA، کاهش می دهند . در این توالی ، تصاویر T1w همراه با حبس تنفس ،نسبت سیگنال به نویز بهتری در مقایسه با تصاویر T2w می دهد هرچند به پاتولوژی ها حساسیت کمی نشان می دهد . استفاده از تکنیک turbo FLASH با حبس تنفس بیماران مبتلا به انفارکتوس میوکارد استفاده می شود، ترکیبی از توالی های SE ،FSE،STIR،turbo،FLASH که برای محورهای کوتاه یا بلند قلب به دست می آید ، استفاده می کنیم . این توالی ها در جدول زیر همراه با پارامترهای مربوطه آورده شده است نیز با افزایش NEX\NSA، اجازه ایجاد تصاویر با رزولوشن بالا و تصویر خون روشن را می دهد. توالی HASTE به دلیل پنجره کوتاه مورد استفاده علاوه بر این که آرتیفکت تنفسی را نشان نمی دهد تصویر خون را تیره نمایش می دهد. توالی STIR،با نمایش خون تیره ،SNR پایئنی نسبت به توالی T2با حبس تنفس دارد ، اما به آدم و التهاب حساس تر است .

شریان های کرونری

حرکت فیزیولوژیک و سایز کوچک عروق کرونری ، یک چالش برای تصویربرداری با استفاده از تکنیک های معمولی ام آر آی می باشد. چندین تکنیک جدید فوق سریع برای ارزیابی شریان های کرونری بکار گرفته شده است . ام آر آنژیوگرافی دو بعدی با یک بار حبس تنفس و البته همکاری خوب بیمار می تواند 76درصد از استونزهای همودینامیک در درخت شریان کرونری پروگزیمال را آشکار نماید. کیفیت تصویر با حبس ناکافی تنفس ، آرتیفکت شبح و سرکوب ناقص چربی خراب می شود. بهترین کیفیت تصویر را می توان از شریان کرونری راست و شریان نزولی قدامی چپ بدست آورد . در صورتیکه شاخه محیطی چپ شریان کرونری بدترین کیفیت تصویر را دارد . تشخیص شریان های کرونری از وریدهای قلبی و پریکارد مشکل می باشد. تکنیک های سه بعدی آنژیوگرافی با تزریق عوامل کنتراست ، برای ارزیابی عروق توراسیک و شکم استفاده می شود . این تکنیک بخوبی شریان پستان داخلی چپ را آشکار می کند و یک تکنیک مفید غیر تهاجمی برای بررسی پیش از عمل بیماران با بیماری شریان نزولی قدامی چپ می باشد .

توالی های تصویربرداری از پستان

قبل از شروع تصویربرداری ، گرفتن اطلاعاتی از سابقه بیمار و همچنین توضیح روش کار لازم است. تصویربرداری ام آر آی از پستان باید هم آسیب های مورفولوژیک و هم سینتیک افزایش کنتراست آسیب را نمایش می دهد. با توجه به این که در تصویربرداری از پستان ها ، قدرت تفکیک تصویر باید بالا باشد ،بنابراین از توالی SFEاستفاده می نماییم ، زیرا با استفاده از این توالی می توانیم ماتریس های کوچک را که به افزایش قدرت تفکیک تصویر کمک می کند ،در زمان نسبتاً کوتاه جمع آوری کنیم .در تصاویر T1w ، چربی داخل پستان به علت داشتن زمان T1 کوتاه ، سیگنال بالایی را نشان می دهد. در حالی که بافت غددی به علت T1طولانی تر ، سیگنال کمتر دارد . بطور کلی ، بافت فیبروزی و غددی با استفاده از فاکتور T1قابل تشخیص نیستند . در تصاویر T1wکه همراه با تکنیک پیش اشیاع چربی باشد ، با توجه به حذف سیگنال بالای چربی ، سیگنال بافت پارانشیم و پوست پستان بهتر قابل تشخیص خواهند بود . استفاده از تکنیک اشباع چربی همچنین باعث افزایش سیگنال آسیب ها متعاقب تزریق عوامل کنتراست خواهد شد . در تصاویر T2w ، بافت غدد، سیگنال متوسطی دارد. در حالی که بافت عضلائی سیگنال زیاد و مایعات ، سیگنال پائینی از خود نشان می دهند. در بیشتر کاربردهای کلینیکی از تصاویر T2w همراه با FSE استفاده می شود . در تصاویر T2w همراه با تکنیک پالس پیش اشباع چربی ، بافت غددی ،سیگنال نسبتاً بالا دارد و با توجه به حذف سیگنال چربی ، بافت های حاوی آب مثل کیست و مجازی شیری بهتر قابل تشخیص خواهند بود.

 اول

شکم

توالی تصویر برداری شکم

مقدار SNR در تصاویر شکم به علت دانسیته ذاتی پروتون بسیار خوب است .استفاده از کویل های آرایه فازی این مقدار SNR را نیز افزایش می دهد .عامل اصلی آرتیفکت در تصویر برداری از احشا ء شکمی ،حرکات تنفسی ،جریان و پریستالتیس می باشد .برای کاهش حرکات تنفسی می توان از روش های مختلفی (حبس تنفس ،اکوهای جستجوگر ،جبران تنفس ،تریگرهای تنفسی )که در بخش اول توضیح داده شد ،استفاده می شود .همچنین برای کاهش آرتیفکت جریان ناشی از عروق ،در بالا و پائین FOV از پالس های پیش اشباع فضایی استفاده می کنیم .استفاده از نسبت NEX/NSA زیاد ،نه تنها آرتیفکت های حرکتی ناشی از تنفس را (به علت متوسط گیری سیگنال ها )کاهش می دهد .بلکه SNR تصویر را نیز افزایش می دهد .اما عیب این روش زمان طولانی اسکن است .هرچند می توان این عیب را با استفاده از FOV مستطیلی نامتقارن تا حدی کاهش داد.

Coronal T1w، 3D VIBE ، fat saturation –Breath Hold6-

جهت مشاهده آسیب هایی همچون توده های چرب کبدی و توده های جامد از تصاویر کرونال T1w که به صورت 3D و با استفاده از توالی VIBE بدست می آید ، استفاده می کنیم .

Coronal T2w ، FSE ،BLADE، Respiratory triggeing7-

جهت مشاهده کیست ها و همچنین بعضی بیماری ها مانند von Gierke disease که به صورت توده روشن در زمینه تیره کبد مشاهده می شود ، از توالی کرونال T2w استفاده می شود .

Coronal T2W، STIR،Respiratory triggering8-

جهت مشاهده توده های کیستیک و انسداد مجاری صفراوی از توالی کرونال STIR استفاده می شود.

کاربرد کنتراست در تصویربرداری کبد

تصویربرداری دینامیک از کبد

تشخیص آسیب های هایپوواسکولار قابل مشاهده هستند. در فاز سوم که فاز تعادلی نام دارد،تصاویر بعد از 2minبعد از تزریق بدست می آیند و برای تشخیص آسیب های همانژیوم و التهابات کبدی استفاده خواهد شد.

توالی های تصویربرداری از پانکراس

بهترین توالی برای مشاهده آناتومی بافت پانکراس ،توالی T1wاست. سیگنال پانکراس ممکن است به علت آتروفی ،پانکراتیت ، نئوپلاس و تجمع آهن کاهش پیدا می کند . تکنیک های اشباع چربی باعث افزایش سینگال پارانشیم پانکراس و آسیب های موضعی پانکراس می شود . تصاویر T2w، برای نمایش ساختارهای مایع در پانکراس مفید است . نحوه تنظیم و آمادگی بیمارجهت آزمون های پانکراس ،همانند تنظیم و آمادگی بیماران روتین شکم می باشد .

Coronal T2w،True FISP،Breath Hold1-

در تصاویرT2w ، پانکراس نرمال نسبت به عضله روشن تر است و کنتراست بین پانکراس نرمال و چربی اطراف خداقل است . برای تشخیص اندازه کیست ها و آسیب ها ی حاوی مایع ، از تصاویر کرونال T2w استفاده می کنیم که به صورت روشن دیده خواهند شد.

Coronal Oblique T2w،3D، FSE،fat saturation،Respiratory triggering4-

برای مشاهده هرچه بهتر انسداد مجاری صفراوی ، از تصاویر کرونال ابلیک T2w که به صورت 3D و با استفاده از تکنیک اشباع چربی بدست آمده است ، استفاده می کنیم.

ام آر ارور گرافی

کاربردها

* ارزیابی سیستم جمع کننده ادرار
* تشخیص و بررسی انسداد یا تنگی حالب ها
* تشخیص سرطان های مثانه (TCC1)
* تشخیص کیست های کوچک کلیه

انواع روش های ام آر ارور گرافی

1-استاتیک ام آر ارور گرافی (Static MRU)

2-داینامیک ام آرارور گرافی (Dynamic MRU)

3-ام آر ارور گرافی ترشحی (Excretory MRU)

هرکدام از این روش ها آمادگی خاص خود را دارند که در مورد هرکدام در ذیل بحث خواهد شد .

1-استاتیک ام آر ارور گرافی (Static MRU)

جهت تشخیص کیست های کوچک که در کلیه و مجاری ادراری تشکیل می شود از روش استاتیک ام آر ارور گرافی استفاده می کنیم .

خلاصه مطالب فصل

* به منظور مشاهده عروق کبدی ،از عوامل کنتراست مثبت و تصویربرداری دینامیک از کبد استفاده می شود که در سه فاز انجام می شود .
* یرای انجام آن از عوامل گادلنیوم که به صورت بولوس کنتراست تزریق می شود ، استفاده خواهد شد.
* در فاز اول که فاز شریانی نام دارد ، بعد از گذشت 30-20S بعد از تزریق تصویر گرفته می شود تا آسیب های هایپرواسکولار(ندولهای هایپرپلاری موضعی ، آدنوما، HCCکبدی و متاستازهای پری وسکولار) مشاهده شوند.
* فاز دوم که فاز پورتال نام دارد ، تصاویر بعد از 1دقیقه بعد از تزریق بدست می آینذ و با افزایش کنتراست پارانشیم برای تشخیص آسیب هایپوواسکولار قابل مشاهده هستند.
* فاز سوم که فاز تعادلی نام دارد ، تصاویر بعد از 2 دقیقه بع از تزریق بدست می آیند و برای تشخیص آسیب های همانژیوم و التهابات کبدی استفاده خواهد شد .

پانکراس

* بهترین توالی برای مشاهده آناتومی بافت پانکراس ، توالی T1w است.
* تصاویر T2w،برای نمایش ساختارهای مایع در پانکراس مفید است.
* نحوه تنظیم و آمادگی بیمار جهت آزمون های پانکراس ، همانند تنظیم و آمادگی بیماران جهت تصویربرداری از کبد می باشد.