ویرایش جدید

درسنامه + نکات برتر + تست

فیزیک و تکنیک CT Scan
فیزیک و تکنیک MRI

ویژه آمادگی آزمون ارشد و دکتری تخصص(Ph.D):

رشته های رادیولوژی، تصویربرداری پزشکی، فیزیک پزشکی و ...

تالیف: تیم علمی گروه آموزشی نوین رادیولوژی

ویراست چهارم
1399-1400

Novin Radiology
گروه آموزشی نوین رادیولوژی

توجـــــــــه:

این فایل فقط یک پیش نمایش و خلاصه کوتاه از درسنامه اصلی می باشد.

جهت خرید و دریافت فایل کامل این درسنامه به وب سایت زیر مراجعه کنید و یا با ما تماس بگیرید.

www.NovinRadiology.ir

مقدمه

دروس فیزیک و تکنیک MRI و همینطور فیزیک و تکنیک CT Scan به عنوان 2 درس تخصصی و مهم برای دانشجویان رشته رادیولوژی محسوب می شود. قطعا یک درسنامه کامل و تا حد امکان خلاصه شده برای دانشجویان یک انتخاب طلایی محسوب می شود.

رفرنس اصلی این درسنامه برای درس فیزیک و تکنیک سی تی اسکن، کتاب اصول فیزیک سی تی اسکن اوکلیدسیرام و همینطور کتاب تکنیک های سی تی اسکن و برای درس فیزیک و تکنیک ام آر ای کتاب فیزیک MRI دکتر عقابیان و همینطور کتاب تکنیک های MRI کاترین وست بروک می باشد چون این کتب، کاملترین و بروزترین منابع برای این دروس محسوب می شوند.

این درسنامه شامل مجموعه‌ی کاملی از مباحث فیزیکی و تکنیکی CT Scan و MRI می‌باشد و شاید بتوان گفت داوطلبان عزیز را از هر منبعی بی‌نیاز می‌کند. در این درسنامه مباحث به‌صورت طبقه‌بندی‌شده و به‌صورت جدول بندی شده، تمام اطلاعات لازم و کافی را در اختیار شما می‌گذارد و هر آنچه که برای 100 درصد زنی در آزمون **تصویربرداری پزشکی** نیاز دارید را فراهم می‌کند.

در آزمون تصویربرداری پزشکی سال های 96 و 97 و 98 این درسنامه بطور میانگین **بیش از 92 درصد** سوالات آزمون را با درسنامه و تست و نکات خود پوشش داده است که باعث شده تا این درسنامه در رده یکی از بهترین و جامع ترین منابع برای این دروس قرار بگیرد.

این درسنامه منبعی کامل همراه با تست های تالیفی و تست های کنکور سال گذشته و نکات برتر برای دانشجویان رادیولوژی و دستیاران رادیولوژی و داوطلبان ارشد رشته تصویربرداری پزشکی، داوطلبان دکترا رشته فیزیک پزشکی و داوطلبان آزمون استخدامی رادیولوژی می باشد .

Novin Radiology

گروه آموزشی نوین رادیولوژی

اخطار: در نوشتن، ویرایش و آماده سازی این درسنامه‌ها زمان و هزینه زیادی صرف شده است، لطفا از کپی برداری یا انتشار غیرقانونی درسنامه‌ها خودداری فرمائید.

سرفصل های درسنامه فیزیک و تکنیک MRI و CT Scan

بخش اول: اصول و مبانی فیزیکی تصویربرداری MRI

بخش دوم: تکنیک های MRI + بانک تست و پاسخ تشریحی

بخش سوم: اصول و مبانی فیزیکی تصویربرداری CT Scan

بخش چهارم: تکنیک های CT Scan + بانک تست و پاسخ تشریحی

توجه: تمامی حقوق مادی و معنوی این اثر برای ناشر محفوظ است.
این درسنامه مشمول قانون حمایت از مولفان، مصنفان و هنرمندان و قانون ترجمه و تکثیر کتاب می باشد.
بازنویسی، خلاصه برداری یا برداشت بخشی از متن، شکل ها یا جداول کتاب و انتشار آن در قالب کتاب های ترجمه، تالیف، خلاصه، جزوه، تست یا نرم افزار بدون اجازه کتبی از ناشر غیر قانونی و شرعا حرام بوده و موجب پیگرد قانونی میگردد.

گروه آموزشی نوین رادیولوژی
www.NovinRadiology.ir

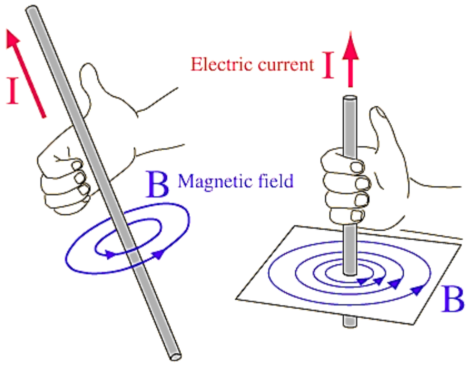
اصول پایه فیزیک MRI

مبانی فیزیکی MRI

اصول پایه ی MRI براساس این است که هسته های بعضی از عناصر وقتی در میدان مغناطیسی قوی قرار میگیرند، با نیروی مغناطیسی در یک راستا قرار میگیرند.
هر ذره بارداری در حال حرکت، یک میدان مغناطیسی ایجاد می کند. میدان مغناطیسی یک ذره باردار، مثل یک الکترون درحال حرکت، عمود بر مسیر حرکت ذره است و شدت میدان مغناطیسی به وسیله خطوط فرضی بیان می شود.

اگر حرکت ذره یک مسیر بسته باشد، همانند الکترون که به دور هسته می چرخد خطوط میدان مغناطیسی بر صفحه حرکت ذره عمود خواهند بود.

هر ذره باردار اطرافش میدان الکتریکی دارد. حال اگر ذره باردار دور خودش بچرخد(حرکت اسپینی)، خطوط میدان الکتریکی اطراف خودش را قطع می کند و ایجاد میدان مغناطیسی می شود.
(چرخش در جهت 4 انگشت و میدان در جهت امتداد انگشت شست.)



پذیرفتاری مغناطیسی (susceptibility magnetic):

تمامی مواد وقتی در میدان مغناطیسی قرار می گیرند درجه ای از مغناطیس شدگی را پیدا می کنند.(میزان مغناطیسی شدن متفاوت است)

$\mathrm{X} = \frac{\mathrm{M}}{\mathrm{H}}$ نسبت میدان مغناطیسی ایجاد شده(القا شده) در ماده به میدان مغناطیسی به کاربرده شده(اعمال شده)

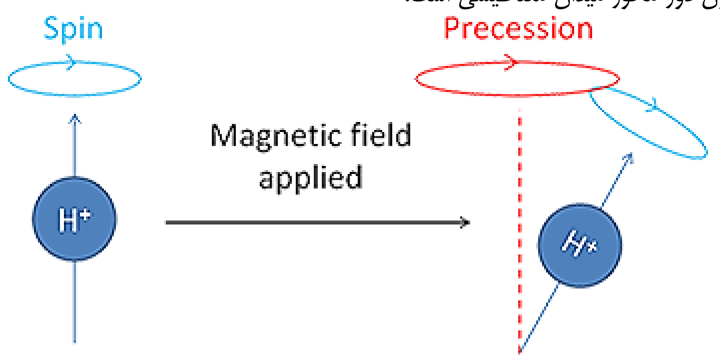
حرکت تقدیمی(Precession)

وقتی یک پروتون که حول خودش در حال چرخش است در میدان مغناطیسی خارجی قرار بگیرد، علاوه بر چرخش دور خودش(حرکت وضعی)، شروع به چرخش دور میدان خارجی می کند. که به آن حرکت فرفره ای (precession) گفته می شود. به همین دلیل است که همه با میدان هم راستا می شوند.

نکات:

سرعت حرکت پروتون ها به دور میدان خارجی ← سرعت زاویه ای(تعداد دور در ثانیه)

سرعت چرخش پروتون ها حول محور خود بسیار بیشتر از سرعت چرخش پروتون دور محور میدان مغناطیسی است.



سرعت زاویه ای (ω) = فرکانس لارمور

$\omega = \gamma B_0$ ← معادله لارمور

ω = فرکانس زاویه ای چرخش پروتون حول میدان خارجی برحسب رادیان در ثانیه یا Hz

γ= نسبت ژئومتریک، وابسته به خصوصیات ذاتی هسته ها

B_0= میدان مغناطیسی خارجی

γبستگی به نوع هسته دارد و برای یک هسته خاص ثابت است مثلا برای پروتون هیدروژن مقدار $42/6\ \frac{MHz}{Tesla}$ است.(که عدد بزرگی است) افزایش B_0 ← افزایش فرکانس چرخش پروتون ها ← افزایش سرعت چرخش

مثال: فرکانس لارمور را برای یک پروتون در میدان های زیر محاسبه کنید:

الف) 0.35T

$$\omega = \gamma.\,B0 = 42.6 \times 0.35 = 14.91\ MHz$$

ب) 0.5T

$$\omega = 42.6 \times 0.5 = 21.3\ MHz$$

ج) 1.5T

$$\omega = 42.6 \times 1.5 = 63.9\ MHz$$

کویل Coils

در دستگاه MRI مبنای تصویر برداری، بر اساس تشدید میدان مغناطیسی می باشد. اما این میدان های مغناطیسی به تنهایی نمیتوانند تصویری را فراهم سازند، در واقع این امواج RF هستند که به ما این امکان را می دهند تا بتوانیم به کمک امواج الکترومغناطیسی، تصویری را از بافت مورد نظر داشته باشیم.

امواج Rf به وسیله ی قسمتی به نام کویل RF تولید می شود.

کویل: وسیله الکتریکی که متشکل از تعدادی حلقه سیمی می باشند و در شرایطی می توانند میدان مغناطیسی ایجاد کنند (کویل گرادیان) یا می توانند تغییرات میدان مغناطیسی نوسانی را به صورت القای جریان الکتریکی ثبت کنند.(کویل RF)

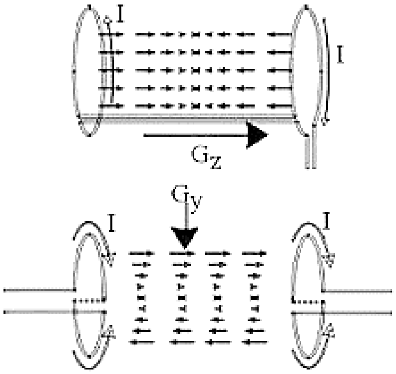
تعدادی از انواع کویل های مورد استفاده در MRI

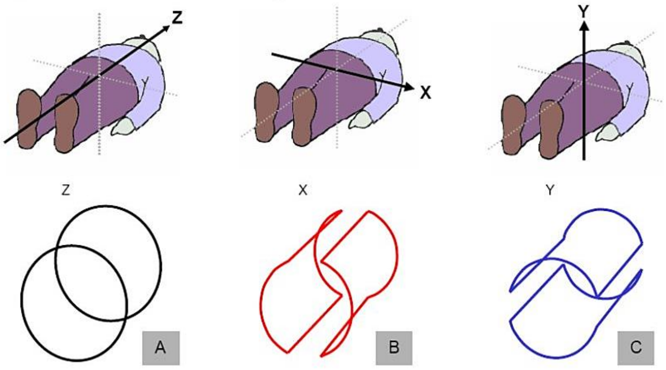
کاربرد و نقش کویل های گردیان:

کویل در راستای محور Z ، (Gz) : گرادیان انتخاب برش

کویل در راستای محور X ، (Gx) : گرادیان کدگذاری فرکانس(قرائت)

کویل در راستای محور Y، (Gy) : گرادیان کدگذاری فاز





1) گرادیان انتخاب برش Gz

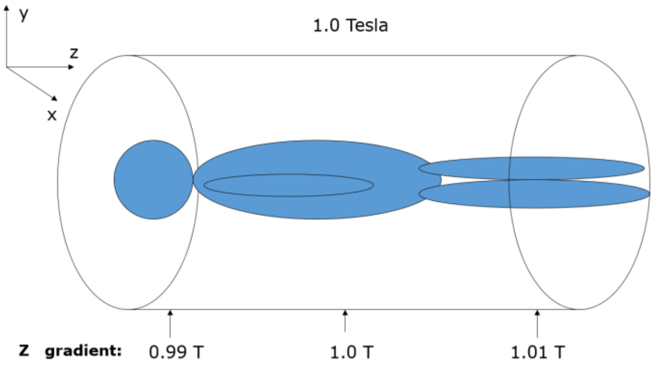
اگر فرکانس پالس رادیویی ارسالی به بدن(پالس RF) برابر فرکانس لارمور پروتون‌های بدن باشد باعث ایجاد تحریک می شود. یعنی با این کویل میدان مغناطیسی ایجاد می شود که میدان از سمت پا به سمت سر افزایش می یابد.

میدان در سمت پای بیمار ضعیف تر، در مرکز بدن برابر با B_0 و در سمت سر بیمار قوی تر است. مثلا در دستگاه 1/5T، میدان در سمت پا 1/4T ، در مرکز بدن 1/5T و در سمت سر 1/6 T می باشد.

بیمار در راستای B_0 ← یک جفت کویل گرادیان Gz (جریانشان خلاف جهت هم) ← 1- یکی سمت سر 2- یکی سمت پا

نکته: پروتون‌ها در سمت پا سرعت چرخش کمتر(چون میدان کمتر است) و در سمت سر سرعت چرخش بیشتری دارند.

(فرکانس پروتون‌ها در راستای بدن متغیر است و در سمت پا برابر 60MHz، در وسط بدن 64MHz و در سمت سر 68MHz است)



پس از قطع امواج RF چه اتفاقی می افتد؟

با قطع امواج RF، بردار برآیند (M) با یک حرکت تقدیمی (فرفره ای) خود را در جهت میدان مغناطیسی خارجی (راستای قبل از اعمال امواج RF) قرار می دهد.

این بازگشت در یک سیم پیچ، یک جریان القایی بوجود می آورد که همان سیگنال الکتریکی MR است و به آن سیگنال واپاشی القایی آزاد یا FID (Free Induction Decay) گویند.

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

1- زمان استراحت اسپین – شبکه (Spin) (Lattice Relaxation Time – T1)

2- زمان استراحت اسپین – اسپین (Spin) (Spin Relaxation Time – T2)

3- دانسیته پروتونی (PD)

زمان آسایش طولی یا زمان آسایش اسپین شبکه – T1 Relaxation Time

T1 ثابت زمانی است که در آن مقدار Mz تا 63% مقدار اولیه رشد کند و این مدت زمان به جنس بافت بستگی دارد.

هر چه T1 عدد کوچکتری باشد رشد Mz با سرعت بیشتری انجام می گیرد.

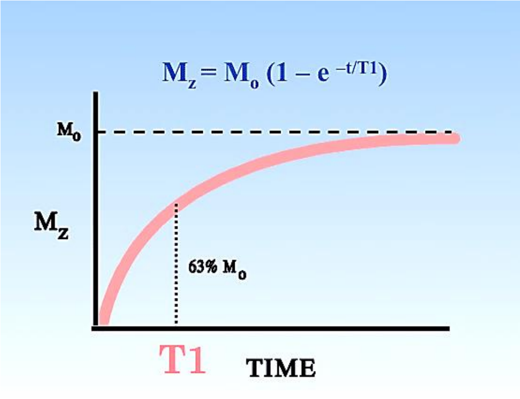
$$M_z = M_0(1-e^{-\frac{t}{T1}})$$

یعنی $63\% = (1 - e^{-\frac{t}{T1}})$

واژه آسایش به این معنی است که اسپین هایی که به تراز بالا رفته بودند، به حالت تعادل برگردند و وارد تراز انرژی پایین شوند. یعنی پروتون ها هم جهت با B_0 شوند. برای اینکه این اتفاق بیفتد پروتون ها باید انرژی به محیط (شبکه) بدهند.

افزایش Mz رشد طولی بردار مغناطیسی را نمایش می دهد.

نکته: Mz(t) وابسته به زمان است.



اگر پالس RF 180 درجه خاموش شود:

-Mz ⟵ صفر ⟵ Mz

$$Mz=M0(1-2e^{-\frac{t}{T1}})$$

*روش بازیافت معکوس برای حذف چربی (Short TI Inversion Recovery (Stir:

برای حذف چربی، TI به نوعی انتخاب می شود که Mz چربی صفر شود، وقتی که Mz چربی صفر شد، بلافاصله پالس 90 RF درجه اعمال می کنیم در نتیجه سیگنالی از چربی نداریم پس با انتخاب TI کوتاه چربی ساپرس میشود.

*روش بازیافت معکوس با حذف مایع (Fluid Attenuating Inversion Recovery (FLair:

برای حذف مایع، TI به نوعی انتخاب می شود که Mz مایع (CSF) صفر شود. وقتی که Mz مایع صفر شد، بلافاصله پالس 90 RF درجه اعمال می کنیم در نتیجه سیگنالی از مایع نداریم. پس با انتخاب TI بلند مایع شفاف ساپرس میشود .

سوال: روش STIR و FLAIR جزء T1W هستند یا T2W ؟

جواب: در IR وزن T1 بستگی به TI دارد (نه TR) اما وزن T2 بستگی به TE دارد (همانند اسپین اکو)

بنابراین:

STIR: T1W

FLAIR: T2W

توالی پالس اسپین- اکو Conventional Spin Echo

توالی اسپین- اکو (SE) از یک پالس تحریکی 90درجه و بدنبال آن یک یا چند پالس دوباره همفاز کننده 180 درجه تشکیل شده است.

پالس 180 درجه را پالس دوباره متمرکز کننده یا دوباره همفاز کننده یا Refocusing می نامیم.

دیاگرام پالس اسپین-اکو: 90°-------180°------- echo ....90°-------180°------- echo......

کاربرد: حذف غیریکنواختی میدان مغناطیسی خارجی

میدانیم که دو دلیل برای ناهمفاز شدن وجود دارد:

۱- غیریکنواختی میدان مغناطیسی خارجی

۲- تاثیر متقابل اسپین- اسپین

آب T1 و T2 بلندی دارد:

تصویر بروزن T1: چون در TR کوتاه Mz کمی دارد – پس تصویر آب تیره تر است

نکته: T1 آب زیاد ← سرعت افزایش Mz کم ← دیرتر به ماکزیمم می رسد ← دامنه Mz کم و تشکیل تصویر تیره

تصویر بر وزن T2: در وزن T2، تصویر آب روشن است. چون T2 آب طولانی است پس سیگنال می دهد.

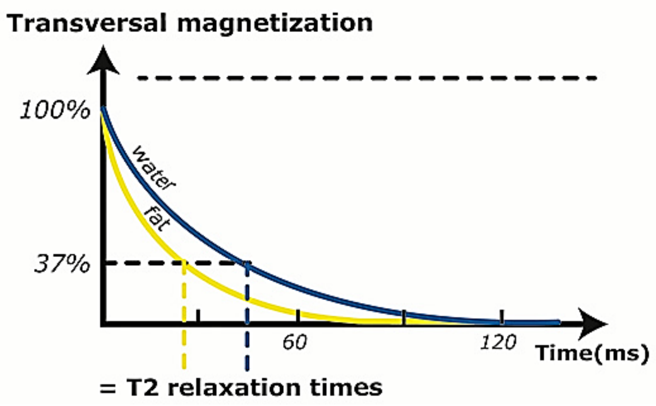
نکته: استخوان T1 بلند و T2 کوتاه دارد.(تصویر بر وزن PD)

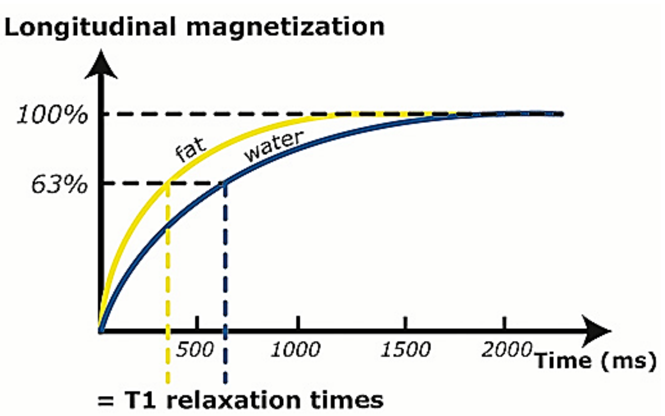
نکته:
ماده حاجب گادولینیوم T1و T2 را در بافت ها کاهش می دهد.

چربی T1 و T2 کوچکی دارد:

تصویر بر وزن T1: چون چربی T1 کوتاه دارد، سریع رشد می کند و تصویر روشن ایجاد می کند.

تصویر بر وزن T2: در وزن T2، چربی تصویر روشن می دهد ولی چون بافت هایی داریم که T2 بیشتر دارند و روشن تر هستند پس چربی خاکستری بنظر می رسد.





نکته:

اگر T1 کاهش یابد ← تصاویر بر وزن T1روشن می شود. (چون سریعتر رشد Mz داریم)

اگر T2 کاهش یابد ← تصاویر بر وزن T2تیره می شود. (چون سریعتر کاهش Mxy داریم)

مرور:

همیشه TE کوچکتر از TR است زیرا سرعت کاهش Mxy بیشتر از Mz است.

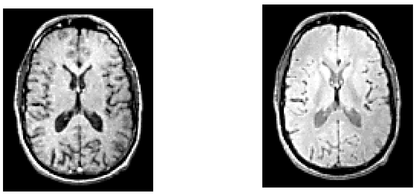
یک TR کوتاه تقریبا برابر میانگین T1 بافت هاست.

یک TR بلند تقریبا 3 برابر TR کوتاه است.

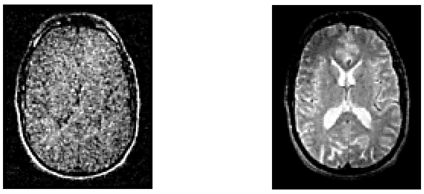
یک TE کوتاه معمولا کمتر از 30ms است.

یک TE بلند، 3 برابر TE کوتاه است. (معمولا بیشتر از 90ms).

کنتراست بافت در SE بر اساس TR و TE



	TR بلند	TR کوتاه
TE کوتاه	وزن دانسیته پروتونی (PDW)	وزن T1 (T1 W)
TE بلند	وزن T2 (T2 W)	Mixed (T1, T2)



نمونه برداری یا Sampling

سیگنال FID، یک سیگنال آنالوگ و پیوسته است و باید پردازش شده تا به صورت تصویر نمایش داده شود در نتیجه برای تبدیل این سیگنال به یک سیگنال دیجیتال نیاز به نمونه برداری می باشد.
سیگنال دیجیتال سیگنالی است که از مقادیر منفصل تشکیل شده است یعنی در زمانهای خاص از موج نمونه برداری می کند و روی این نمونه ها کار کرده و سنجش دقیقی از موج اولیه دارد.

دیجیتالی کردن یعنی نمونه برداری کردن از سیگنال آنالوگ و ثبت عددهای مربوط به آن، یا انتخاب تعدادی نقاط مختلف از داخل سیگنال آنالوگ و ذخیره این نقاط در یک مکان مخصوص(فضای k)

نکات:

- ✓ سیگنال آنالوگ پیوسته و سیگنال دیجیتال گسسته می باشد.
- ✓ نمونه برداری باید در زمان های خاصی انجام شود و فاصله بین دو نمونه برداری بسیار مهم است.

پس زمانی می توان از تکنیک دیجیتال بهره مند شد که به تعداد کافی و فواصل مناسب از موج نمونه برداری شود و نیاز به فرکانس نمونه برداری بالا داریم . برای دیجیتالی کردن باید در فواصل مناسب نمونه گیری انجام شود تا بتوانیم از سیگنال های دیجیتال دوباره سیگنال آنالوگ نیز بگیریم. اگر تعداد نمونه ها کم باشد دیگر نمی توان موج اولیه را پیدا کرد و سیگنال جدید فرکانس کمتر نسبت به سیگنال اصلی دارد.

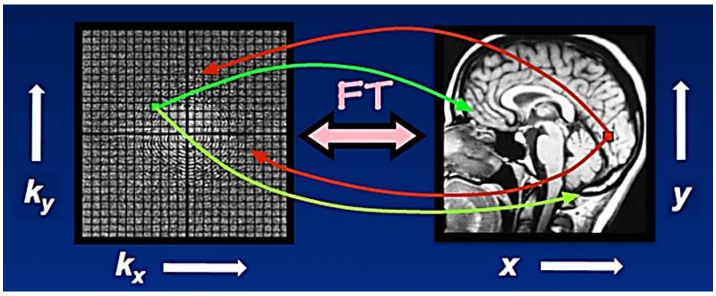
خصوصیات فضای K

در هر سطر ابتدا دامنه سیگنال کم است بعد زیاد می شود و مجددا کاهش می یابد.

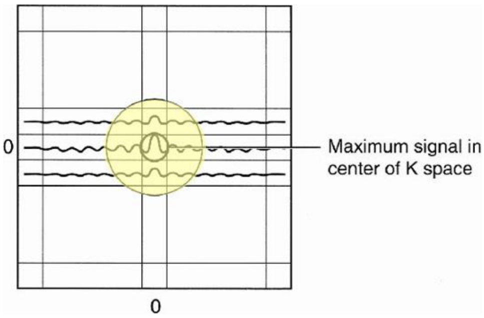
در توالی اسپین– اکو، پالس 180 درجه را جهت ایجاد همفازی اعمال می کنیم یعنی در ابتدا ناهمفازی داریم و دامنه کم است و در لحظه اعمال پالس180 درجه هم پروتون ها همفاز شده و کم کم دامنه زیاد می شود تا به حداکثر برسد. سپس بعد قطع پالس180 درجه، پروتون ها مجددا غیر همفاز می شوند در نتیجه مجددا دامنه به دلیل غیر هم فاز شدن کاهش می یابد.

پس در فضای K از مرکز به سمت راست، چپ، بالا و پایین دامنه کاهش می یابد.

هیچ وقت نمی توان گفت تصویر از نظر مکانی با فضای K مطابقت دارد. یعنی نمی توان گفت گوشه فضای K گوشه تصویر است، یا مرکز فضا با مرکز تصویر مطابقت دارد چون تمام اطلاعات پردازش می شود و تصویر ایجاد می شود و هر خط به تنهایی می تواند به ما تصویر بدهد ولی تصویر خوبی ایجاد نمی شود.



مرکز فضای K دارای بیشترین سیگنال است چون بیشترین دامنه هر سیگنال یا مرکز هر اکو در ستون مرکزی قرار دارد و همفاز شدن اکو در جهت ماکزیمم دامنه در فضای اطلاعات در مرکز رخ می دهد در نتیجه SNR در مرکز فضای K زیاد است.



تصاویر در مرکز فضای K و لبه این فضا متفاوت است یعنی:

در مرکز فضای K تصویر محو است و لبه ها خیلی مشخص نیستند چون شیب گرادیان کم است. و برای کلیات تصویر بکار می رود.

در حاشیه فضای K لبه های تصویر واضح تر دیده می شوند چون چون شیب گرادیان Gx و Gy زیاد است. و برای جزئیات دقیق تصویر بکار می رود.

نکات:

← خط مرکز فضای k همیشه شامل مرحله‌ای از کدگذاری فاز است که ضعیف‌ترین گرادیان و در نتیجه بیشترین سیگنال را داراست.

← خطوط محیطی فضای k شامل مراحلی از کدگذاری فاز است که بیشترین گرادیان و در نتیجه ضعیف‌ترین سیگنال را داراست.

آرتیفکت ها در MRI:

1– آرتیفکت ناشی از پردازش تصویر :
- الف) تاشدگی (Aliasing)
- ب) جا به جایی شیمیایی(Chemical Shift)
- ج) بریده شدگی (Gibbs Artifact)

2 – آرتیفکت ناشی از بیمار: مانند آرتیفکت حرکتی

3 – آرتیفکت مربوط با پالس RF: مانند آرتیفکت Crosstalk

4 – آرتیفکت میدان مغناطیسی خارجی: غیریکنواختی میدان مغناطیسی خارجی

5 – آرتیفکت پذیرفتاری مغناطیسی: مربوط به نوع بافتی است که تحت تصویرگیری قرار میگیرد.

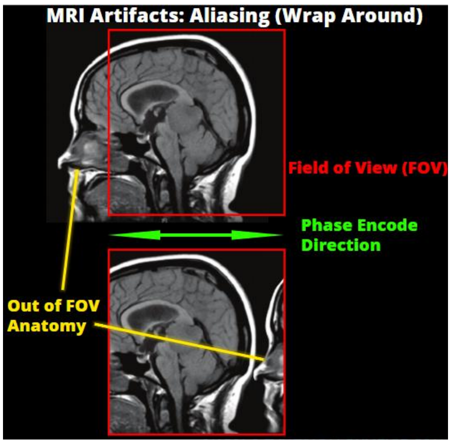
آرتیفکت تاشدگی (Aliasing)

این آرتیفکت ناشی از نمونه برداری کمتر از حد رخ می دهد (نمونه برداری کمتر از 2 برابر فرکانس ماکزیمم Fmax). و وقتی ایجاد می شود که آناتومی داخل کویل گیرنده خارج از FOV قرار گیرد.

در نتیجه اگر زمان نمونه برداری در حد نایکوئیست باشد در نتیجه نمونه برداری کم بوده و سیستم سیگنال جدید را با فرکانس کمتر از سیگنال اصلی درک می کند که این عمل باعث می شود تصویر متفاوت شود و ناحیه ای با فرکانس بالا در ناحیه ای با فرکانس پایین ثبت شود. مثلا نوک بینی در ناحیه Occipital ثبت می گردد.

نکته مهم: الایزینگ در امتداد هر دو محور کدگذاری فرکانس و کدگذاری فاز ایجاد می شود.

راه حل:
- افزایش FOV با استفاده از یک کویل کوچکتر
- افزایش نمونه برداری در جهت فاز
- استفاده از باند اشباع



آرتیفکت الایزینگ در تصویر ساژیتال مغز

MR آنژیوگرافی (MR Angiography)

به کمک این تکنیک می توان اطلاعات کمّی مانند سرعت و حجم خون را محاسبه کرد.

در این تکنیک ⟵ سرعت جریان= شدت تصویر

انواع تکنیک MRA:

1- بدون کنتراست
- Time Of Flight (TOF)
  - Black blood(خون تیره)
  - Bright Blood(خون روشن)
- Phase Contrast Angography (PCA)

2- با کنتراست

روش PCA: Phase Contrast Angiography

در این تکنیک ایجاد کنتراست براساس تغییر فاز و رمزگذاری جریان ایجاد می شود(در برخی نقاط خاص بدن مثل قلب کاربردی است) و معمولا از توالی GRE استفاده می شود.

در این تکنیک ⟵ تغییرات فاز = نشان دهنده جریان

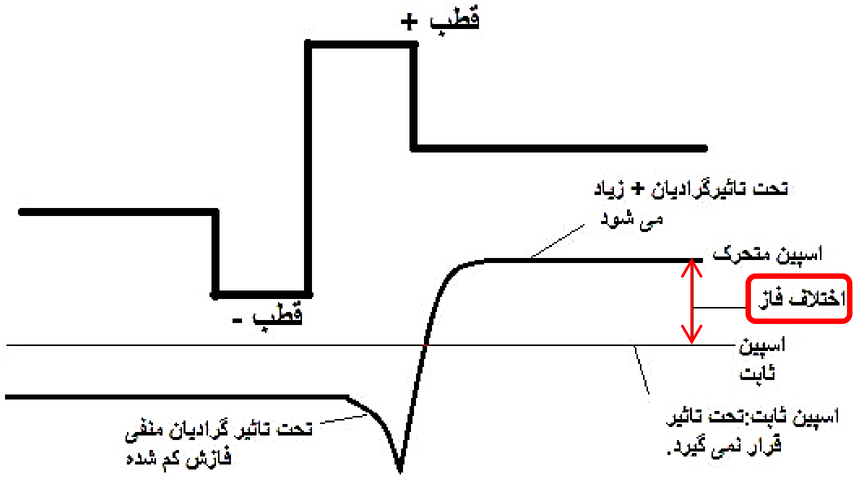
در این تکنیک با استفاده از یک گرادیان 2 قطبی یک شیفت(تغییر) فازی برای اسپین در حال حرکت در جهت مثبت و منفی ایجاد می شود و در صورتی که داخل اسلایس مد نظر جریان وجود داشته باشد، در این صورت فاز اسپین ها تحت تاثیر قسمت منفی گرادیان 2 قطبی کاهش می یابد سپس در ادامه فاز اسپین ها تحت تاثیر قسمت مثبت گرادیان افزایش می یابد. یعنی بطور کامل تحت تاثیر تغییر فاز قرار می گیرند.

مقدار شیفت فازی متناسب است با:

1- شدت گرادیان 2- زمان استفاده از لوب گرادیان 3- سرعت اسپین ها

نکته: این تکنیک برای قسمت هایی از بدن که الگوی پیچیده دارند یا جاهایی که زمان کسب اطلاعات کوتاه است به سختی می توان استفاده کرد.

برای حلقه ویلیس ⟵ استفاده از تکنیک 3D TOF:



آماده سازی بیمار برای انجام MRI:

- ✓ بیمار قبل از انجام MRI، از نظر وجود جسم خارجی مورد بررسی قرار بگیرد.

نکته:

- ✓ جسم خارجی حتی اگر فرومگنت هم نباشد می تواند یکنواختی میدان را از بین ببرد و باعث ایجاد آرتیفکت و سیاه شدگی تصویر می شود.
- ✓ از بیمار بخواهید همه اجسام فلزی از قبیل (دندان مصنوعی، سمعک، سنجاق سر، جواهرات، گوشواره و غیره) را خارج کند.
- ✓ مواد آرایشی باید پاک شوند بعلت وجود Fe_2O_3 در ترکیب این مواد می تواند یکنواختی میدان را از بین ببرد

- ✓ سابقه عمل جراحی بیمار پرسیده شود.
- ✓ نوع پاتولوژی و علایم بالینی بیمار پرسیده شود.
- ✓ سن بیمار بسیار حائز اهمیت است، زیرا علایم بالینی مشابه، نشانگر پاتولوژی های متفاوت در افراد با رنج سنی مختلف می باشد.
- ✓ در روز انجام MRI بیمار پرونده پزشکی خود (تصاویر قبلی) را با خود بیاورد.
- ✓ برای انجام MRI با تزریق بهتر است بیمار ناشتا باشد.
- ✓ در صورت لزوم یک لاین داخل وریدی تعبیه کنید (به عنوان مثال: جهت بررسی تومور و یا بیماری اسکلروز متعدد).
- ✓ مطمئن شوید که بیمار پرسشنامه را قبل از انجام MRI بدقت خوانده و تکمیل کرده است (به وجود اجسام فلزی توجه ویژه شود).
- ✓ باید قبل از تزریق کنتراست مدیا، بررسی GFR (سرعت فیلتراسیون گلومرولی) و سطح کراتینین خون انجام شود.
- ✓ سطح بیشتر از حد مجاز کراتینین در خون نشان دهنده عدم عملکرد صحیح کلیوی می باشد و نشان دهنده این است که پس از تزریق، کلیه ها نمی توانند ماده کنتراست زا (گادولینیوم) را به راحتی از بدن دفع کنند.
  - ✓ GFR پایین تر از 30 هم نشانگر عدم توانایی کلیه در دفع مواد است.
- ✓ قبل از شروع MRI باید به بیمار حدود تقریبی زمان اسکن، عدم حرک در طی اسکن و شنیدن صداهایی از دستگاه را یادآور شویم.
- ✓ مرحله بعد گرفتن اسکنوگرام یا لوکالیزاتور یا survey یا scout است. این مرحله حدود 5 ثانیه طول می کشد و تصویر به دست آمده ارزش تشخیصی ندارد. این تصویر در سه پلان (آگزیال، کرونال و ساجیتال) به دست می آید.

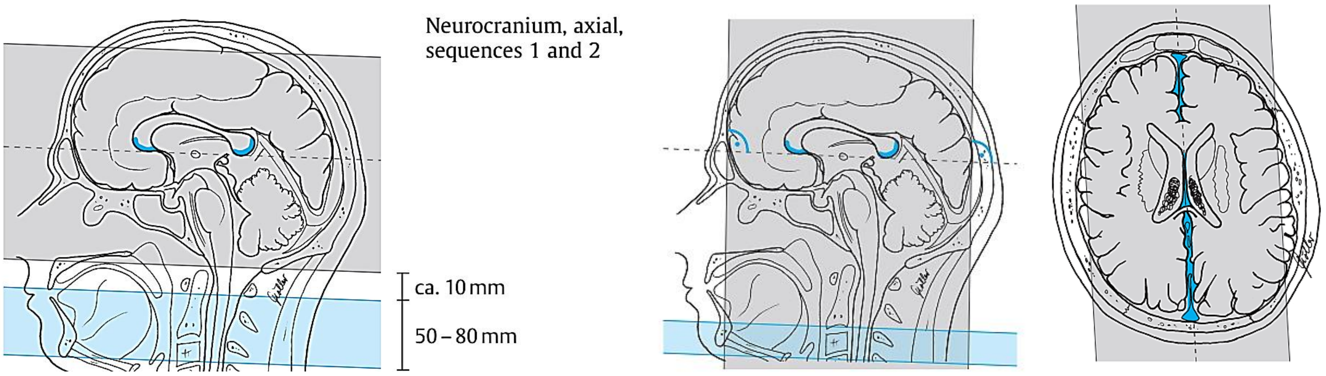
نکات تزریق کنتراست مدیا

کنتراست مدیای مورد استفاده: گادولینیوم - مگنویست - Dotarem - امنی اسکن - گدویست - MR Lux - Scan Lux

میزان تزریق کنتراست مدیا به ازای هر kg وزن	0.1 تا 0.2 سی سی
بررسی متاستازها و MS	دو برابر نرمال تزریق انجام می شود و اسکن هم با تاخیر 10-8 دقیقه ای شروع می شود.
بررسی هیپوفیز	نصف حالت نرمال یعنی به ازای هر kg حدود 0.05 cc تزریق انجام می شود.

- در تصویر برداری MRI بعد از تزریق ماده کنتراست، سکانس ها بر وزن T1 و ترجیحاً در سه سطح آگزیال، کرونال و ساژیتال انجام می گیرد.
- اگر بیماری با درخواست مغز با تزریق مراجعه کند، ابتدا یک سکانس بر وزن T1 بدون تزریق گرفته می شود و سپس ماده کنتراست تزریق شده و سکانس های بر وزن T1 در مقاطع آگزیال (کپی بدون تزریق) و کرونال و ساژیتال انجام می شود.
- اگر فردی مشکوک به بیماری MS باشد و مغز با تزریق درخواست شده باشد حتماً در صورت امکان ماده کنتراست با دوز بالا تزریق شود و همچنین تصاویر با تأخیر 10 الی 30 دقیقه بعد از تزریق انجام شود.

MRI مغز



کاربردهای شایع	بررسی پلاک MS، ایدز، تومورهای اولیه و متاستازها، CVA، TIA، IVH، ICH، SAH، SDH، سینوس های پارانازال، مشکلات شنوایی، اختلالات بینایی یا visual disturbance (دوبینی، تاری دید)، التهاب، عفونت، تروما (احتمال آسیب به لوب ها)، بررسی بیمار قبل و بعد از عمل (از نظر محل تومور، نوع تومور، ابعاد تومور و میزان دست اندازی آن) **اندیکاسیون MRI مغز با تزریق:** تومور (منتژیوما و اکوستیک نروما)، تشخیص پلاک فعال MS، انواع متاستازها، آبسه ها، برخی انفارکت ها **نکته:** خونریزی اولیه در MRI دیده نمی شود و بهترین روش بررسی آن در ساعات اولیه CT scan می باشد. برای تشخیص در MRI باید حدود 48–72 از شروع خونریزی گذشته باشد.
حالت دادن به بیمار	بیمار در حالت سوپاین و به صورت head first وارد می شود. سر بیمار بصورت کاملا صاف داخل کویل head قرار می گیرد. خط بین مردمکی یا IPL موازی تخت قرار گیرد. Scan point reference (SPR): محل سانتر پل بینی یا nasion می باشد. **نکته:** از کرست ایلیاک به بالا بررسی اعضا به صورت head first انجام می شود.
وسایل مورد نیاز	کویل قفسه ای مغز را برای MRI مغز استفاده می کنیم چون تمام عضو را می پوشاند و سیگنال را به طور یکنواخت دریافت می‌کند. در کنار گوشی، از مواد non-magnet مانند پلاستیک های فشرده برای ثابت کردن سر بیمار استفاده می کنیم. از کیسه های شنی برای ثابت کردن اعضا استفاده می کنیم. همچنین زیر زانو از پدهای گوه ای برای کاهش لوردوز کمر بیمار و راحتی او استفاده می‌کنیم.
پروتکل های پیشنهادی	• آگزیال: T2، T1، FLAIR، DWI، PWI • ساجیتال: T2، T1 • کرونال: T2 **نحوه اجرای پروتکل:** **آگزیال:** از فورامن مگنوم تا ورتکس بطوریکه پلان ها به موازات کورپوس کالوزوم (رابط پینه ای) زده شود. **ساجیتال:** به موازات mid- brain و از طرفین تمام لوب تمپورال را بپوشاند. **کرونال:** پلان ها از خلف مخچه تا قدام لوب فرونتال و عمود بر رابط پینه ای.
اسلایس	ضخامت اسلایس: 5mm فاصله برش ها: 20٪ ضخامت اسلایس (1mm) منطقه مورد مطالعه یا FOV: 220-240mm نکته: تعداد اسلایس ها بستگی به ضخامت عضو در افراد مختلف، متفاوت است. اما این تعداد همیشه عددی فرد می باشد. یک خط در وسط می باشد و بقیه اسلایس ها به طور قرینه در دو طرف زده می شوند

آرتیفکت ها	
	آرتیفکت حرکتی: به خاطر سرعت بالای جریان خون در شریان ورتبرال و کاروتید **راه حل:** استفاده از قطعه پیش اشباع فضایی یا rest بین سرویکال و مغز FOV را هم بزرگ انتخاب می کنیم. ناحیه آبی رنگ باند اشباع یا قطعهٔ اشباع را نشان میدهد، که با فاصلهٔ 10 میلی متر از تحتانی ترین برش و ضخامت80- 50 میلی متر موازی با برش های اگزیال قرار میگیرد ---» این قطعه برای حذف چربی و ارتیفکت حرکتی استفاده می شود.

نکات:

- ✓ در MRI با تزریق باید قبل از تزریق تمام پلان های T1 انجام شود سپس بعد از انجام تزریق تمام پلان های T1 دقیقا تکرار شوند. برای مقایسه درست باید تمام پارامترهای قبل و بعد تزریق مشابه هم باشند (F.A، ضخامت مقطع و ...). دلیل استفاده از T1 این است که در این حالت CSF تیره دیده می شود و تومور به دلیل شبکه عروقی گسترده ای که دارد بعد از تزریق روشن دیده می شود و افتراق بین ین دو امکان پذیر می شود.

- ✓ پلاک MS نمای هایپر (روشن) دارد و به صورت پاراونتریکولار و عمود بر بطن های طرفی است. هنگامی که مشکوک به این بیماری هستیم برای افتراق پلاک MS از بطن ها باید از تکنیک FLAIR استفاده کنیم.

  این بیماری در جوانان (25- 30) دیده می شود و علایمی مانند بی حسی اندام ها و تاری دید در فرد ایجاد می کند.
- ✓ برای MRI مغز، MRA و MRV، متوسط سیگنال گیری (تعداد دفعاتی که سیگنال دریافت می کنیم یا NSA) بالاست.
- ✓ برای افراد آژیته، کودکان و افراد بی قرار NSA را کاهش می دهیم تا زمان کاهش یابد.
- ✓ از تکنیک Flair(حذف مایع)، برای کاهش اثر CSF بر وضوح ضایعات روشن اطراف بطن مغز (مانند پلاک های MS) استفاده می شود.

MRI مغز جهت بررسی تومور مغزی بعد از عمل جراحی

مراحل:

1. یک لاین داخل وریدی در بازو تعبیه گردد.
2. سکانس های اگزیال، کرونال و ساژیتال T1و T2 بعد از تزریق ماده کنتراست گادولینیوم (Gd)تهیه گردد.

به عبارت دیگر سکانس های T1و T2 به طور اگزیال انجام شده، سپس ماده کنتراست به صورت داخل وریدی تزریق شده و سکانس های اگزیال، کرونال و ساژیتال T1و T2 انجام می شود.

تصاویر T1 بعد از تزریق گادولینیوم در برش های اگزیال وکرونال بیشترین حساسیت را در آشکار کردن فرایند های پاتولوژیک که سد نرمال خونی- مغزی را از بین می برد، دارد.

نکات:

- ← تومورها، عفونت و التهاب همگی سد خونی مغزی را می شکنند و تصاویر T1را بعد از گادولینیوم به خوبی روشن می کنند.
- ← برای ارزیابی آسیب های پوستریورفوسا، سطوح آکسیال و کرونال ترجیح داد ه می شود.
- ← تصویربرداری ساجیتال در آسیب های توده ای بطن چهارم و ناهنجاری های(Craniocervical Junction) مفید است.
- ← در پروتکل های آزمایشی مالتیپل اسکلروز، ضخامت برش 3 میلی متر توصیه می شود.
- ← برای رد کردن اسکلروز هایپوکامپ در بیماران با صرع، برش های کرونال ترجیح داده می شود.

سوالات تستی فیزیک و تکنیک MRI

1- در آنژیوگرافی MRI، پدیده جریان وردی تشدید یافته (flow related enhancement; FRE)
اشباع بافت های زمینه و اشباع خون ورودی
اشباع زمینه وبهبودنایافتگی مولفه طولی خون ورودی
عدم بهبودیافتگی زمینه و اشباع مولفه طولی خون ورودی
عدم بهبودیافتگی زمینه و خون ورودی

2- معایب اسپین اکوی سریع در مقایسه با اسپین اکوی معمولی شامل تمام موارد زیر است به جز:
csfروشن تر در تصویر با وزن دانسیته پروتون | چربی روشن تر است.
اثر پذیرفتاری مغناطیسی افزایش می یابد. | دیسک های بین مهره ای نرمال روشن نیستند.

3- در مورد توالی پالس گرادیان اکو کدام مورد صحیح نیست؟
TR کوتاه تر اثر وزن T_2^* را بیشتر می کند.
TRبلندتر اثر وزن T_1 را افزایش می دهد.
TEبلندتر اثر وزن T_2^*را افزایش می دهد.
زاویه چرخش بزرگ تر اثر وزن T_1را کاهش می دهد.

4- کدام یک از گزینه های زیر از راه های تصحیح آرتیفکت برده شدگی (Gibbs)نیست؟
کاهش FOV | کاهش اندازه پیکسل
افزایش تعداد کد گذاری فاز | کاهش زمان نمونه برداری

5- اثر مرزی در جا به جایی شیمیایی نوع دوم به چه علت ایجاد می شود و در کدام یک از توالی های پالس زیر این اثر ایجاد نمی شود؟
تفاوت فرکانس چرخش پروتون های آب وچربی – SE
به علت اثر اشباع چربی- SE
به علت اثر اشباع چربی- GRE
تفاوت فرکانس چرخش پروتوهای آب و چربی – GRE

6- در MRI اگر تعداد پیکسل ها ثابت باشد، در حالیکه FOV افزایش یابد کدامیک از گزینه های زیر صحیح است؟
قدرت تفکیک پذیری افزایش می یابد | SNR افزایش می یابد
زمان اسکن افزایش می یابد | به طور بالقوه آرتیفکت تاشدگی افزایش می یابد.

توموگرافی کامپیوتری

CT SCAN

اصول عملکرد

هنگام تصویربرداری شکم با تکنیک های رادیوگرافی معمول، تصویر مستقیماً روی گیرنده تصویر فیلم- صفحه ثبت می شود و کنتراست به دلیل پرتوهای پراکنده کامپتون پائین می آید.

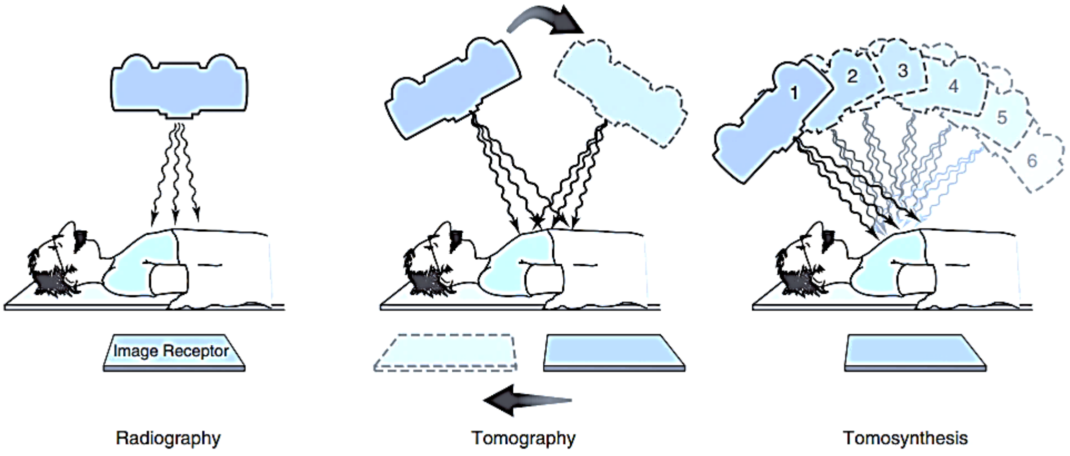
پرتوهای پراکنده به دلیل وسعت میدان پرتو ایکس زیاد است. به علاوه تصویر به علت روی هم افتادگی ساختارهای آناتومیکی شکم تخریب می گردد.

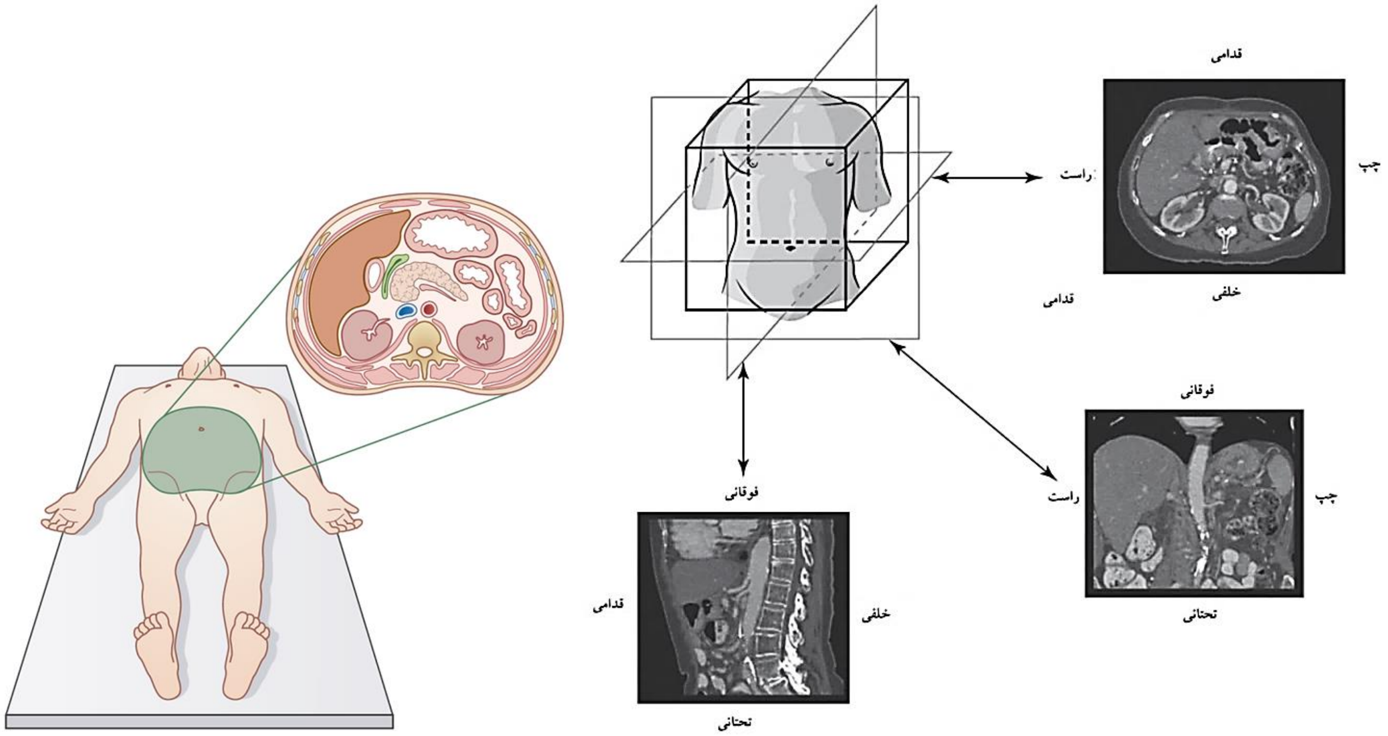
برای نمایش بهتر ساختار آناتومیکی شکم مانند کلیه ها توموگرافی سنتی قابل استفاده است.

آخرین پیشرفت در رادیوگرافی دیجیتال توموسنتز (مقطع سازی) رادیوگرافی دیجیتال است. این تکنیک تصویربرداری از یک میدان پرتو ایکس برای ایجاد چند تصویر دجیتال استفاده می کند.

این تصویر یک مجموعه اطلاعات سه بعدی را تشکیل می دهند که اجازه بازسازی هر مقطع آناتومیکی را می دهند. نتیجه تصویری با کنتراست بهتر می باشد.

توموگرافی (مقطع نگاری) سنتی توموگرافی محوری نامیده می شود، زیرا مقطع تصویر موازی با محور طولی بدن است. نتیجه تشکیل تصاویر کرونال و ساژیتال می باشد.





مقایسه توموگرافی سنتی و توموگرافی کامپیوتری (CT)

تصویرCT ، تصویر عرضی یا مقطع عرضی است که در آن تصویر کرونال و ساژیتال از مجموعه تصاویر عرضی قابل بازسازی می باشند.

روش دقیقی که با استفاده از آن سیستم تصویربرداری CT تصویر عرضی را تشکیل می دهد بسیار پیچیده است و نیازمند درک قوی دانش فیزیک، مهندسی و علوم کامپیوتر می باشد. البته اصول اساسی با ملاحظه ساده ترین سیستم های تصویربرداری CT شامل دسته پرتو ایکس بسیار باریک و یک آشکار ساز قابل درک است.

انواع دستگاه‌های سی‌تی‌اسکن

از زمان ارائهٔ اولین دستگاه CT اسکن توسط هانسفیلد، تاکنون این دستگاه چندین مرحله دچار تحول و نوآوری شده اند، که تحت عنوان نسل های سی تی اسکن نامیده میشوند:

سیستم تصویربرداری نسل اول CT:

منبع پرتو ایکس و آشکارساز به صورت همزمان حرکت می کنند. هنگامیکه مجموعه منبع -آشکارساز عرض بیمار را اسکن یا جاروب می کنند، ساختارهای داخلی بدن، دسته پرتو ایکس را براساس دانسیته جرمی و عدد اتمی موثر خود کاهش می دهند.

شدت تشعشع آشکار شده با توجه به الگوی کاهش، و پروفایل شدت یا بروجکشن (نما) شکل می گیرد.

در پایان این حرکت خطی، مجموعه منبع -آشکارساز به وضعیت اولیه باز می گردند و کل مجموعه می چرخد و دومین حرکت آغاز می گردد.

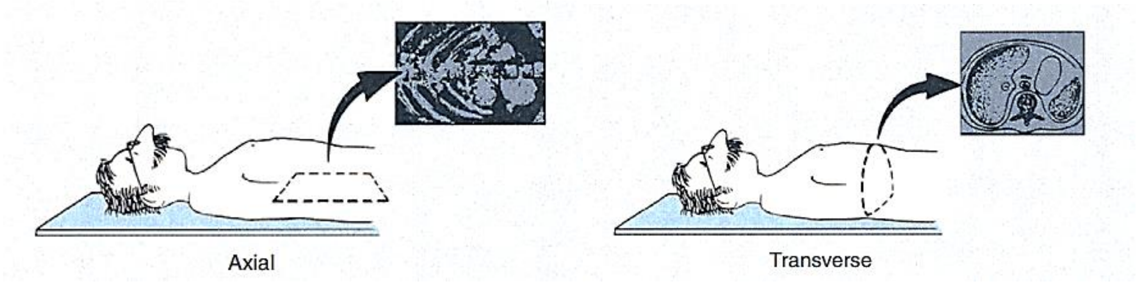
در طی دومین حرکت خطی، مجدداً سیگنال آشکارساز متناسب با کاهش شدت دسته پرتو ایکس ساختارهای آناتومیکی منجر به تشکیل دومین پروجکشن خواهد شد.

با چند بار تکرار این روند، تعداد زیادی پروجکشن تشکیل می گردد. این پروجکشن ها قابل نمایش نیستند اما به شکل اطلاعات دیجیتالی در کامپیوتر ذخیره می شوند.

پردازش کامپیوتری این پروجکش ها روی هم افتادگی موثر هر پروجکشن را برای بازسازی تصویر ساختارهای آناتومیکی آن برش دربر می گیرد.

روی هم افتادگی این پروجکشن ها به شکلی رخ نمی دهد که یک فرد احتمالاً تصور می کند. در طی هر حرکت خطی چرخشی سیگنال آشکار ساز یک دامنه دینامیک 12 بیتی (4096 سطح خاکستری) را داراست.

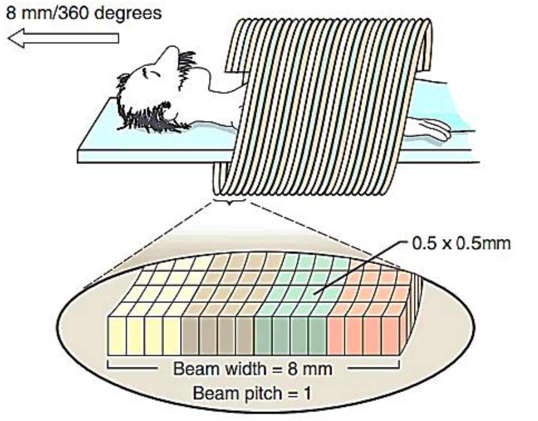
با پیشرفت حرکت هر مقدار سیگنال متناسب با ضریب کاهش کل پرتو ایکس در طول بافت است. با استفاده از معادلات، همزمان ماتریسی از مقادیر شکل می گیرد که بیانگر آناتومی سطح مقطع عرضی است.



توصیف قبلی مربوط به مجموعه باریکه دسته پرتو ایکس و آشکارساز منفرد که حول بیمار **حرکت خطی -چرخشی** دارند و این حرکت در کل میدان تصویربرداری ادامه می یابد ویژگی **سیستم تصویربرداری نسل اول CT** را بیان می نمود .

بافت تحت تصویربرداری با تغییر پیچ و زمان چرخشی گانتری 0/5s

پهنای پرتو(mm)	10mm=1cm	10mm=1cm	10mm=1cm
زمان اسکن(s)	30	30	30
زمان چرخش گانتری(s)	0/5	0/5	0/5
تغییر پیچ	از 1 به 2	از 1 به 1/5	از 1 به 1
بافت تحت تصویربرداری(cm)	$\frac{1 \times 2 \times 30}{0/5} = 120$	$\frac{1 \times 1/5 \times 30}{0/5} = 90$	$\frac{1 \times 1 \times 30}{0/5} = 60$



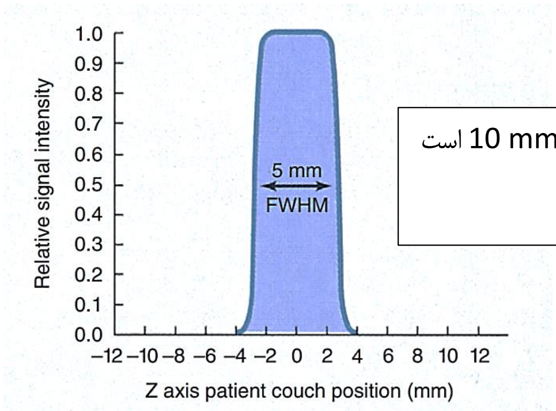
یک آرایه 16 آشکار ساز، هر واحد با پهنای 0/5mm، پهنای پرتو 8mm محدود شده، پیچ 1 را نتیجه می دهد.

در سی تی اسکن هلیکال مولتی اسلایس، کل پهنای آرایه چند آشکارساز (مولتی دتکتور) یا حداقل آن ردیف هایی از آشکارسازها که برای تصویربرداری معین استفاده می گردند باریکه پرتو محدود شده را دریافت می دارند به عنوان مثال، اگر تمام آشکارسازهای یک آرایه 16 ردیفه با پهنای هر کدام 0/5mm مورد استفاده قرار گیرد، وقتی تخت بیمار 8 mm جابجا گردد، پیچ 1 است، زیرا پهنای پرتو نیز mm8 است

در عمل، بیشتر اوقات پیچ برای سی تی اسکن هلیکال مولتی اسلایس 1 است. به دلیل آنکه برشهای متعدد به دست آورده می شوند و موقعیت محور Z و پهنای بازسازی بعد از تصویربرداری قابل انتخاب می باشد، روی هم افتادگی تصاویر غیرضروری هستند.
سی تی آنژیوگرافی (CTA) چون به پیچ کمتر از یک نیاز دارد یک استثناء است. به دلیل توانایی مولتی اسلایس، برشهای بیشتری در واحد زمان جمع آوری می گردد. در نتیجه حجم بیشتری از بافت تصویربرداری می گردد.
متاسفانه وقتی پیچ پرتو از 1 :1 بیشتر می گردد، قدرت تفکیک در محور Z افت می کند، زیرا پهنای مقطع پروفایل حساسیت افزایش می یابد.

پروفایل حساسیت

پروفایل حساسیت یک مقطع 5mm در سیستم تصویربرداری سی تی اسکن را ملاحظه کنید. در صورتی که محدودسازی پرتو به درستی صورت گرفته باشد، پهنا در نصف ارتفاع ماگزیمم 5mm (FWHM) خواهد بود. **FWHM پهنای حساسیت** بوده و همچنین نصف مقدار ماکزیمم خود می باشد.

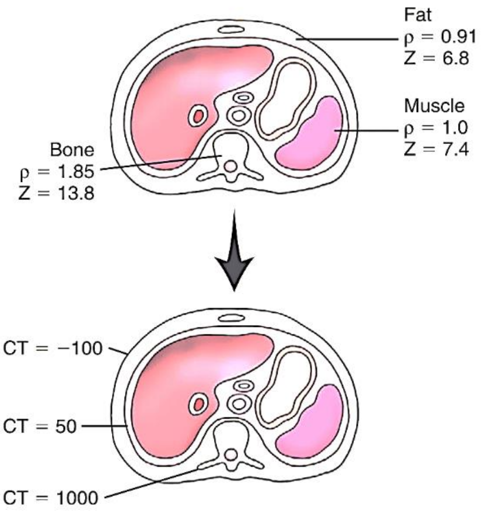


در اینجا مقدار ماکزیمم ارتفاع از 0 تا 1cm می باشد یعنی 10 mm است که نصف مقدار ماکزیمم آن 5 mm می شود

قدرت تفکیک کنتراست

توانایی تمایز یک بافت نرم از بافت نرم دیگر بدون توجه به ابعاد یا شکل آن را قدرت تفکیک کنتراست می نامند .این ناحیه ای است که سی تی اسکن هلیکال مولتی اسلایس پیشی می گیرد.
جذب پرتوهای ایکس در بافت با ضریب کاهش خطی پرتو ایکس مشخص می گردد. همانطور که قبلاً ذکر شد این ضریب تابعی از انرژی پرتو ایکس و عدد اتمی بافت است. همچنین در سی تی اسکن جذب پرتوهای ایکس توسط بیمار با چگالی جرمی بدن تعیین می گردد.

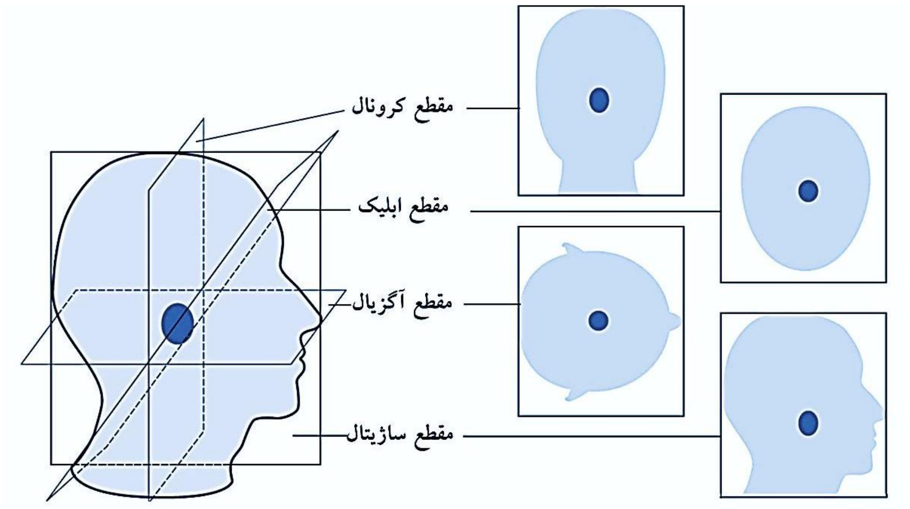
سیستم تصویربرداری سی تی قادر به تقویت این تفاوت ها در کنتراست جسم است به طوری که کنتراست تصویر افزایش می یابد. محدوده اعداد سی تی برای این بافت ها تقریباً به ترتیب 100 و 50 و 100 است. این مقیاس کنتراست تقویت شده به سی تی اسکن اجازه می دهد تا ساختمانهای مجاور با ترکیب مشابه را بهتر تفکیک نماید.



به علت کلیماسیون باریکه پرتو ایکس قدرت تفکیک کنتراست در سی تی اسکن اصولاً بالاتر است.

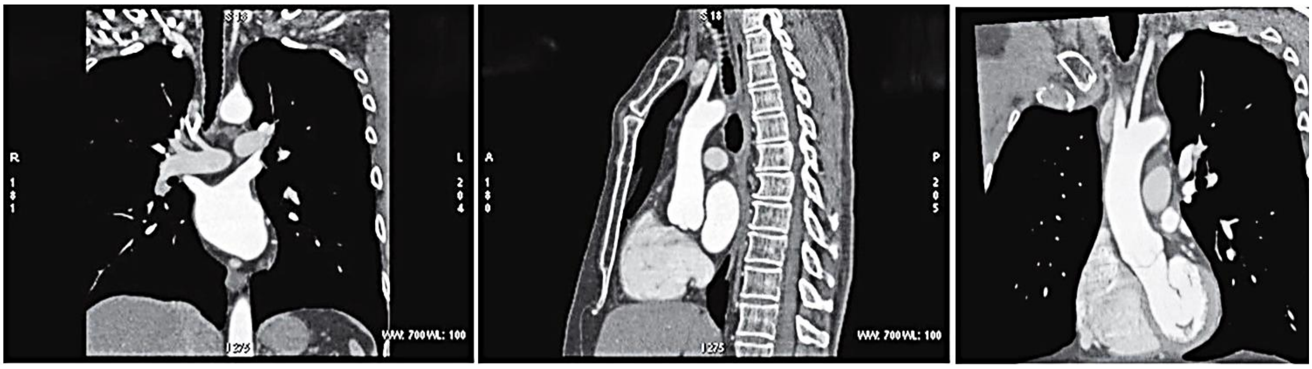
MPR ایجاد شده توسط دستگاه

اکثر دستگاه‌های فعلی امکان اجرای پروتکل‌هایی را دارند که در آن‌ها طوری برنامه‌ریزی می‌شود که به طور خودکار MPR با نرم افزار دستگاه انجام می‌شود.
مزیت ایجاد MPR توسط دستگاه آن است که همیشه MPR انجام می‌شود و در صرفه جویی وقت کارشناس رادیولوژی تأثیر دارد.



شکل . برخلاف نمایش‌های سه بعدی، روند تصویر دو بعدی همیشه اعداد سی تی اسکن اصلی را حفظ می‌کنند. در این مثال تصاویر اگزیال اولیه ناحیه سر کنار هم قرار گرفته

و تصویر بازسازی مجدد در پلان کرونال ایجاد شده است. پیکسل‌ها (پررنگ شده) در مقطع اگزیال و مقطع کرونال اعداد مربوط به تضعیف یکسانی دارند.



الف)MPR در پلان ابلیک.   ب) MPR در پلان ساژیتال.   ج) MPR در پلان کرونال

شکل . بازسازی مجدد منحنی را می‌توان در مسیر ساختمان‌های عروقی انجام داد. در این تصویر مجدداً بازسازی شده از شریان کاروتید بازسازی مجدد در مسیر شریان انجام شده است. در اکثر دستگاه‌ها تنها پلان‌های کرونال و ساژیتال به صورت خودکار بازسازی می‌شود.

بازسازی مجدد سه بعدی 3D

افزودن این نرم افزار ویژه، امکان انجام نوع دیگری از بازسازی را فراهم می‌کند. بازسازی سه بعدی در تلاش برای نمایش تمام حجم اسکن در تنها یک تصویر است.

برخلاف نمایش‌های دو بعدی، تکنیک‌های سه بعدی اعداد سی تی اسکن را تنها برای نمایش تصویر به کار می‌برند و اطلاعات اعداد سی تی اسکن اولیه را به همراه ندارند.

۱- بولوس تریگرینگ

این روش اختصاصی نمودن زمان تاخیر اسکن به نام‌های بولوس-تریگرینگ، بولوس- ترکینگ یا تریگرینگ اتوماتیک خوانده می‌شود.

این روش موثرتر از روش بولوس آزمایشی است، زیرا از خود بولوس آزمایشی برای یک شروع اسکن اصلی استفاده می‌کند. در این تکنیک از یک سری اسکن‌های با مقدار اشعه ضعیف برای یک مانیتور پیشرفته بولوس ماده حاجب استفاده می‌کند. بدین منظور یک مقطع خاص انتخاب می‌شود و یک ناحیه دلخواه مشخص می‌گردد.

تزریق انجام می‌شود و اسکن‌های با اشعه کم، ۱۰-۸ ثانیه بعد شروع می‌شود. به این اسکن‌ها گاهی **اسکن‌های مانیتور** گفته می‌شود.

همین که سطح کافی اینهانس به دست آمد (با تعیین به صورت چشمی و یا به صورت قرار دادن علامت نشانگر بر روی ناحیه دلخواه)، تخت شروع به حرکت کرده و اسکن شروع می‌شود.

شروع اسکن به ۲ روش انجام می شود:
۱- صورت اتوماتیک و با تنظیم یک آستانه عدد سی‌تی از قبل تعیین شده
۲- به صورت دستی توسط تکنولوژیست

چون تخت بایستی به موقعیت صحیح حرکت کند mAs بایستی با سطح مناسب اسکن تشخیصی تنظیم شود، حدود ۹-۳ ثانیه تاخیر بین آخرین اسکن مانیتور و شروع اسکن اصلی وجود دارد.

واژه‌های مورد استفاده در شرح فازهای مواد حاجب و زمان‌های تقریبی آنها.	
فاز شریانی زودرس	۲۵-۱۵ ثانیه
فاز شریانی تاخیری	۴۵-۳۵ ثانیه
فاز شریان کبدی	۲۵-۱۷ ثانیه
فاز شریان کبدی تاخیری	۵۵-۴۰ ثانیه
فاز ورید پورت	۸۰-۶۵ ثانیه
فاز کبدی تاخیری اولیه (تعادل عروقی)	۵-۳ دقیقه
فازکبدی تاخیری کبد (تعادل پارانشیم)	۱۵-۱۰ دقیقه
فاز پارانشیم پانکراس	۶۰-۴۰ ثانیه
فاز روده‌ای	۵۰-۴۰ ثانیه

تکنیک و پرتکل های سی تی اسکن

سی تی اسکن مغز

اندیکاسیونهای سی تی اسکن ناحیه سر **بدون تزریق ماده حاجب:**

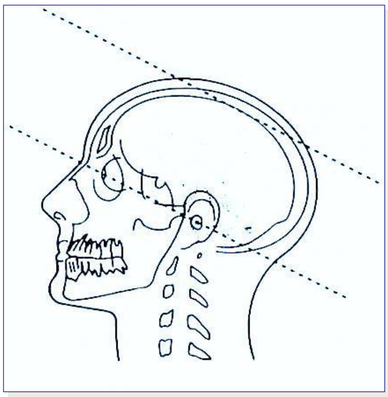
- خونریزی مغزی
- اوایل سکته مغزی
- دمانس
- هیدروسفالی
- ترومای مغزی

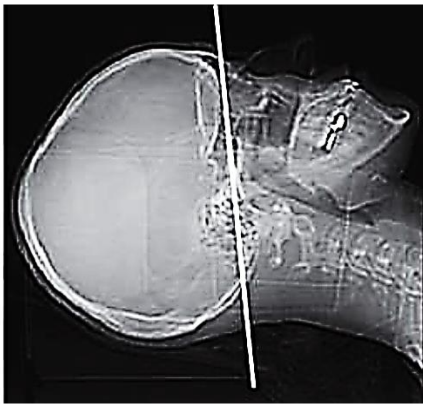
سی تی اسکن مغزی **با تزریق ماده حاجب:**

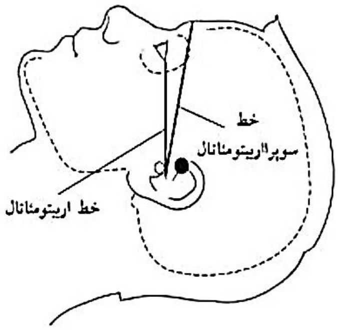
- بررسی ضایعاتی نظیر تومور مغزی
- متاستاز مغزی که در آنها سد خونی- مغزی آسیب می بیند
- ضایعات عروقی نظیر ناهنجاری شریانی وریدی
- آنوریسم

برا تصویربرداری روتین از ناحیه مغزی اغلب اوقات از تکنیک های اگزیال مقطع به مقطع استفاده میشود. روش سی تی اسکن هلیکال اساساً به منظور بازسازهای سه بعدی ، و سی تی آنژیوگرافی سر و گردن، و یا کاهش آرتیفکتهای مربوط به حرکت بیمار انجام میشود.

نقطه شروع اسکن از زیر قاعده مغزی تا بالای ورتکس یا طاق جمجمه است. مقاطع سی تی اسکن مغزی موازی با خط سوپرااربیتومئاتال تعیین میشود تا میزان اکسپوژر به عدسی چشم کاهش یابد. زاویه مقاطع را میتوان با پوزیشن سر بیمار (بالا یا پایین بردن چانه)، و زاویه گانتری تعیین کرد.

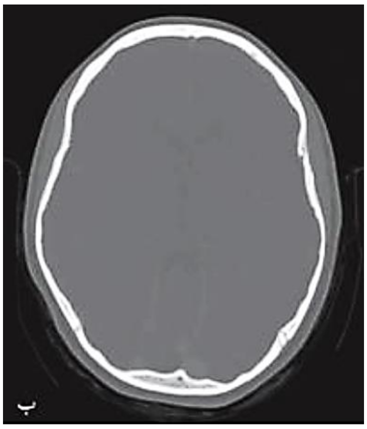






پروتکل سی‌تی‌اسکن سر	
رادیوگرافی دیجیتال اسکات	نیمرخ و روبرو
نوع روش اسکن	تکنیک آگزیال مقطع به مقطع
مقطع پلان اسکن	عرضی
نقطه شروع و نقطه پایان	از زیر قاعده مغز تا بالای ورتکس جمجمه
ماده حاجب	اگر تزریق ماده حاجب نیاز باشد حجم 100 سی سی با سرعت یک سی سی در ثانیه تزریق می‌شود. زمان تاخیر: حدود 5 دقیقه
زاویه رفرانس	موازی با سوپرا اربیتومئاتال لاین
DFOV	DFOV حدود 23 سانتی‌متر
SFOV	SFOV متناسب با اندازه سر
الگوریتم	استاندارد
تنظیمات ویندوز	ویندو بافت نرم مغز شامل سطح پنجره حدود 30 و پهنای پنجره 100 می باشد. در مواردی نظیر هماتوم های ساب دورال از ویندوی مربوط به خون لخته شده (سطح پنجره 60 و پهنای پنجره 200) استفاده می شود.

برای بازسازی ساختمان استخوانی جمجمه، از الگوریتم بازسازی استخوان و تنظیم ویندوها سطح پنجره 400 و پهنای پنجره در حداکثر پهنا استفاده میشود برا بررسی مقاطع استخوان از ضخامت مقطع و اینتروال حدود 2/5 میلیمتر استفاده میشود.



انواع ویندو سی تی اسکن مغز: ← الف) ویندوی بافت نرم. ب) ویندوی استخوان

تهیه مقاطع کرونال مستقیم

دو روش برای ایجاد پوزیشن کرونال در سی تی اسکن ناحیه سر وجود دارد:

1- روش اول این که بیمار بر روی تخت سی تی اسکن به صورت پرون قرار گیرد و از بیمار خواسته شود که چانه اش را به سمت جلو برده و سر را اکستند نماید

2- روش دوم (جایگزین روش اول) آن است که بیمار در پوزیشن سوپاین قرار گیرد و از او خواسته شود که سرش را اکستند نماید.

در هر کدام از این روشها، پلان مقاطع به صورت کرونال خواهد بود اگر بیمار نتواند کاملاً گردنش را اکستند نماید برا تهیه پلان کرونال صحیح، به گانتری زاویه داده میشود تصویر نهایی در هر کدام از روشها اساساً تفاوتی ندارد.

ضخامت مقاطع و اینتروال برا بافت نرم مغزی حدود 5 میلیمتر انتخاب میشود برا بافت مغزی از پهنا پنجره باریک استفاده میشود، زیرا تفاوت کمی بین دانسیته ماده خاکستری و ماده سفید مغزی وجود دارد.

سی تی اسکن حفره خلفی مغز

مشکل اصلی تصویربرداری از حفره خلفی مغزی در سی تی اسکن، تفاوت زیاد تضعیف دسته پرتو اشعه ایکس بین استخوان متراکم قاعده جمجمه و بافت مغزی دارای دانسیته کمتر است.

آرتیفکتهای خطی به طور شایع ایجاد میشود این محدودیت ذاتی را میتوان با کاهش ضخامت مقطع و افزایش تنظیمKVP تا حدودی جبران نمود.

دستگاه های سی تی اسکن مولتی اسلایس امکان بررسی ناحیه سر را با مقاطع نازکتردر حد ضخامت 1/25 میلیمتر فراهم میکنند مقاطع نازک به کاهش آرتیفکتهای ناشی از سخت شدن پرتو کمک مینماید.

پانکراس

سی تی اسکن روش تصویربرداری انتخابی برای ارزیابی پانکراس برای اکثر موارد اندیکاسیون است و در مجموع مطمئن‌تر از روش‌های دیگر نظیر سونوگرافی، رادیوگرافی ساده و بررسی‌های دستگاه گوارش با ماده حاجب است.

تکنیکی که از مقاطع نازک و اینهانس ماده حاجب وریدی استفاده می‌کند، باعث بهبود در امکان مشاهده مجرای اصلی پانکراس می‌گردد. در بیمار دچار یرقان، انجام سی تی اسکن بدون تزریق از ناحیه مجرای صفراوی مشترک (C B D) ممکن است امکان مشاهده سنگ‌های مجرای مشترک را فراهم نماید.

آب یا ماده حاجب خوراکی دارای دانسیته کم استفاده می‌شود. ماده حاجب دارای دانسیته زیاد ممکن است باعث محو شدن سنگ‌های کوچک شود.

هنگامی که در اسکن‌های اولیه نمی‌توان کناره‌های پانکراس را از دئودنوم افتراق داد، ۱- اغلب به بیمار مقادیر اضافی ماده حاجب خوراکی داده شده و 2- مقاطع اضافی در حالی که بیمار در پوزیشن لترال دکوبیتوس قرار گرفته است، تهیه می‌شود.

پروتکل‌ها

پروتکل‌های مولتی فاز یک برای اندیکاسیون‌های پانکراس به طور شایع به کار می‌رود.

شایعتر از همه، در فاز شریانی تأخیری (تقریباً ۴۰-۳۵ ثانیه بعد از تزریق بولوس) و در فاز ورید پورت (۷۰-۶۵ ثانیه بعد از تزریق بولوس) انجام می‌شود.

چون زمان‌بندی دقیق این فازها بستگی به بیمار دارد، از نرم افزار رهگیری بولوس اغلب استفاده می‌شود.

پروتکل سی تی اسکن پانکراس در فاز شریانی و وریدی	
موارد از اندیکاسیون	بررسی پانکراتیت و شک به تومورهای پانکراس
رادیوگرافی دیجیتال اسکات	روبرو و نیمرخ
نوع روش اسکن	تکنیک هلیکال
گروه اول تصاویر	اسکن شریانی
نقطه شروع و نقطه پایان	از درست بالای دیافراگم تا سطح ستیغ ایلیاک
ماده حاجب	**ماده حاجب وریدی:** مقدار حجمی 125 سی سی ماده حاجب با سرعت 4 سی سی در ثانیه همراه با 50 سی سی سالین فلاش تزریق میشود. زمان تأخیر اسکن حدود 40 ثانیه تنظیم میگردد. **ماده حاجب خوراکی:** حدود 450 سی سی ماده حاجب خوراکی رقیق یا آب را ۳0دقیقه قبل، 225 سی سی را 10دقیقه قبل، و 225 سی سی را درست قبل از اسکن و در اتاق اسکن به بیمار داده میشود.
حبس نفس	در فاز دم
DFOV	DFOV حدود 38 سانتیمتر
SFOV	SFOV متناسب با اندازه تنه
الگوریتم	استاندارد
تنظیمات ویندو	سطح پنجره حدود 50و پهنای پنجره 350

گروه دوم تصاویر در فاز وریدی	
نقطه شروع و نقطه پایان	شروع از درست بالای دیافراگم، تا بال ایلیاک
ماده حاجب	ماده حاجب اضافی نیاز ندارد. **زمان تاخیر:** 65 ثانیه
حبس نفس	در فاز دم
DFOV	DFOV حدود 38 سانتیمتر
SFOV	SFOV متناسب با اندازه تنه
الگوریتم	استاندارد
تنظیمات ویندو	سطح پنجره حدود 50 و پهنای پنجره 350

تست CT SCAN

1- آرتیفکت حلقه در اسکنر های CT نسل سوم به علت کدام یک از موارد زیر رخ می دهد؟

تغییرات تدریجی ولتاژ(KVP drift)
قوس الکتریکی لامپ (tube arcing)
حرکت بیمار
کالیبره نبودن المان آشکارساز

2- در تصویر برداری CT، پساپردازش (Post Processing) تصاویر نمی تواند باعث.......گردد.

ایجاد آرتیفکت
کاهش نمایش نویز در تصویر
افزایش بازه دینامیک
افزایش نمایش لبه ها در تصویر

3- با فرض ثابت بودن تمام شرایط در کمیت های دیگر ، اگر تصاویر CT به جای ماتریس 512×512 با ماتریس 128×128 بازسازی شوند قدرت تفکیک فضایی.............. و قدرت تفکیک کنتراست .... خواهد شد.

بهتر-بهتر
بدتر- بدتر
بهتر- بهتر
بدتر- بهتر

4- در سی تی با افزایش سرعت تخت در صورتیکه کولیماسیون ثابت باشد......افزایش و .... کاهش می یابد.

کنتراست- رزولوشن
کنتراست- پیچ
پیچ- کیفیت تصویر
رزولوشن- کنتراست

5- کدامیک از تکنیک های بازسازی سه بعدی زیر توانایی نشان دادن داخل لوله گوارش و عروق را به صورت NAVIGATE دارد؟

VIRTUD CT
Surface Rendering
Volume Rendering
maximom intensity projection