

ParsBook.Org

پارس بوک، بزرگترین کتابخانه الکترونیکی فارسی زبان

ParsBook.Org



The Best Persian Book Library

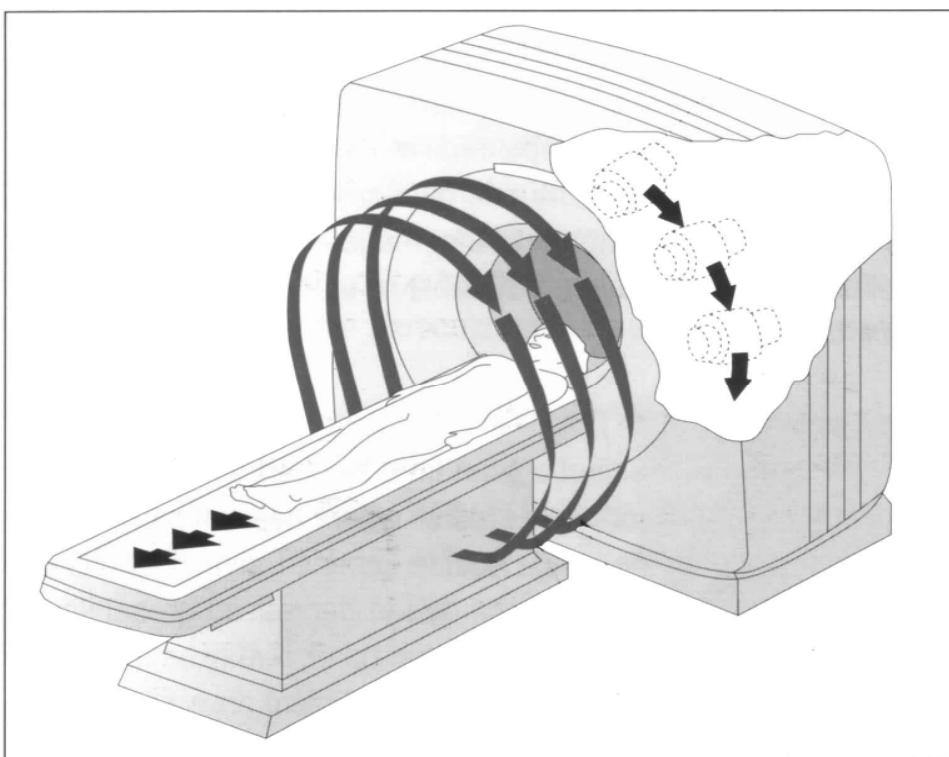


دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی خراسان

دانشگاه علوم پزشکی و بهداشت

اصل، مبانی و تکنیک‌های

سی‌تی اسکن



تهیه و تنظیم:

دکتر علی فیضی - متخصص رادیولوژی و سی‌تی اسکن

استاد یار گروه رادیولوژی دانشگاه پزشکی

مقدمه

۳

آشنایی با توموگرافی

۴

توموگرافی ساده

۴

توموگرافی کامپیوتري

۵

اصول توموگرافی کامپیوتري

۶

روش‌های بازسازی تصویر

۸

انواع دستگاه‌های سی‌تی اسکن

۱۲

اجزاء دستگاه سی‌تی اسکن

۲۲

کنسول کاربر

۲۳

اصول فیزیکي

۲۳

دریافت داده‌ها

۲۴

پردازش داده‌ها و اعداد سی‌تی اسکن

۲۸

پارامترهای مؤثر بر نمایش

۲۹

آرتيفكت ها

۳۲

PARTIAL VOLUME EFFECTS

۳۲

نکات تکنيكى

۳۵

دوز رادياسيون بيمار

۳۶

طراحى و آماده‌سازى بخش سی‌تی اسکن

۳۹

حفظاًت در برابر اشعه اينكس

۴۰

تامين برق دستگاه

۴۰

استفاده از سیستم‌های تهویه و خنک‌کننده

۴۰

وجود گرد و غبار

۴۱

دمای مناسب

٤١	<u>نور محیط</u>
٤٣	<u>سی‌تی‌اسکن مغز</u>
٤٥	<u>سی‌تی‌اسکن اریبیت</u>
٤٨	<u>سی‌تی‌اسکن ناحیه سلا تورسیکا</u>
٤٩	<u>سی‌تی‌اسکن استخوان تمپورال</u>
٥٠	<u>سی‌تی‌اسکن سینوس‌های پارانازال</u>
٥٢	<u>سی‌تی‌اسکن گردن</u>
٥٤	<u>سی‌تی‌اسکن ریه</u>
٥٥	<u>سی‌تی‌اسکن شکم</u>
٥٧	<u>سی‌تی‌اسکن در دستگاه ادراری</u>
٥٨	<u>مفاصل و استخوانها</u>
٥٩	<u>سی‌تی‌اسکن ستون فقرات</u>

مقدمه

در رادیو گرافی معمولی، روی هم قرار گرفتن اعضاء باعث پنهان ماندن بعضی ضایعات می‌شود. برای رفع این نقیصه، ابتدا تومو گرافی معمولی ابداع شد، ولی هیچ وقت نتوانست بطور کامل جای رادیو گرافی معمولی را بگیرد، اما عنوان یک روش تکمیلی در کنار آن باقی ماند.

در سال ۱۹۷۰ سی‌تی‌اسکن توسط هانسفیلد و با ارائه دستگاه سی‌تی‌اسکن اولیه EMI شرح داده شد. هنگامی که تکنیک جدید و پیشرفته سی‌تی‌اسکن پا به عرصه نهاد، مقداری از مشکلات ذکر شده مرتفع گردید، اما تاکنون این روش تشخیصی نیز نتوانسته است رادیو گرافی معمولی را کاملاً کنار بگذارد.

معمولًاً روش‌های قدیمی‌تر موجود را نمی‌توان کاملاً فراموش کرد و نمی‌توان ادعا نمود که یک تکنیک خاص تصویربرداری، آخرین حرف را برای گفتن دارد. این روش‌های قدیمی بودند که نزدبان ترقی روش‌های جدید شدند در واقع تکنیک‌های جدید مکمل روش‌های قدیمی هستند.

دستگاه‌های سی‌تی‌اسکن به سرعت متحول می‌شوند. سخت‌افزار و برنامه‌های کامپیوتربی نیز روز به روز تغییر می‌کند و از یک دستگاه رادیولوژی محدود به نمایش آناتومی محض تبدیل به ابزاری برای نشان دادن اطلاعات فیزیولوژی و پاتولوژی گردیده است. این تغییرات مدام و پایدار، شرح دادن تکنیک‌های سی‌تی‌اسکن را مشکل می‌کند. در مقایسه با دستگاه‌های رادیولوژی معمولی، نیروهای کار، خصوصیات و کیفیت تصویر بین دستگاه‌های مختلف سی‌تی‌اسکن، بسیار متفاوت است. نگهداری و بکارگیری زامناسب دستگاه نیز باعث ایجاد تصاویر با کیفیت پایین و در نتیجه اشتباهاست تشخیصی خواهد شد. قبل از خرید دستگاه سی‌تی‌اسکن، بایستی بررسی دقیقی نسبت به امکانات، تعمیر و نحوه نگهداری آن صورت گیرد. بنابراین کارشناسان رادیولوژی که می‌خواهند با دستگاه سی‌تی‌اسکن کار کنند، لازم است که اطلاعات کاملی از اصول و نحوه کار و نحوه حفاظت و نگهداری از دستگاه‌های سی‌تی‌اسکن داشته باشند.

در مدتی که با کارشناسان و دانشجویان کارشناسی رادیولوژی در بخش سی‌تی‌اسکن برخورد داشته‌ام یکی از مسائلی که بوضوح حس می‌شد، کمبود منابع مطالعاتی در زمینه تکنیک‌های سی‌تی‌اسکن به زبان فارسی بود و البته دسترسی به منابع خارجی نیز آسان و میسر نمی‌باشد. بدین جهت با پیشنهاد رئیس و اعضای محترم گروه تکنولوژی رادیولوژی دانشکده پیراپزشکی مشهد مجموعه‌ای بدین منظور گردآوری و تدوین گردید، که امیدوارم بتواند پاسخگوی بخشی از نیاز کارشناسان محترم رادیولوژی باشد.

و من ا.: التوفيق

آشنایی با توموگرافی

توموگرافی ساده

توموگرافی تکنیکی است که در آن تصویر یک بدن از طریق محو کردن اطلاعات قسمت های دیگر به دست می آید. در واقع سایه اجزایی از بدن که روی ناحیه مورد مطالعه قرار گرفته اند، را محو می کند و در نتیجه این عمل، ناحیه مورد مطالعه با وضوح بیشتری تصویربرداری می شود.

دستگاه توموگرافی طوری ساخته شده است که تیوب اشعه و فیلم بوسیله یک میله به هم متصل بوده و حول یک محور دوران، در دو جهت مخالف حرکت می کنند. بیمار در هنگام انجام توموگرافی بی حرکت است.

مقطع تصویربرداری شده درست در محور دوران دستگاه توموگرافی قرار داشته و تصویر تهیه شده از این مقطع،

هیچ محوشدگی ندارند. نقاط خارج از این مقطع، بسته به فاصله آن از سطح مقطع دچار محوشدگی می شوند و هر چه این فاصله بیشتر باشد، محو شدگی نیز بیشتر می شود.

چشم انسان تا یک محدوده خاصی محوشدگی تصویر را تشخیص می دهد و محوشدگی تصاویر نقاط نزدیک به مقطع مورد نظر ممکن است دیده نشوند. بنابراین تصویر نهایی که در ذهن انسان شکل می گیرد مربوط به مقطعی از بدن است که دارای ضخامت معین می باشد.

ضخامت مقطع با زاویه توموگرافی نسبت عکس دارد، یعنی هر چه زاویه توموگرافی بیشتر شود، ضخامت مقطع

کمتر خواهد شد.

توموگرافی کامپیوتري

اصول بنیادی سی تی اسکن مشابه رادیوگرافی و توموگرافی عادی است. در همه اینها اشعه یونیزان از داخل بدن عبور می کند و بر اساس میزان جذب اشعه ایکس، تصویر تهیه می شود. در سی تی اسکن پرتو تابیده شده از مقطع مشخصی از بدن عبور می کند و بر روی آشکارساز تأثیر می گذارد. این تأثیرات به صورت سیگنال به کامپیوترا داده می شود و در نهایت تصویری از اجزای داخلی آن مقطع به دست می آید. مهمترین اصل بنیادی که از آن در سی تی اسکن استفاده می شود، این است که ساختمان های داخلی بدن را می توان از طریق تابشهای متعدد از جهات مختلف به بدن بازسازی کرد.

ریشه بازسازی تصویر^۱ از تابشهای متعدد را در نظریه ای که در سال ۱۹۱۷ توسط ریاضی دانی به نام رادون^۲ ارائه شد، می توان جستجو کرد. رادون به روش ریاضی اثبات کرد که می توان تصویری دو یا سه بعدی از جسم را با

image reconstruction^۱
Radon^۲

استفاده از تعداد زیادی تابش که از جهات مختلف تهیه شده، بازسازی کرد. این تئوری در زمینه‌های مختلفی از جمله در ستاره‌شناسی و میکروسکوپ کاربرد پیدا کرد. به همین ترتیب می‌توان تصاویر بدن انسان را با استفاده از تابش‌های مختلفی که از جهات مختلف تهیه شده، بازسازی کرد.

هانسفیلد^۳ دانشمندی که این تئوری را تبدیل به یک تکنیک عملی در تصویربرداری نمود، در سال ۱۹۷۳ انقلابی در رادیولوژی تشخیصی ایجاد کرد. در اولین دستگاهی که هانسفیلد به همین منظور ساخت (دستگاه اولیه EMI)، برای تولید پرتو از عنصر امرسیوم^۴ که یک چشمۀ پرتوی گاما است، استفاده نمود، ولی به علت شدت نه چندان کافی اشعه، عنصر امرسیوم جای خود را به تیوب اشعه ایکس داد. یک مقطع عرضی نازک از سر توسط یک اشعه میادی شکل از زوایای مختلف مورد تابش قرار گرفت. شدت اشعه عبور کرده از بافت، توسط آشکارساز اندازه‌گیری شده و این مقادیر بوسیله کامپیوتر و با استفاده از یک الگوریتم بازسازی، تجزیه و تحلیل شده و در نهایت تصویر بصورت یک مقطع بدست آمد. در این دستگاه برای ساخت یک تصویر، یک روز زمان لازم بود. اما بعداً با استفاده از کامپیوترهای پیشرفته‌تر، این زمان به ۲۰ دقیقه کاهش یافت.

اصول توموگرافی کامپیوتری

روش ساده‌ای که بوسیله آن می‌توان روش تصویربرداری در سی‌تی‌اسکن را توضیح داد، در شکل ۱ نشان داده شده است.

شکل ۱ تصویر جسمی را که از چهار قسمت با دانسیته‌های متفاوت تشکیل شده است را نشان می‌دهد. اشعه از چند جهت بر جسم تاییده شده و هم‌مان شدت اشعه خروجی از تمام ردیف‌ها بوسیله آشکارساز اندازه‌گیری می‌شود. جهت بازسازی تصویر، داده‌های بدست آمده توسط روش‌های ریاضی (حل معادلات چند مجهولی)، تجزیه و تحلیل می‌شوند و در نهایت دانسیته (ضریب تضعیف) هر قسمت بدست می‌آید. از این روش امروزه استفاده زیاد شود و تنها ایده بنیادی سی‌تی‌اسکن را توصیف می‌نماید. روش‌هایی که داده‌های بدست آمده از آشکارسازها را تجزیه و تحلیل، و اطلاعات لازم را برای تهیه تصویر آمده می‌کنند، بسیار پیچیده بوده و تحت عنوان روش‌های بازسازی نامیده می‌شوند.

روش‌های بازسازی تصویر

در اغلب دستگاه‌های سی‌تی‌اسکن فعلی از روش‌های بازسازی تلفیقی^۵ و تبدیل فوریه سریع^۶ استفاده می‌شود؛ ولی چون بیان این روش‌ها نیاز به زمینه ریاضی پیچیده‌ای دارد، ناچاریم روش‌های ساده را توضیح دهیم.

Hansfield^۳

americanum^۴

convolution^۵

fast fourier transformation^۶

روش ماتریکس معکوس^۶

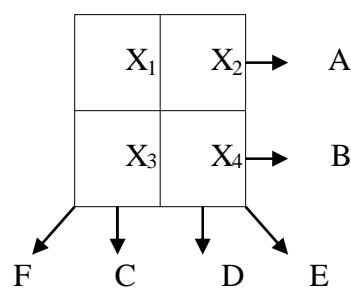
ساده‌ترین مثال این است که فرض کنیم بافت مورد مطالعه از چهار قسمت تشکیل شده است:

۲	۶
.	۱

شکل ۱- تصویر جسمی را که از چهار قسمت دارای دانسته‌های متفاوت تشکیل شده، نشان می‌دهد.

فرض کنید اجزاء بافت مورد نظر دارای دانسته‌های مانند ماتریکس زیر باشد. برای رسیدن به چهار مجھول،

اعشه را از شش جهت به جسم می‌تابانیم (افقی، عمودی و قطری):



$$\begin{array}{l} X_1 + X_2 = \lambda \\ X_3 + X_4 = \gamma \\ X_1 + X_3 = \alpha \\ X_2 + X_4 = \beta \\ X_1 + X_4 = \delta \\ X_2 + X_3 = \epsilon \end{array} \quad \left\{ \begin{array}{l} X_1 = 2 \\ X_2 = 6 \\ X_3 = . \\ X_4 = 1 \end{array} \right.$$

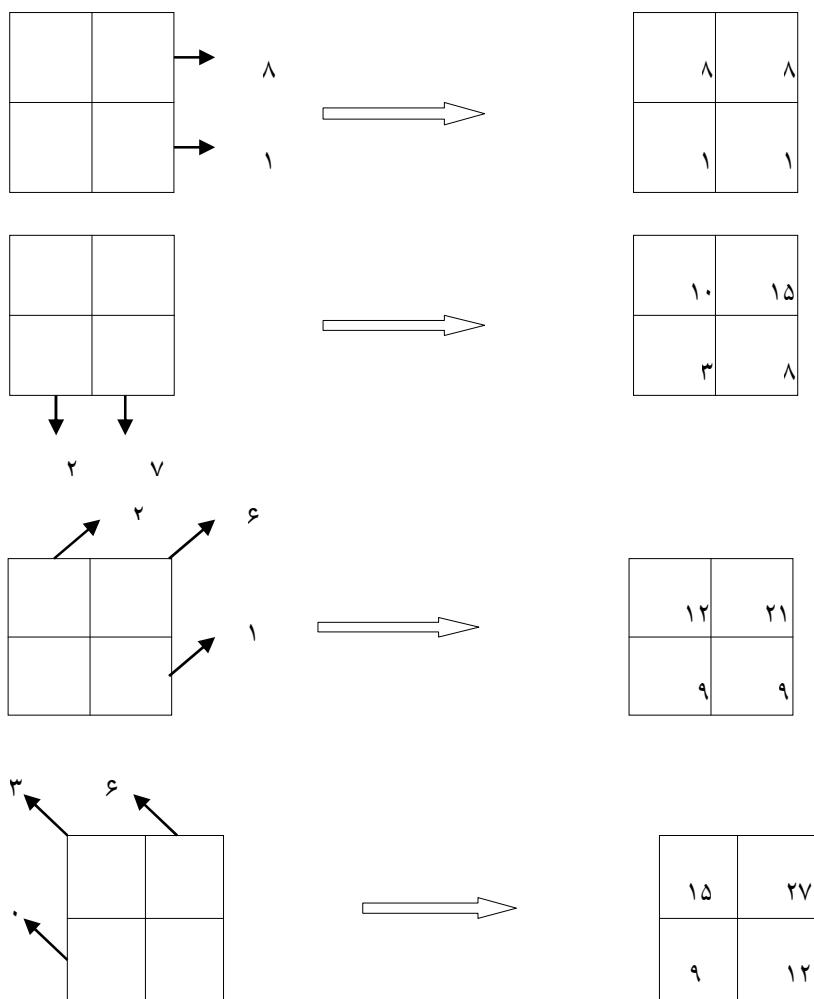
شش معادله چند مجھولی بوجود می‌آید و با حل آنها، جواب چهار مجھول بدست می‌آید که همان اعداد در نظر

گرفته شده هستند. به این ترتیب، به هر چهار مشخصه جسم می‌رسیم.

matrix inversion⁷

روش بازگردان تصویر^۸

قدیمی‌ترین روش بازسازی است و همانطور که قبلاً اشاره شد، در دستگاه‌های امروزی بکار نمی‌رود. اگر مثال قبل را در نظر بگیریم، روش بازگردان را می‌توان بصورت زیر نمایش داد: در تابش از جهات مختلف، تضعیف‌های کلی بدست آمده در محل پیکسل‌های افقی، عمودی و قطری قرار می‌گیرد:



به منظور ساده کردن ماتریکس حاصله، با تقسیم اعداد داخل خانه‌ها به عدد ۳ و سپس کم کردن ۳ واحد از آن، اعداد ساده شده هر قسمت بدست می‌آید:

2	6
.	1

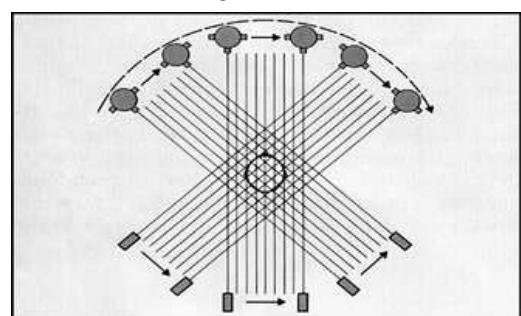
back projection⁸

روش تبدیل فوریه

در این روش بازسازی، از فرمول‌های بسیار پیچیده ریاضی استفاده می‌شود که بیان آنها خارج از بحث ماست، اما بطور کلی، اساس این روش بر این پایه استوار است که هر تابع زمانی و فضایی را می‌توان با مجموع امواج سینوسی و کسینوسی با فرکانس‌ها و دامنه‌های مختلف نشان داد. این نوع دستکاری ریاضی به آسانی و به سرعت در کامپیوتر پردازش می‌شود. همانطور که قبل‌آشارة شد، امروزه اغلب از روش‌های بازسازی از جمله روش اخیر استفاده می‌شود.

أنواع دستگاه‌های سی‌تی‌اسکن

از زمان ارائه اولین دستگاه سی‌تی‌اسکن توسط هانسفیلد، تاکنون دستگاه‌های سی‌تی‌اسکن چندین مرحله دچار تغییرات شده‌اند، که تحت عنوان نسل‌های سی‌تی‌اسکن نامیده می‌شوند.



شکل ۲: دستگاه نسل اول

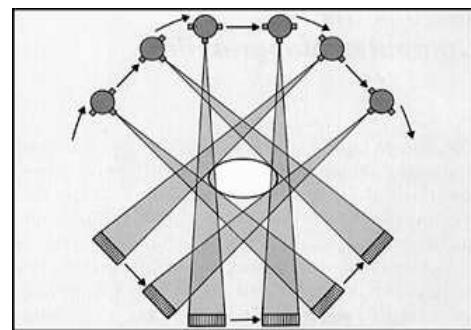
نسل اول

دستگاه اولیه EMI جزء این دسته است. یک دسته اشعه باریک مدادی‌شکل و یک آشکارساز، در حالی که موازی هم حرکت می‌کنند، بدن ییمار را اسکن می‌کنند. سپس تیوب و آشکارساز حول محور دوران یک درجه چرخیده و دوباره اسکن تکرار می‌شود. این عمل تا ۱۸۰ بار تکرار شده تا داده‌های بدست آمده از یک مقطع کامل شود (شکل ۲).

از عیوب اساسی این دستگاه، زمان بسیار طولانی (برای هر مقطع حداقل ۲۰-۵ دقیقه) اسکن است.

نسل دوم

دستگاه سی‌تی‌اسکن نسل اول را می‌توان یک طرح آزمایشی بحساب آورد. زمان اسکن بسیار طولانی، عملاً دستگاه نسل اول را خصوصاً در تصویربرداری از بسیاری از نواحی بدن مانند ریه، بلاستفاده می‌کند. برای کاهش زمان اسکن، در نسل دوم از تعداد زیادتری آشکارساز و اشعه بادبزنی‌شکل کوچک استفاده شد، اما پرتوی بادبزنی‌شکل تمام حجم مورد مطالعه را نمی‌پوشاند (شکل ۳).

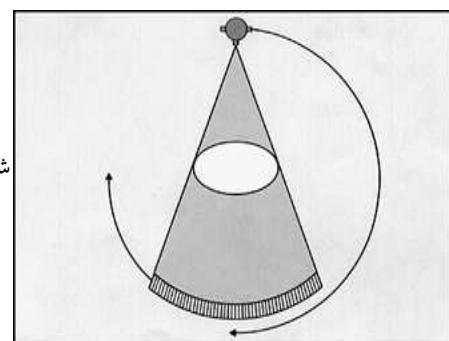


شکل ۳: دستگاه نسل دوم

در این دستگاه‌ها تعداد آشکارسازها تا 30° عدد نیز می‌رسد. حرکات تیوب و آشکارسازها مانند نسل اول است، اما بین هر توقف، تیوب و آشکارسازها قوس بزرگتری (تا 30° درجه) را طی می‌کنند. در دستگاه‌های نسل دوم، زمان اسکن برای هر مقطع $10-90$ ثانیه است.

نسل سوم

در این نوع دستگاه‌ها، حرکت خطی تیوب و آشکارسازها حذف شده است و تیوب و آشکارسازها در طی اسکن، دائماً در یک مسیر 360° درجه‌ای می‌چرخند. تعداد آشکارسازها نسبت به نسل دوم بیشتر است و تا 500 عدد هم می‌رسد. آشکارسازها روی دایره‌ای قرار دارند که مرکز آن نقطه کانونی تیوب است و امتداد همه آشکارسازها به نقطه کانونی تیوب ختم می‌شود. اشعه ایکس بادبزنی تمام ناحیه مورد مطالعه را می‌پوشاند (شکل ۴). در این نسل از دستگاه‌های سی‌تی اسکن می‌توان از آشکارسازهای گازی یا آشکارسازهای کریستال استفاده کرد.

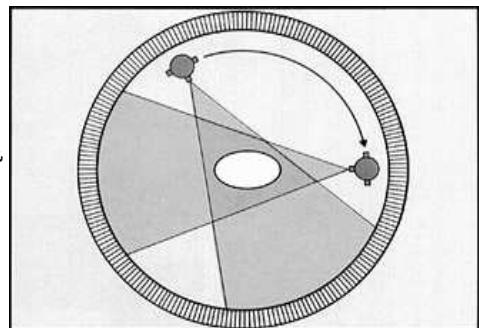


شکل ۴: دستگاه نسل سوم

بعلت حرکات مکانیکی پیچیده و همچنین سنگینی اجزاء متحرک دستگاه، زمان اسکن در دستگاه‌های سی‌تی اسکن نسل دوم طولانی است، ولی در دستگاه‌های سی‌تی اسکن نسل سوم با حذف حرکات خطی این مشکل برطرف شده و زمان اسکن برای هر مقطع به حداقل یک ثانیه کاهش می‌یابد.

نسل چهارم

همانطور که در شکل ۵ ملاحظه می‌گردد، در این دستگاه‌ها آشکارسازها بصورت یک دایره کامل و بطور ثابت قرار گرفته و فقط تیوب درون این دایره‌ای گردش می‌کند.



شکل ۵: دستگاه نسل چهارم

چون تیوب و آشکارسازها روی دو دایره مجزا با قطر متفاوت قرار دارند، امتداد محور طولی آشکارسازها با مسیر اشعه منطبق نمی‌باشد (شکل ۵). بنابراین در این نوع دستگاه‌های سی‌تی اسکن نمی‌توان از آشکارسازهای گازی استفاده کرد، چون پرتوهای تابیده شده مایل به آشکارسازهای گازی بعلت دانسیتی پایین گزار، از آشکارساز عبور می‌کند و به آشکارساز مجاور برخورد می‌کند. این حال^۹ را اصطلاحاً پدیده گفتگوی متقطع^{۱۰} می‌نامند. این مشکل در دستگاه‌های سی‌تی اسکن نسل سوم بعلت هم امتداد بودن محور اشعه با محور طولی آشکارسازهای گازی وجود ندارد.

در دستگاه‌های نسل چهارم آشکارسازها نسبت به نسل سوم راحت‌تر کالیبره می‌شوند. زمان اسکن در دستگاه‌های سی‌تی اسکن نسل چهارم نیز حداقل یک ثانیه است. از آنجائیکه در این نوع دستگاه‌ها برای کاهش اشعه اسکتر، شکاف هوایی^{۱۱} بزرگ مورد استفاده است، دوز تابش بیمار نسبت به سایر نسل‌های سی‌تی اسکن بیشتر می‌باشد. همچنین قیمت این نوع دستگاه، بعلت تعداد زیاد آشکارسازها و ملزومات الکترونیک آن از سایر نسل‌ها بیشتر است.

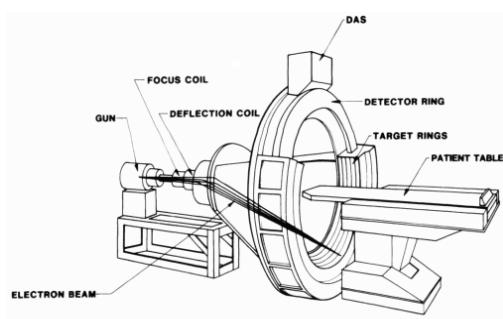
نسل پنجم یا سی‌تی اسکن اشعه الکترونی^{۱۲}

مشکل عمده در سی‌تی اسکن، تصویربرداری از اعضای متحرک مانند قلب و حركاتی است که به طور طبیعی در اثر تنفس به وجود می‌آید. حرکت عضوی که در حال اسکن است باعث ایجاد آرتیفکتهای حرکتی و افت کیفیت تصاویر می‌گردد. به عنوان تلاشی در جهت کاهش زمان اسکن و تصویربرداری از قلب، روشهای سی‌تی اسکن اشعه الکترونی و یا نسل پنجم دستگاه‌های سی‌تی اسکن معرفی شد. در این نوع دستگاه با افزایش سرعت اسکن در حد ۵۰ میلی‌ثانیه برای هر مقطع، تا حد بسیار زیادی مشکل تصویربرداری از قلب مرتفع شده است.

به طور کلی می‌توان گفت در این نوع سی‌تی اسکن، حرکت چرخشی و مکانیکی به طور کامل حذف شده و نحوه چرخش اشعه به دور بیمار با حرکت دادن اشعه الکترونی بر روی هدف یا آندی است که اطراف گانتری را پوشانده است، انجام می‌پذیرد. به عبارت دیگر، در این نوع سی‌تی اسکن، به جای تیوب اشعه ایکس از یک شتابدهنده الکترون استفاده شده است. الکترون‌ها طی یک مسیر کوتاه در پشت گانتری شتاب گرفته و با انحراف اشعه

cross talk^۹air gap^{۱۰}electron beam CT scan^{۱۱}

الکترونی توسط میدانهای مغناطیسی، الکترونها بر روی هدف نیم دایره‌ای حرکت داده شده و باعث دوران اشعه ایکس می‌شوند. در این سیستم به جای زاویه گرفتن گانتری، تخت بیمار زاویه می‌گیرد و امکان تصویربرداری اریب را فراهم می‌نماید. تقریباً می‌توان گفت که بقیه اجزای این نوع سی‌تی‌اسکن از جمله آشکارساز، سیستم جمع‌آوری داده‌ها و سیستم بازسازی تصویر، شباهت زیادی به دستگاههای سی‌تی‌اسکن نسل پایین‌تر دارد.



شکل ۶- نمایی
از سی‌تی‌اسکن
اشعة الکترونی
يا نسل پنجم

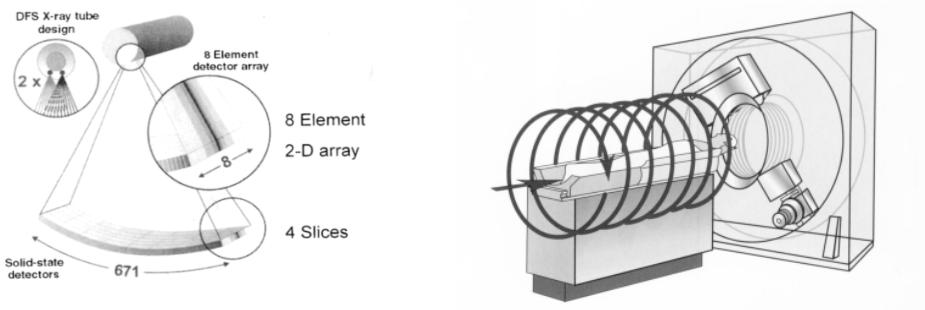
سی‌تی‌اسکن اسپیرال

امروزه دستگاههای سی‌تی‌اسکن به واسطه سرعت و دقت بالای آن در تصویربرداری، به عنوان یک روش قابل اطمینان در زمینه‌های مختلف پزشکی به کار گرفته می‌شود. پیشرفت در کیفیت تصاویر سی‌تی‌اسکن، قابل توجه و اعجاب انگیز است. بهبود کیفیت تصاویر در اثر افزایش قدرت تفکیک فضایی^{۱۲}، کاهش زمان اسکن و افزایش قدرت تفکیک رنگ رخ داده است و همچنین تغییرات در توانایی تیوبها، امکان اسکن تمامی بدن را فراهم می‌آورد. در دستگاههای سی‌تی‌اسکن اسپیرال با استفاده از تکنولوژی جاروبک‌های حلقوی^{۱۳} و آزاد کردن قسمت دوار گانتری از بند کابل‌های متصل به آن، امکان دوران نامحدود آنها وجود دارد. به این ترتیب، اولین بارقه‌های اسکن حجمی^{۱۴} زده شد. در این نوع اسکن، اطلاعات توسط روش چرخش مارپیچی^{۱۵} تیوب و دستکتور، به صورت حجمی جمع‌آوری شده و امکان بازسازی تصاویر به هر شکل و با مشخصات دو بعدی و یا سه بعدی فراهم گردید.

در انواع سی‌تی‌اسکن اسپیرال یک ردیف (single slice) تنها یک ردیف آشکارساز وجود دارد. در انواع پیشرفت‌های این نوع دستگاه، چندین ردیف آشکارساز دارند و بنام سی‌تی‌اسکن اسپیرال چند ردیفی (مولتی‌اسلایس) خوانده می‌شوند. با افزایش تعداد ردیف آشکارسازها، امکان اسکن سریع‌تر و جمع‌آوری اطلاعات حجمی با دورانهای کمتر فراهم می‌شود. با به میدان آمدن سی‌تی‌اسکن حجمی، کاربردهای جدیدی از جمله تصویربرداری بی‌دریبی^{۱۶} یا

spatial resolution ¹²
slip ring ¹³
volume scanning ¹⁴
helical ¹⁵
continous imaging ¹⁶

سی تی فلوروسکوپی، تصویربرداری سه بعدی، سی تی آنژیوگرافی و اندوسکوپی مجازی^{۱۶} (یا سی تی اندوسکوپی) نسبت به کاربردهای سی تی اسکن غیرحجمی به وجود آمد.



شکل ۷- زیمایی از
سی تی اسکن اسپiral
یک ردیفی و چند
ردیفی

اجزاء دستگاه سی تی اسکن

اجزای مختلف یک دستگاه سی تی اسکن شامل موارد زیر است:

۱. گانتری (شامل تیوب اشعه ایکس، کلیماتور، آشکارسازها، سیستم جمع آوری اطلاعات)
۲. تخت
۳. کنسول اپراتور
۴. ژنراتور اشعه ایکس
۵. سخت افزار کامپیوترا و دستگاه نمایش تصویر

البته ممکن است نحوه نام‌گذاری اجزای مختلف دستگاه سی تی اسکن در مدل‌های مختلف متفاوت باشد. آنچه اهمیت دارد، شرح جزئیات این اجزا است که به آن می‌پردازیم.

الف) گانتری:

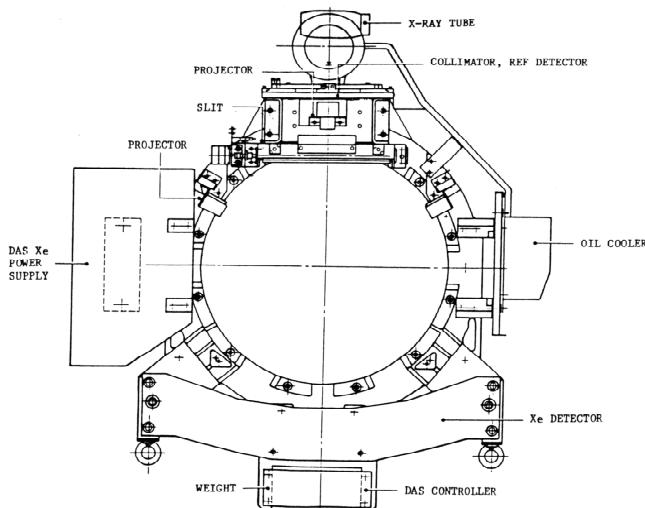
این بخش اصلی ترین و مهم‌ترین بخش دستگاه سی تی اسکن است. تیوب اشعه ایکس، کلیماتور، ردیف آشکارسازها و سیستم جمع آوری داده‌ها درون گانتری قرار دارند. در داخل گانتری امکاناتی جهت چرخاندن دقیق تیوب و آشکارسازها در حین حرکات اسکن وجود دارد.

گانتری همچنین شامل کابل‌های انتقال سیگنال از سیستم جمع آوری داده‌ها می‌باشد. تونلی که هنگام اسکن، بدن بیمار درون آن قرار می‌گیرد شکاف گانتری^{۱۸} نام دارد.

در اغلب دستگاه‌های سی تی اسکن، کل گانتری می‌تواند نسبت به خط عمود $0^{\circ} \pm 30^{\circ}$ درجه زاویه پیدا کند تا بدست آوردن مقاطعی که عمود بر محور طولی بدن بیمار نیست، را امکان‌پذیر کند.

virtual reality imaging^{۱۷}
gantry aperture^{۱۸}

شکل ۸- نمایی از محتویات داخل
گانتری



از دیدگاهی دیگر، گانتری دارای دو بخش کلی به نام بخش دوار و بخش ثابت است. به عنوان مثال مجموعه تیوب و آشکارسازها و ضمایم آنها در قسمت دوار قرار دارد. وقتی اشعه ایکس در تیوب تولید می‌شود، این اشعه توسط کولیماتوری که بلافاصله بعد از تیوب قرار گرفته است، محدود می‌شود. اشعه شکل گرفته به سمت جسم مورد نظر که در شکاف گانتری قرار گرفته تابش می‌شود. تعدادی از فوتون‌های تشکیل دهنده اشعه ایکس در داخل جسم متوقف شده و تعدادی دیگر موفق می‌شوند که از جسم عبور کنند. میزان اشعه عبوری نسبت به اشعه اولیه به ضریب تضعیف جسم بستگی دارد. فوتون‌های عبور کرده از جسم به آشکارسازها می‌رسند و در آنجا تبدیل به سیگنال الکتریکی می‌شوند. هرچه اشعه رسیده به آشکارساز شدیدتر باشد، سیگنال قویتری تولید می‌شود. این سیگنال از آشکارساز خارج شده و توسط سیستم جمع‌آوری‌داده‌ها نمونه‌برداری می‌شود و پس از انجام چندین پردازش اولیه به کنسول اپراتور فرستاده می‌شود تا این اطلاعات تبدیل به تصویر شود.

منبع تولید اشعه ایکس

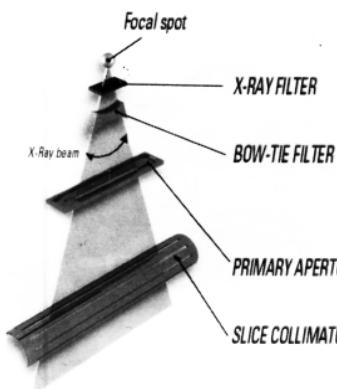
در دستگاه‌های سی‌تی اسکن امروزی، منبع تولید اشعه ایکس همان تیوب اشعه ایکس است که در دستگاه‌های مختلف دارای ابعاد و اشکال مختلفی است، اما کلیات و نحوه عملکرد آن یکسان است. مبنای عملکرد تیوب بر اساس شتاب گرفتن الکترونها در خلاء و برخورد آن به یک مانع و تبدیل الکترونها به اشعه ایکس است. در اثر برخورد الکترون‌های شتابدار به سطح آند و طبق پدیده برخورد ترمی، حدود یک درصد از این انرژی به اشعه ایکس (فوتون با سطوح انرژی مشخص) و ۹۹٪ به گرما تبدیل می‌شود. اشعه ایکس به اطراف آند پراکنده می‌شود و از طریق روزنهٔ خروجی از تیوب خارج می‌شود. اما گرمای تولید شده در تیوب نیز باقیستی به نحوی از تیوب به خارج هدایت شود تا تجمع گرما در مراحل مختلف اشعه دهی، باعث اختلال در عملکرد تیوب نشود. از این رو علاوه بر اینکه آند را به طور دور از طراحی می‌کنند، امکان انتقال حرارت آند از طریق اتصالات رسانای حرارت فراهم شده است.

یکی از مشکلات دستگاه سی تی اسکن، مسئله گرمای تولید شده در آند تیوب اشعه ایکس می باشد که بعلت استفاده از ولتاژ های بالا و زمان اسکن طولانی است. در دستگاه های سی تی اسکن معمولی جهت دفع حرارت از ایجاد فاصله زمانی بین اسکن ها استفاده می شود. هرچه امکان انتقال حرارت از داخل تیوب به خارج بیشتر باشد، امکان اشعه دهی بیشتری وجود خواهد داشت. روش های مختلفی برای خنک کردن سریع تیوب ارایه شده است. یکی از متداول ترین روشها، گردش روغن در اطراف محفظه خلاء است که علاوه بر خنک کردن، وظیفه ایجاد عایق برای جلو گیری از تخلیه الکتریکی را فراهم می سازد.

نکته قابل اهمیت در تیوب اشعه ایکس آن است که سیستم می تواند شدت اشعه ایکس خروجی را با تغییر جریان برقرار شده در فیلامان (کاتد) کنترل کند. علاوه بر آن سیستم با تغییر اختلاف پتانسیل بین آند و کاتد نیز بر طیف انرژی فوتونها و شدت آنها تأثیر می گذارد که بسته به شرایط و عضو مورد اندازه گیری، مقدار جریان تیوب (mA) و اختلاف پتانسیل آن (KV) می تواند توسط اپراتور تغییر نماید. دامنه تغییرات mA در دستگاه های سی تی اسکن امروزی بین صفر تا حدود ۸۰۰ mA و دامنه تغییرات KV نیز از ۸۰ KV تا ۱۴۰ KV است.

کلیماتور

اشعه ایکس پس از خروج از تیوب لازم است شکل داده شود. بدین منظور، کلیماتوری بلا فاصله پس از تیوب قرار داده می شود که ضخامت اشعه را تغییر دهد. در واقع کولیماسیون دو پارامتر را تحت تأثیر قرار می دهد: دوز دریافتی بیمار و کیفیت تصویر معمولاً کولیماتور از دو تیغه موازی تشکیل شده که با نزدیک و دور شدن این تیغه ها، ضخامت اشعه قابل تنظیم باشد. ضخامت اشعه در دستگاه های مختلف از ۱ mm تا ۴ mm قابل تنظیم است.



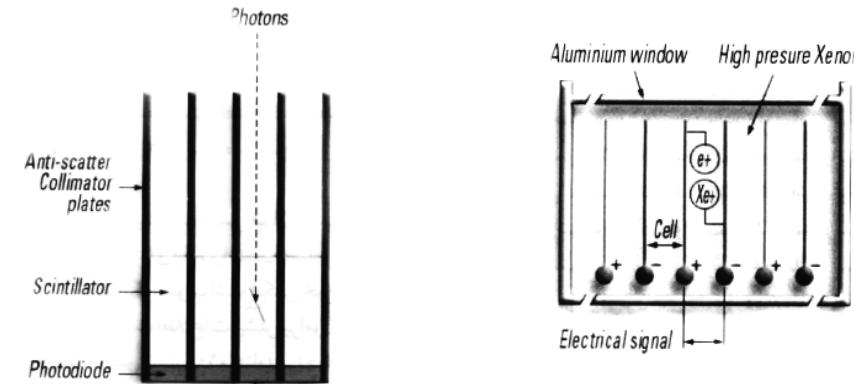
شکل ۹- در مسیر عبور اشعه، فیلترها و کولیماتورهای مختلفی وجود دارد.

لازم به ذکر است در دستگاه های سی تی اسکن که دارای یک ردیف آشکارساز هستند، ضخامت اشعه با ضخامت مقطع یکی است. اما در دستگاه های سی تی اسکن چیدر دیفی اینگونه نیست.

آشکارساز

اشعه ایکس شکل داده شده که دارای ضخامت معینی است، به سمت جسم تابش می شود و تنها به ضخامتی از جسم که توسط کولیماتور تعیین شده برخورد کرده و از آن عبور می کند. تعدادی از فوتونها در اثر برخورد به ماده درون جسم دچار پدیده های فیزیکی همچون پدیده جذب فتوالکتریک، پدیده پراکندگی کمپتون و پراکندگی

را باید^{۱۹} می‌شود. فتوون‌هایی که بدون مواجهه با هیچ پدیده‌ای از جسم عبور کرده‌اند، وارد آشکارساز می‌شوند. آشکارسازها بایستی دارای مشخصه خوبی از لحاظ بازدهی، زمان پاسخ، محدوده دینامیک، تکرارپذیری و یکنواختی^{۲۰} باشند. دو نوع آشکارساز معمول در دستگاههای سی‌تی‌اسکن، آشکارسازهای گازی و آشکارسازهای حالت جامد^{۲۱} هستند.



شکل ۱۱- آشکارساز درخششی، فوتونهای اشعة ایکس را به فوتونهای نوری تبدیل می‌کند.

شکل ۱۰- آشکارساز گازی بر اساس یونیزاسیون عمل می‌کند.

مبناً عملکرد آشکارسازهای گازی بر این اساس است که مجموعه آند و کاتد تشکیل یک شبکه خازن را می‌دهند که الکترولیت این خازن را گاز فشرده‌ای (عموماً عنصر بی‌اثر) تشکیل می‌دهد. در اثر ورود فوتون‌ها به محدوده داخل آشکارساز، اتمهای گاز یونیزه شده و به صورت یک الکترون آزاد و یک یون مثبت در می‌آید. الکترون به علت بار منفی‌اش به سمت قطب مثبت و یون به سمت قطب منفی حرکت کرده و باعث خنثی شدن بار اولیه صفحات آند و کاتد می‌شود. به هر میزان که یونیزاسیون بیشتری اتفاق بیفت، بار صفحات بیشتر تحت تأثیر قرار گرفته و جریان قویتری برقرار می‌شود. با اندازه گیری جریان برقرار شده، شدت اشعه ورودی به آشکارساز مشخص می‌شود.

مبناً عملکرد درآشکارسازهای حالت جامد یا آشکارسازهای درخششی^{۲۲} بر این اساس است که فوتون‌های اشعة ایکس پس از برخورد به کریستال‌های درخششی، تبدیل به فوتون‌های نوری می‌شود، فوتون‌های نوری به روش‌های مختلفی آشکار می‌شود. یک روش قدیمی، استفاده از لوله فتومولتی‌پلایر است. در ورودی این لوله کریستالی به نام فتوکاتد است که فوتون‌های نوری را تبدیل به الکترون کرده و الکترون در یک فرایند متوالی داخل لوله فتومولتی‌پلایر تقویت شده و تبدیل به سیگنال الکتریکی می‌شود. روش جدیدتر آشکارسازی فوتون‌های نوری،

rayleigh scattering¹⁹
stability²⁰
solid state²¹
Scintillation Detectors²²

تاباندن این فوتون‌ها به یک فتودیود نیمه‌هادی و تولید سیگنال الکتریکی است. در مقام مقایسه، می‌توان گفت که کارائی آشکارسازهای درخششی بهتر از آشکارسازهای گازی است و امروزه در اکثر دستگاه‌های سی‌تی اسکن از این نوع آشکارسازها استفاده می‌شود.

سیستم جمع‌آوری داده‌ها^{۲۳}

هر کدام از سیگنال‌های خارج شده از یمامی آشکارسازها، جداگانه توسط سیستم جمع‌آوری داده‌ها نمونه‌برداری شده و پردازش اولیه روی آنها انجام می‌شود. این پردازش شامل تقویت سیگنال، تصحیح و دیژیتالی کردن می‌شود. خروجی این بخش بصورت اعداد متوالی دیژیتال است که به سمت پردازشگر تصویر ارسال می‌شود.

وظیفه اصلی سیستم جمع‌آوری داده‌ها، نمونه‌برداری است. منظور از نمونه‌برداری اندازه‌گیری الکترونیکی میزان شارژ خازن‌هایی است که در اثر یونیزاسیون گاز درون آشکارسازها (و در آشکارسازهای درخششی میزان شارژ خازنی است که در اثر جریان تولیدشده توسط فتودیود) شارژ شده است. پس از نمونه‌برداری، سیستم شارژ خازن را تخلیه کرده و خازن آماده شارژ مجدد می‌شود. اما سوالی که مطرح می‌شود، این است که در چه فاصله‌های زمانی سیستم جمع‌آوری داده‌ها باید به سراغ خازن‌ها برود و شارژ آنها را بخواند. با توجه به اینکه در تمام ۳۶۰ درجه دوران تیوب و آشکارساز، اشعه ایکس در حال تابش است، در نتیجه در تمامی لحظات دوران، عملیات شرح‌داده شده در آشکارساز در حال انجام بوده و خازن‌ها در حال شارژشدن هستند. هر چه سرعت خواندن اطلاعات بیشتر و یا به عبارت دیگر هرچه سرعت نمونه‌برداری بالاتر باشد، در هر نمونه خازن‌ها فرصت کمتری برای شارژ داشته و مقدار شارژ خازن‌ها کم است، در این حالت کیفیت تصاویر پایین‌تر خواهد آمد. از طرف دیگر، اگر سرعت خواندن اطلاعات کمتر باشد، شارژ خازن‌ها بیشتر بوده و کیفیت تصاویر بالا می‌رود. عموماً در دستگاه‌های سی‌تی اسکن، در زوایای مشخصی از دوران، نمونه‌برداری انجام می‌شود. هر زاویه‌ای را که در آن نمونه‌برداری انجام می‌شود، یک نما view می‌گویند. تعداد نماها در یک دوران کامل، ثابت است. آنچه باعث تغییر در سرعت نمونه‌برداری می‌شود، سرعت چرخش گانتری است. هر چه سرعت چرخش گانتری بیشتر باشد، سرعت نمونه‌برداری نیز بیشتر شده و باعث می‌شود که زمان اسکن کوتاه‌تر شود. البته همانطور که گفتیم کیفیت تصاویر در این حالت پایین می‌آید و علاوه بر آن دوز دریافتی بیمار به علت کوتاه بودن زمان هر اسکن، کاهش می‌یابد.

در دستگاه‌های مختلف، تعداد نماها متفاوت است. بخصوص اینکه در دستگاه‌های جدیدتر از آشکارسازهای حالت جامد استفاده می‌شود. بعلت سریع بودن این آشکارسازها امکان افزایش نماها بوجود آمده و امروزه تعداد نماها در هر دوران کامل به بیش از ۱۴۰۰ رسیده است، یعنی در حد فاصل هر درجه چرخش گانتری، تقریباً ۱۴۰۰ بار نمونه‌برداری انجام می‌شود. مفهوم دیگر این است که جسم از ۱۴۰۰ زاویه مختلف مورد مشاهده قرار می‌گیرد و با جمع‌آوری اطلاعات از تمامی نماها و تمامی آشکارسازها و پردازش این اطلاعات با استفاده از روش‌های بازسازی

تصویر، به تصویر دقیق با قدرت تفکیک فضایی و کنتراست مناسب دست خواهیم یافت. سرعت چرخش گانتری متناسب با نوع و محل تصویربرداری، توسط کاربر قابل تعیین است.

پس از نمونه برداری الکترونیکی از خازن‌های شارژ شده (و بلا فاصله پس از تخلیه شارژ خازن جهت نمونه برداری بعدی) این سیگنال نمونه برداری شده بایستی با ضریب مناسبی تقویت شود. میزان ضریب اعمال شده جهت تقویت سیگنال‌ها، توسط سیستم کنترل می‌شود. پس از تقویت و تصحیح سیگنال اطلاعات آنالوگ بدست آمده به یک مبدل آنالوگ به دیجیتال سپرده می‌شود تا اطلاعات از حالت آنالوگ به حالت تبدیل شود که امکان ارسال آن وجود داشته باشد.

به این ترتیب اطلاعات تمامی آشکارسازها در تمامی نماها، تبدیل به اعداد دیجیتال شده و به سمت بخش پردازش تصاویر ارسال می‌شود.

لازم به ذکر است که انجام تمامی مراحل در سیستم جمع‌آوری داده‌ها شامل نمونه برداری از تمامی آشکارسازها در تمامی نماها، تخلیه خازن‌های مربوطه برای نمونه برداری بعدی، انتخاب ضریب مناسب جهت تقویت سیگنال‌ها، ارسال سیگنال‌های تقویت شده به مبدل آنالوگ به دیجیتال، دریافت اطلاعات دیجیتال و دسته بندی آنها، پشت سرهم قرار دادن این اطلاعات و در نهایت هماهنگی با کامپیوتر مرکزی جهت ارسال این اطلاعات به قسمت پردازش تصویر، عملیاتی است که توسط یک پردازشگر اصلی در سیستم جمع‌آوری داده‌ها کنترل و راهبری می‌شود. پردازشگری که خودش نیز توسط پردازشگر دیگری که در قسمت کنترل تخت و گانتری قرار دارد، کنترل می‌شود.

یک بورد واسطه نیز وظیفه دریافت اطلاعات تصویری ارسال شده از گانتری را بر عهده دارد. این بورد موظف است بلا فاصله پس از دریافت اطلاعات، آنها را در دیسک سخت ذخیره کند. سرعت انتقال اطلاعات از سیستم جمع‌آوری داده‌ها به دیسک سخت از طریق بورد واسطه بایستی به گونه‌ای باشد که خللی در جمع‌آوری اطلاعات توسط سیستم جمع‌آوری داده‌ها ایجاد نشود. به عبارتی دیگر، به همان سرعتی که اطلاعات توسط سیستم جمع‌آوری داده‌ها نمونه برداری می‌شود، به همان سرعت هم به بورد واسطه منتقل شده و سریعاً وارد دیسک سخت می‌شود. اهمیت این مرحله از جمع‌آوری اطلاعات آنقدر زیاد است که طراحان ترجیح داده‌اند یک دیسک سخت که دارای سرعت بالایی است به طور جداگانه به این امر اختصاص یابد. در واقع این دیسک حاوی اطلاعات خام^{۲۴} دریافت شده از گانتری خواهد بود. پس از ذخیره اطلاعات، این اطلاعات خام از دیسک خوانده شده و وارد قسمت بازسازی تصویر می‌شود. تصاویر در این مرحله ساخته شده و علاوه بر نمایش، در دیسک سخت دیگری ذخیره می‌شود تا بعدها بتوان تصاویر را بررسی مجدد نمود. در صورتی که اپراتور بخواهد تصاویر را مجدداً بازسازی نماید، در صورت وجود اطلاعات خام، سیستم آنها را مجدداً از دیسک سخت بازخوانی کرده و توسط قسمت بازسازی تصویر، آنها را مجدداً

بازسازی و در دیسک سخت دوم ذخیره می کند. با اینکه عملیات بازسازی و پردازش تصاویر را می توان هم به صورت سخت افزاری و هم نرم افزاری انجام داد، اما سیستم های توسعه یافته و پیشرفته ترجیح داده اند که برای بالاتر بردن سرعت بازسازی، عملیات بازسازی تصاویر را بر عهده سخت افزار قرار دهند. به این ترتیب این امکان فراهم می شود که نرم افزار به جای در گیر شدن در انجام محاسبات طولانی و پیچیده پردازش، به اپراتور سرویس دهی نماید و علاوه بر آن می توان با موازی کردن تعداد بیشتری از بوردهای پردازش تصویر، سرعت بازسازی تصویر را نیز افزایش داد.

نکته قابل اهمیت دیگر این است که در دستگاه های سی تی اسکن جدید به علت بالا رفتن تعداد و سرعت نمونه برداری و همچنین، افزایش تعداد آشکار سازها، حجم بالایی از اطلاعات بایستی در زمانی بسیار کوتاه از گانتری به کنسول منتقل شود. به عبارت دیگر احتیاج به اتصالات و ارتباطاتی داریم که بتواند سیگنانلهایی با پهنه ای باند وسیع و فرکانس بالا را انتقال دهد. از این رو، در سیستمهای جدید چون امکان استفاده از سیم و کابل جهت چنین انتقالی وجود نداشت، از فیبر نوری استفاده کردند.

آنچه تا اینجا شرح دادیم، اجزای اصلی گانتری بود که مستقیماً در فرایند ساختن تصویر دخالت داشتند. جزئیات دیگری نیز در گانتری قرار دارد.

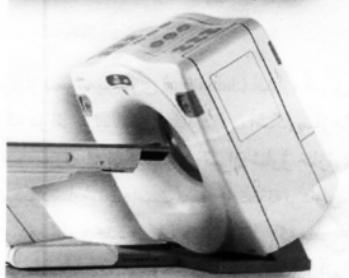
مبحث چرخش قسمت دور گانتری که در بخش های قبلی شرح داده شد، یکی از دشواری هایی است که سازندگان دستگاه سی تی اسکن با آن مواجه هستند. اینکه گانتری با چه سرعتی بچرخد و در تمامی طول چرخش، سرعت آن ثابت باشد و تا حد ممکن چرخش این بخش بسیار سنگین موجب لرزش نشود، از مقوله هایی است که جذابیت زیادی برای مهندسین تجهیزات پزشکی دارد. اما آنچه در اینجا لازم به توضیح است، تفاوت دستگاه های سی تی اسکن معمولی نسبت به دستگاه های سی تی اسکن اسپیرال است. در دستگاه های سی تی اسکن معمولی کابل ها و اتصالات مربوط به تامین ولتاژ تیوب و کابل های انتقال اطلاعات متصل به آشکار سازها باعث محدود شدن چرخش نا محدود تیوب و آشکار سازها می شود، زیرا چرخش بیش از حد آنها باعث پاره شدن کابل های متصل می شود. در دستگاه های سی تی اسکن معمولی تهیه تصاویر یکی در میان با چرخش گانتری در جهت عقربه های ساعت و خلاف آن انجام می شود. در تکنولوژی های جدیدتر، با استفاده از جاروبکهای لغزان^۵، این مشکل مرتفع گردیده است. در حال حاضر در دستگاه های اسپیرال، امکان چرخش در یک جهت به صورت نامحدود وجود دارد و در نتیجه، سرعت نیز افزایش یافته است و علاوه بر آن امکان تصویر برداری مارپیچی (هیلیکال) نیز فراهم گردیده است. سرعت های متفاوتی برای چرخش گانتری در نظر گرفته شده است، از حدود ۳/۰. ثانیه تا ۵ ثانیه برای هر دور، دامنه سرعتی است که می تواند توسط کاربر تغییر نماید.

slip ring²⁵

در گانتری قسمت دیگری وجود دارد که وظيفة کنترل و ثابت نگه داشتن دمای آشکارسازها را بر عهده دارد، یکی از شرایط ثابت ماندن کارائی آشکارساز، تحت کنترل و ثابت ماندن دمای آشکارساز است. علاوه بر آن بخش مکانیکی در گانتری سی تی اسکن تعبیه شده است که می‌تواند کل مجموعه گانتری را تغییر زاویه دهد تا بتوان به صورت مایل اسکن انجام داد. عمدتاً این سیستم به صورت هیدرولیک طراحی می‌شود. زوایای گانتری از $+30^{\circ}$ تا -30° درجه قابل تغییر است.



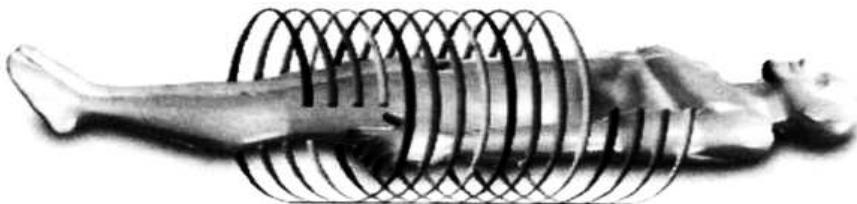
گانتری می‌تواند تا 30° درجه به طرف جلو یا عقب خم شود.



نکته دیگری که در این قسمت قابل ذکر است، تعداد و شکل آشکارسازها است. از لحاظ تسمیه‌بندی آشکارساز، دستگاه سی تی اسکن به دو نوع کلی تکرديفی و چند رديفی^{۲۶} تقسيم می‌شود. مدل تک مقطعي دارای يك رديف آشکارساز است که تعداد اين آشکارسازها در مدلهاي مختلف تا حدود ۱۰۰۰ عدد هم می‌رسد. در چنین حالتی به ازاي هر دوران كامل گانتری، يك تصوير ساخته می‌شود. ضخامتی که تصوير از آن تهيه می‌شود (ضخامت مقطع)، توسط کليماتور تعیین می‌گردد و حداکثر ناحیه اسکن شده به ازاي هر دوران كامل گانتری، همان ضخامت مقطع است که عمدتاً معادل ۱۰ ميليمتر است. در دستگاه سی تی اسکن چند مقطعي (مولتي اسلايس)، مجموعه آشکارساز دورديفي، چهار رديفي، هشت رديفي، شانزده رديفي و بالاتر است. در اولين نگاه، تنها تفاوتی که دستگاه سی تی اسکن تک رديفي با چند رديفي دارد، تعداد تصويری است که به ازاي هر دوران كامل به دست می‌آيد. به عنوان مثال با هر دوران گانتری در يك سیستم شانزده رديفي، شانزده تصوير به دست می‌آيد. اما اين تنها تفاوت اين دو نوع سیستم نیست. تفاوت عمده دیگر اندازه ناحیه‌ای است که در هر دوران گانتری اندازه گيری می‌شود. چرا که در دستگاه سی تی اسکن چند رديفي آنچه ضخامت مقطع را تعیین می‌کند، آشکارساز است نه کليماتور. به عنوان مثال، در دستگاه‌های سی تی اسکن ۴۶ رديفي با توجه به اينکه ضخامت هر رديف از آشکارسازها $625/625$ ميليمتر است $\times 46$ ناحیه‌ای که در يك چرخش گانتری اسکن می‌شود، 40 mm است. به فرض اينکه اندازه کرونال قلب

multislice²⁶

۱۲. mm باشد، با سه چرخش گانتری، کل قلب اسکن می شود و همین مقادیر و مفاهیم است که دستگاههای سی تی اسکن امروزی وارد مقوله های قلبی-عروقی شده و اصطلاح سی تی آئریو (CTA) بر سر زیانها افتاده است. اما تفاوت دیگری که در دستگاه سی تی اسکن چندردیفی وجود دارد، امکان تغییر دادن ضخامت مقطع با گروه بندی ردیفهای آشکارساز است. به عنوان مثال، با انتخاب ۳۲ ردیف دوتایی از آشکارسازها امکان دریافت ۳۲ تصویر با ضخامت ۱/۲۵ میلیمتر فراهم می شود (و یا ۱۶ ردیف چهارتایی، ۸ ردیف هشت تایی و ...).



اسکن مارپیچی توسط یک
سی تی اسکن چهار ردیفی

تفت بیمار

تحتی که بیمار روی آن قرار می گیرد دارای یک موتور محرکه بوده که قرارگیری دقیق ناحیه مورد بررسی را در شکاف کولیماتور و همچنین حرکت خود کار تخت در فواصل بین مقاطع ۸ میسر می کند.

وظيفة عمده تخت، حرکت دادن بیمار در زمان اسکن است. چهار جهت حرکت تخت شامل حرکت به سمت گانتری و در جهت دور شدن از گانتری و بالا و پایین شدن تخت است. ارتفاع تخت قبل از شروع اسکن تعیین می شود و در زمان اسکن تخت بالا و پایین نمی رود. کاربر بايد ارتفاع تخت را به گونه ای تنظیم نماید که ناحیه مورد نظرش در مرکز دایره گانتری قرار بگیرد تا تصویر به دست آمده نیز به طور کامل حاصل شود. بد نیست به این موضوع اشاره کنیم که اصولاً در دستگاههای سی تی اسکن امروزی تهیه سه نوع اسکن امکان پذیر است: ۱- توپوگرام و یا رادیوگرافی دیشیتال ۲- تهیه مقاطع آگزیال ۳- اسکن مارپیچی. در تهیه توپوگرام، گانتری دوران نمی کند و مجموعه تیوب و آشکارساز به طور ثابت در زاویه ای که کاربر تعیین کرده است، می ایستد و تنها تخت است که در تمام مدت اشعه دهی حرکت می کند. در این نوع اسکن، تصویر به دست آمده مانند تصاویر رادیولوژی است. چون بدن بیمار تنها از یک جهت مشاهده می شود. تصاویر توپوگرام چندان جنبه تشخیصی ندارند و تنها به کاربر کمک می کنند که به سیستم، محل مورد نظری که باید توموگرافی شود، اعلام نماید. در تصویربرداری آگزیال و یا مقطع به ۲۸ تخت حرکتی ندارد و گانتری به دور ناحیه مورد نظر یک دوران کامل نموده و از آن ناحیه یک تصویر مقطع می کند. با توجه به اینکه هدف از توموگرافی دریافت تصاویر از برشهای مختلف در نقاط مختلف بدن است، تولید می کند. دستگاه سی تی اسکن به گونه ای طراحی شده است که پس از انجام یک اسکن آگزیال، تخت به طور اتوماتیک حرکت کرده، ناحیه بعدی را در مسیر اشعه قرار می دهد. تخت در این ناحیه متوقف می ماند تا گانتری یک دور کامل دوران

scout scan²⁷

slice by slice²⁸

کرده و تصویر را برداشت کند و سپس مجدداً تخت ناحیه دیگری را در مسیر اشعه قرار می‌دهد. این فرآیند تا جایی که کاربر بخواهد می‌تواند ادامه یابد. فاصله بین شروع یک مقطع تا شروع مقطع را فاصله مقاطع^{۲۹} می‌گویند که توسط اپراتور قابل تنظیم است. در تصویربرداری به روش اسپیرال (اسکن حجمی) هم تخت و هم گاتری به‌طور همزمان در حین اسکن حرکت می‌کنند و تیوب و آشکارساز به صورت مارپیچی به دور بدن می‌چرخند (شکل ۱۱). سیستم پس از جمع‌آوری اطلاعات، اقدام به بازسازی تصاویری می‌کند که ظاهراً شبیه تصاویر آگزیال است. لازم به ذکر است که این روش تصویربرداری تنها در دستگاه‌های سی‌تی اسکن اسپیرال امکان‌پذیر است.

حرکت افقی تخت معمولاً توسط موتورهای دقیق صورت می‌گیرد. سیستم کنترل دستگاه علاوه بر کنترل عملکرد موtor محركه تخت، از وضعیت تخت در تمامی لحظات حرکت آن نمونه برداری کرده و به پردازشگر اصلی فیدبک می‌کند تا احتمال هرگونه خطایی را به صفر برساند. محل استقرار تخت در جهت افقی (محور Z) در هر لحظه توسط نمایشگری که روی گاتری قرار دارد، نمایش داده می‌شود تا کاربر بتواند با استفاده از کلیدهای مربوط به حرکت تخت، بیمار را در ناحیه مورد نظرش قرار دهد. حرکت عمودی تخت معمولاً به صورت هیدرولیک است. میزان مانور تخت در جهت افقی در حدود ۲ متر و در جهت عمودی ۱ متر است. جنس رویه تخت به‌گونه‌ای طراحی شده است که عاری از فلن است و چندان مزاحمتی در امر تصویربرداری ایجاد نمی‌کند و تا حد ممکن به‌گونه‌ای طراحی شده است که دارای حداقل ضریب تضعیف (M) فوتونی باشد که معمولاً از جنس فیبرهای کربنی است.

ژنراتور اشعه ایکس

ژنراتور، ولتاژ مورد نیاز تیوب اشعه X را تأمین می‌کند. همانطور که قبل توضیح دادیم برای تولید اشعه ایکس در تیوب، سه عامل اصلی لازم است: اول جریانی است که بایستی در فیلامان (کاتد) برقرار شود تا با داغ شدن آن، الکترونهای آزاد به صورت ابر الکترونی در اطراف فیلامان مستقر شوند. دوم اختلاف پتانسیلی است که بتواند الکترونها را از اطراف کاتد به سمت آپد شتاب دهد و سوم، هدف و یا آند است که الکترونها پس از شتاب گرفتن به آن برخورد می‌کنند. در واقع وظیفه ژنراتور فراهم کردن تمامی این امکانات برای تولید اشعه ایکس است. به این ترتیب می‌توان گفت که ژنراتور وظایف زیر را بر عهده دارد:

۱. برقرار کردن جریان در فیلامان تیوب

۲. برقرار کردن اختلاف پتانسیل با ولتاژ بالا بین آند و کاتد

۳. به گردش در آوردن آند

یکی از وظایف ژنراتور فراهم کردن جریان فیلامان و کنترل آن است. هر چه جریان بیشتری در فیلامان برقرار شود، الکترونهای بیشتری در اطرافش ایجاد می‌شود و در نتیجه، با اعمال ولتاژ بین آند و کاتد، تعداد الکtron بیشتری

image interval²⁹

در واحد زمان از کاتد به سمت آند حرکت می‌کنند و به عبارت دیگر جریان بیشتری در داخل تیوب برقرار می‌شود. با توجه به کوچک بودن مقدار جریان برقرار شده در تیوب معمولاً آن را بر حسب میلیآمپر ارزیابی می‌کنند. در هر لحظه، ژنراتور از جریان فیلامن و مقدار mA فیدبک می‌گیرد و سعی می‌کند مقدار A را روی مقداری که سیستم دستور داده است، ثابت نگه دارد. اگر به هر دلیلی ژنراتور نتواند جریان مناسب و تعیین شده را در تیوب برقرار کند، پیغام خطایی برای پروسسور مرکزی ارسال کرده و عمل اسکن در هر مرحله‌ای که باشد، متوقف می‌شود. از دیگر وظایف ژنراتور، تهیه ولتاژ بالایی است که باستی بین آند و کاتد تیوب قرار بگیرد. هرچه اختلاف پتانسیل بین آند و کاتد بیشتر باشد، الکترونها شتاب بیشتری گرفته و طیف اشعه ایکس دارای شدت و انرژی بالاتری خواهد بود. ژنراتور برای ثابت نگه داشتن مقدار ولتاژ، لحظه به لحظه از اختلاف پتانسیل بین دو سر تیوب فیدبک می‌گیرد. به علت مقدار زیاد این ولتاژ، آنرا بر حسب کیلوولتاژ KV ارزیابی می‌کنند.

حدود ۹۹ درصد از انرژی الکترونها شتابدار به گرما تبدیل می‌شود که لازم است به نحوی این گرما به بیرون منتقل شود. علاوه بر آن در تیوبهای آند را توسط یک سیستم روتور-استاتور به دوران در می‌آورند تا گرما در سطح آند پخش شده و در یک نقطه متتمرکز نشود. سرعت دوران آند نیز توسط ژنراتور کنترل می‌شود.

وظیفه کنترل اجزای مختلف ژنراتور بر عهده یک پردازشگر است. این پردازشگر نیز خود به پردازشگر اصلی سیستم متصل است و فرمانهای لازم را دریافت کرده و یا پیغامهای خطایی برای آن ارسال می‌کند. در گذشته ژنراتور در دستگاههای سی‌تی اسکن بر اساس برق شهر (۵۰ تا ۶۰ هرتز) کار می‌کردند و این باعث می‌شد که ابعاد آنها بزرگ بوده و در کابینت‌های مجزا قرار بگیرند و ولتاژ مورد نیاز برای تیوب از طریق کابل‌های فشار قوی به داخل گانتری و تیوب منتقل می‌شد. اما امروزه ژنراتورهای فرکانس بالا، دارای ابعاد کوچکتری شده‌اند و دارای بازدهی بهتری هستند. ابعاد کوچک این ژنراتورها باعث شده است که بتوان آنها را در داخل گانتری قرار داد. به طوری که در بعضی سیستمهای همزمان با تیوب و آشکارساز، ژنراتور هم دوران می‌کند.

کنسول کاربر

در دستگاه‌های قدیمی، بخش کنترل مرکزی و کامپیوتر اصلی و قسمت پردازش تصاویر به طور جداگانه در کابینت‌های مستقل تعییه می‌شدند.

ولی امروزه تمامی این اجزاء در داخل کنسول قرار داده شده است. کامپیوتر شامل یک کامپیوتر معمولی و تجهیزات جانبی آن می‌باشد. کامپیوتر مانند یک مرکز کنترل برای تنظیم حرکات تخت و گانتری، تولید اشعه و جمع آوری اطلاعات عمل می‌کند. به طور خلاصه می‌توان گفت که کنسول کاربر علاوه بر کنترل کل سیستم می‌تواند اطلاعات وارد شده از سیستم جمع آوری داده‌ها و بازسازی تصاویر را بر عهده دارد. علاوه بر آن واسطه‌ای بین سیستم و کاربر است، به گونه‌ای که کاربر تمامی فرایمین مورد نظر خود اعم از مشخصات اسکن شامل میزان mA، سرعت اسکن، ضخامت اشعه و یا ضخامت تصویر، ناحیه‌ای که تصویر اسکن باید

گرفته شود، نواحی انجام توموگرافی آگزیال و پس از انجام اسکن مشاهده تصاویر و انجام پردازش‌های بعدی، تمامی امکانات و اختیاراتی است که سیستم به کاربر می‌دهد.

قسمت نمایش نیز شامل صفحه نمایش، کلیدهای کنترل کننده کیفیت تصویر و کنترل کننده دستگاه و حافظه دستگاه است.

اصول فیزیکی

اصول فیزیکی شامل مبانی فیزیک و ریاضی است که روش شکل‌گیری تصویر را شرح می‌دهد به طور کلی اصول فیزیکی شامل مواردی نظیر دریافت داده‌ها^{۳۰}، پردازش^{۳۱}، نمایش تصاویر^{۳۲} و ذخیره‌سازی و مستندسازی اطلاعات است.

دریافت داده‌ها

مفهوم دریافت داده‌ها به جمع آوری سیستماتیک اطلاعات از بیمار برای تولید تصویر اشاره دارد. دو روش دریافت داده‌ها شامل روش مقطع به مقطع^{۳۳} و روش حجمی است. در دستگاه‌های قدیمی از روش مقطع به مقطع جهت دریافت داده‌ها استفاده می‌شود. در این روش تیوب اشعه ایکس یک چرخش به دور بیمار انجام داده و اطلاعات جمع‌آوری می‌شود. سپس تیوب متوقف شده و بیمار یک گام توسط تخت حرکت داده شده و در موقعیت جدید مجدداً تیوب یک چرخش دیگر انجام می‌دهد و تصویر ساخته می‌شود و این فرآیند ادامه می‌یابد تا تمام مقاطع مورد نظر تصویربرداری شود. در دستگاه‌های اسپیرال امکان دریافت داده‌ها به روش حجمی فراهم شده است. در این روش در هر مرحله به جای تصویربرداری از یک مقطع، حجمی از بدن در یک بار حبس نفس، تصویربرداری می‌شود. اولین قدم در دریافت داده‌ها، انجام اسکن است. در طول اسکن، تیوب اشعه ایکس و آشکارسازها به دور بیمار دوران می‌کنند تا از زوایای مختلف اطلاعات جمع‌آوری کنند. در واقع آنچه اندازه‌گیری می‌شود، نسبت اشعه عبور کرده به اشعه اولیه است که در واقع همان میزان تضعیف اشعه خواهد بود. این مقدار اندازه‌گیری شده به کامپیوتر ارسال شده و به عنوان داده‌های خام ذخیره می‌شود. برای به دست آوردن یک تصویر سی‌تی‌اسکن، حجم زیادی از داده‌های خام مورد نیاز است. عموماً در هر دوران، داده‌های خام از نماهای زیادی دریافت می‌شود و هر نما نیز شامل تعداد زیادی عدد (معادل تعداد آشکارسازها) است. هر کدام از این اعداد، ضریب تضعیف خطی نامیده می‌شود.

data acquisition^{۳۰}

data processing^{۳۱}

image display^{۳۲}

slice by slice^{۳۳}

نوع بافت	عدد (H.U) CT	نوع بافت	عدد (H.U) CT
لخته خون	۸۰ ± ۱	بالای استخوان متراکم	۲۵۰
خون	۵۵ ± ۵	استخوان اسفنجی	۱۳۰ ± ۱۰۰
پلاسما	۲۷ ± ۲	تیروئید	۷۰ ± ۱۰
اگزودا	۱۸ ± ۲	کبد	۶۵ ± ۵
ترانسودا	کمتر از ۲	عضله	۴۵ ± ۵
محلول رینگر	۱۲ ± ۲	طحال	۴۵ ± ۵
		پانکراس	۴۰ ± ۱۰
		کلیه	۳۰ ± ۱۰

جدول ۱: اعداد CT بعضی از بافت‌ها و مایعات بدن

پردازش داده‌ها و اعداد سی‌تی‌اسکن

اولین عملیات پردازش داده‌ها شامل تبدیل اعداد به اعداد ساده‌تر و قابل فهم‌تر برای کامپیوتر دستگاه است. پس از انجام اسکن و جمع‌آوری داده‌ها، ضریب تضعیف خطی (μ) در هر وکسل بدست می‌آید. ضرایب تضعیف بدست آمده یک سری اعداد نزدیک به هم بوده که در کسری از اعشار با هم تفاوت دارند. از آنجاییکه این اعداد اعشاری قابل استفاده نمی‌باشند باید به اعداد ساده‌ای تبدیل شوند تا بتوان با این اعداد تصویر مقیاس خاکستری (gray scale) بوجود آورد. برای تبدیل این اعداد اعشاری به اعداد ساده از مقیاس استاندارد شده‌ای استفاده می‌شود که به آن عدد سی‌تی گویند. برای آوردن عدد سی‌تی، کامپیوتر ضریب تضعیف خطی هر پیکسل (μ_P) را در مقایسه با ضریب تضعیف خطی آب (μ_W) از طریق فرمول ذیل زیر محاسبه می‌کند:

$$\frac{K(\mu_P - \mu_W)}{\mu_W} = \text{عدد سی‌تی}$$

μ_P ضریب تضعیف خطی پیکسل و ضریب K را اصطلاحاً فاکتور کنتراست (ضریب تقویت یا ضریب بزرگنمایی) می‌گویند. در دستگاه‌های امروزی این مقدار ۱۰۰۰ در نظر گرفته شده است. واحد عدد سی‌تی، HU (Hounsfield Unit) می‌باشد.

در تعیین عدد سی‌تی، ضریب ضریب تضعیف خطی آب به عنوان مرجع پذیرفته شده و به این ترتیب عدد سی‌تی خود آب صفر خواهد بود. اگر ضرایب تضعیف خطی هوا، استخوان متراکم و آب را در فرمول فوق اعمال کنیم، عدد سی‌تی آب صفر، استخوان متراکم +۱۰۰۰ و هوا -۱۰۰۰ خواهد شد. بنابراین عدد سی‌تی تمام بافت‌های بدن (که

دانسیته‌ای بین هوا و استخوان متراکم دارند)، در دامنه -1000 تا $+1000$ می‌گیرد. البته بیشتر دستگاه‌های فعلی، دامنه گسترهای از اعداد سی تی (-1000 تا $+4000$) را بکار می‌برند، زیرا برای به تصویر کشیدن اجسام خارجی فلزی که دانسیته‌ای بالاتر از استخوان متراکم دارند، به اعداد بزرگتر از $+1000$ نیاز است. کامپیوتر اعداد داخل فایلهای داده‌های خام را خوانده و با استفاده از فرمول فوق، آنها را تبدیل به عدد سی تی می‌کند.

نکته قابل ذکر دیگر که می‌تواند مرتبط با این قسمت از بحث باشد، وابستگی عدد سی تی به انرژی فوتونهای بکار رفته است. مقدار μ تحت تأثیر پارامترهای مختلفی از جمله انرژی اشعه ایکس قرار دارد. به عنوان مثال مقدار μ آب در انرژی‌های 6 و 122 eV و 166 KeV معادل 0.020 و 0.0166 است. در نتیجه می‌توان گفت که انرژی فوتونها روی مقدار عدد سی تی مؤثر خواهند بود. به همین دلیل، مقادیر مختلف ولتاژ تیوب، کاربردهای مختلف پیدا کرده است. به عنوان مثال، ولتاژ $KV = 80$ برای کاربردهای سنجش تراکم استخوان و تصویربرداری از کودکان و ولتاژ $KV = 120$ برای تصویربرداری‌های متداول سی تی اسکن استفاده می‌شود.

در جدول ۱، اعداد سی تی مربوط به بعضی از بافت‌ها و مایعات داخل بدن نشان داده شده است.

سی تی اسکن به اختلاف ضریب تضعیف خطی اشعه ایکس در بافت‌ها بسیار حساس است و می‌توان توسط آن بافت‌هایی را که ضریب تضعیف آنها 1% اختلاف دارد، از هم افتراق داد. اندازه گیری عدد سی تی بافت‌ها را اصطلاحاً دانسیتومتری گویند که در تشخیص ضایعات از آن می‌توان کمک گرفت. ناحیه‌ای که عدد سی تی آن $HU +100$ یا بیشتر باشد، دارای کلسیم است و ناحیه‌ای که عدد سی تی آن کمتر از $HU -200$ باشد، باقی محتوی گاز باشد. عدد سی تی چربی کمتر از صفر ولی بیشتر از عدد سی تی هوا است. بنابراین، توده یکنواختی که عدد سی تی آن $HU -120$ باشد، محتوی چربی است و ممکن است لیپوم یا سایر تومورهای بافت چربی باشد. عدد سی تی کیست‌های ساده، در محدوده عدد سی تی آب یعنی حدود صفر تا 20 است.

باقیتی توجه داشت که اندازه گیری ضریب تضعیف یک ضایعه (عدد سی تی) فقط یکی از نکات تشخیصی در سی تی اسکن است و باقیتی از سایر خصوصیات ضایعه نظیر آناتومی ضایعه، اندازه، شکل، حاشیه، ضخامت دیواره، فاصله با بافت مجاور، اینهانس با ماده حاجب و یکنواختی دانسیته بافتی ضایعه نیز استفاده برد.

نمایش تصویر

تا این مرحله هر وکسل از بافت دارای یک عدد می‌باشد که از آنها می‌توان جهت بیان خصوصیات اجسام استفاده کرد. سومین گام در فرایند تصویربرداری سی تی اسکن، نمایش تصاویر است. بعد از بازسازی تصاویر سی تی اسکن، اطلاعات موجود شامل یک سری عدد و ارقام است. بنابراین، برای محسوس کردن و قابل بررسی نمودن این اعداد، لازم است که تصویر بازسازی شده عددی، به تصویری با رنگهای مقیاس خاکستری تبدیل شود و این تصاویر در صفحه مانیتور در مقابل دیدگان رادیولوژیست قرار گیرد.

برای ایجاد تصویر هر یک از این اعداد باید به رنگ خاکستری خاصی تبدیل گردند. به عنوان مثال آگر عدد سی تی $+1000$ را رنگ سفید و عدد سی تی -1000 را رنگ سیاه در نظر بگیریم، 2000 سطح خاکستری بین این دو سطح به وجود خواهد آمد که می‌تواند در تصویر نشان دهنده ضرایب تضعیف متفاوت در مقطع تصویربرداری شده باشد. البته، رابطه بین عدد سی تی و سطوح خاکستری، متناسب با درخواست کاربر قابل تغییر است.

نمایش تصویر سی تی اسکن معمولاً بصورت مقیاس خاکستری (gray scale) است که در آن، روشنایی هر پیکسل متناسب با ضریب تضعیف خطی و کسل مربوط با آن است. بنابراین بافت‌های با دانسیتۀ بالا بصورت سفید و بافت‌های دانسیتۀ پایین بصورت سیاه نمایش داده خواهند شد.

چشم انسان روی فیلم بین رنگ سفید و سیاه 256 رنگ خاکستری را می‌تواند افراط دهد. از طرفی، محدوده اعداد سی تی حداقل شامل 2000 عدد می‌باشد. برای به تصویر کشیدن اطلاعات بدست آمده، به تمام این 2000 عدد مقیاس خاکستری داده نمی‌شود، زیرا همه آنها بوسیله چشم از هم قابل تفکیک نیستند. بنابراین در هر تصویر بسته به ناحیۀ مورد بررسی، محدوده‌ای از اعداد سی تی مورد استفاده قرار می‌گیرد.

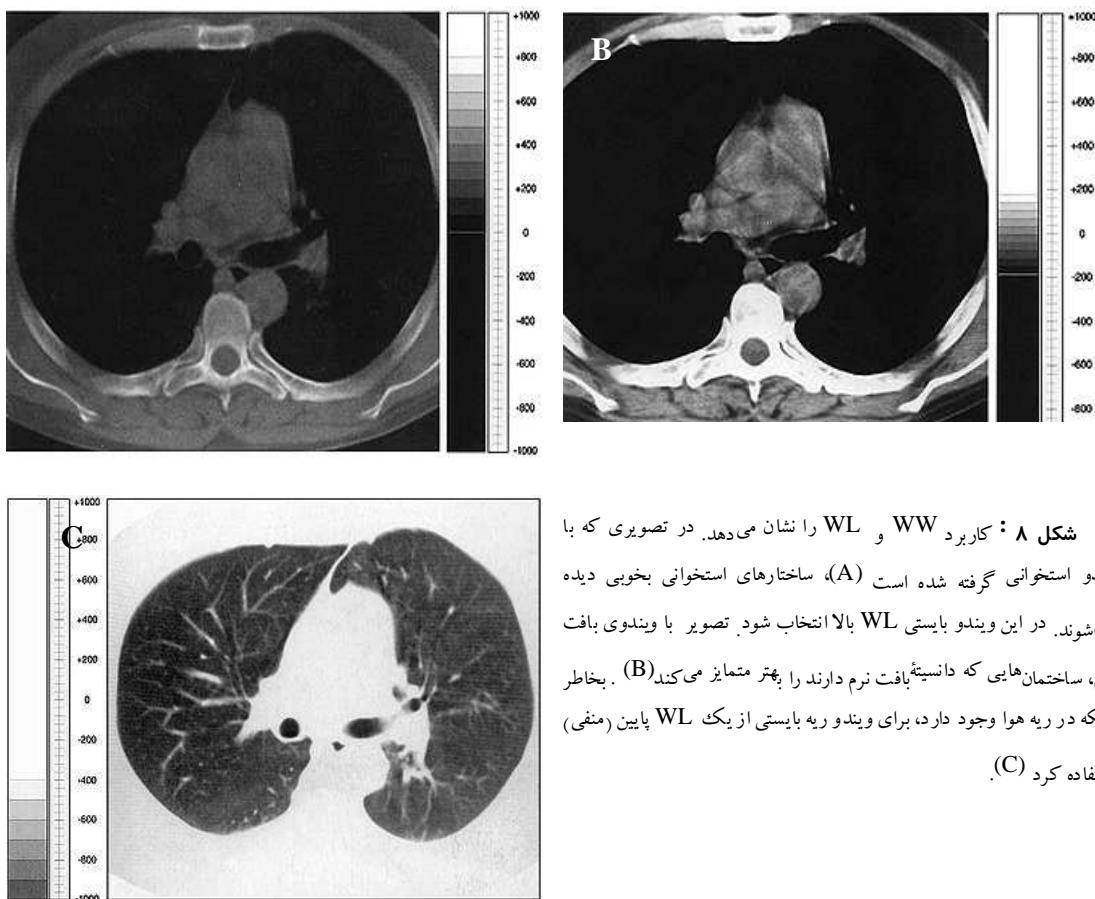
برای این منظور، تمام محدوده مقیاس خاکستری را فقط به محدوده کوچکی از اعداد سی تی اختصاص می‌دهند و همه دانسیتۀ های بالاتر از این محدوده اعداد سی تی را بصورت رنگ سفید و همه دانسیتۀ های پایین تر از این محدوده اعداد سی تی را بصورت رنگ سیاه نمایش می‌دهند. این عمل که اصطلاحاً به ایجاد پنجره یا ویندو معروف است، رادیولوژیست را قادر می‌سازد تا محدوده کتراست تصویر را کم و زیاد نماید. تعداد اعداد سی تی را که در این محدوده قرار می‌گیرند، را اصطلاحاً پهنه‌ای پنجره (window width = WW) و عددی که در مرکز این محدوده قرار دارد را اصطلاحاً سطح پنجره (window level = WL) می‌گویند.

مثال: با پهنه‌ای پنجره 250 و سطح پنجره صفر، تمام اعداد سی تی اسکن بین -125 تا $+125$ بصورت سایه‌های خاکستری نمایش داده می‌شوند. اعداد سی تی اسکن کمتر از -125 سیاه دیده شده و اعداد بزرگتر از $+125$ سفید دیده می‌شوند.

با افزایش پهنه‌ای پنجره، در هر رنگ خاکستری، محدوده وسیع‌تری از اعداد سی تی اسکن قرار خواهد گرفت و هر چه پهنه‌ای پنجره باریک‌تر در نظر گرفته شود، هر رنگ خاکستری به تعداد کمتری از اعداد سی تی محدود می‌شود. سطح پنجره را بایستی بر حسب نوع بافت مورد مطالعه تنظیم نمود. در اغلب بافت‌های نرم، سطح پنجره در محدوده بین -20 تا $+80$ ، و در استخوانها بین -250 تا $+500$ و در ریه بین -250 تا $+500$ قرار می‌گیرد.

روش تعیین سطح پنجره: برای نمایش دقیق یک ضایعه در داخل یک بافت بایستی سطح پنجره متوسط عدد سی تی ضایعه و عدد سی تی بافت مجاور ضایعه تنظیم گردد.

روش تعیین پهنه‌ای پنجره: توصیه می‌شود که پهنه‌ای پنجره دو برابر محدوده اعداد سی تی ناحیۀ مورد بررسی تعیین شود.



شکل ۸ : کاربرد WW و WL را نشان می‌دهد. در تصویری که با وندو استخوانی گرفته شده است (A)، ساختارهای استخوانی بخوبی دیده می‌شوند. در این ویندو بایستی WL بالا انتخاب شود. تصویر با ویندوی بافت نرم، ساختمان‌هایی که دانسیتی بافت نرم دارند را بهتر متمایز می‌کند (B). بخطاطر اینکه در ریه هوا وجود دارد، برای ویندو ریه بایستی از یک WL پایین (منفی) استفاده کرد (C).

تصاویری که با پهنهای پنجره عریض تهیه شده‌اند، صاف‌تر به نظر می‌رسند. برای شارپ‌تر شدن کتراست، بهتر است از پهنهای پنجره باریک استفاده شود مثلاً در مورد سی‌تی‌اسکن‌های کبد، بایستی دو تصویر یکی با پهنهای پنجره باریک (کمتر از HU ۳۰۰) و یکی با پهنهای پنجره عریض (بیشتر از HU ۳۰۰) تهیه شود، زیرا اختلاف دانسیتیه

تومور کبد نسبت به بافت نرم‌الکبده کم است.

قدرت تفکیک رنگ‌های مقیاس خاکستری یک پارامتر فیزیکی مهم در نمایشگر است که بستگی به ابعاد پیکسل نیز دارد. ماتریس تصویری می‌تواند از 64×64 تا 2048×2048 (یعنی یک ماتریس با 2048×2048 سطر و ستون) تغییر کند. اگر بخواهیم نسبت هر پیکسل در نمایشگر به اندازه واقعی آن در مقطع تصویربرداری شده را پیش‌نمایش کنیم، لازم است بدانیم که کاربر چه FOV^{۳۴} را پیش از آغاز تصویربرداری انتخاب کرده است (شکل ۲).

ناحیه دایره‌ای است که ضرایب تضعیف در آن ناحیه، اندازه‌گیری شده است. به این ترتیب خواهیم داشت:

$$\text{Pixel size} = \frac{\text{FOV}}{\text{matrix size}}$$

به عنوان مثال، اگر کاربر مقدار FOV را ۲۵ سانتی‌متر انتخاب کرده باشد و ماتریس تصویر 512×512 باشد، اندازه پیکسل 0.5 میلی‌متر خواهد بود.

³⁴ field of view

ذخیره و مستندسازی تهیه کپی سفت

بعد از اینکه کامپیوتر تصویر بازسازی شده را بدست آورد، بایستی این تصویر را در جایی ذخیره گردد، زیرا با قطع برق کامپیوتر، اطلاعات آن از بین خواهد رفت. از طرفی، ظرفیت نگهداری تصاویر زیادی را در آن واحد ندارد.

برای ذخیره کردن تصاویر، دیسک مغناطیسی، نوار مغناطیسی و یا کپی سخت استفاده می‌شود. کپی سخت به چند صورت انجام می‌گیرد. یکی از این روش‌ها، چاپ اعداد سی‌تی‌اسکن روی کاغذ است که این روش قدیمی استفاده چندانی ندارد.

روش دیگر که رایج است، تهیه تصویر از روی مانیتور است. اطلاعات دیجیتال تبدیل به آنالوگ می‌شوند و سپس بصورت تصویری نورانی روی مانیتور ظاهر می‌گردند. تصویر تشکیل شده روی مانیتور بوسیله یک سیستم اپتیکی روی فیلم مخصوص سی‌تی‌اسکن یا کاغذ پولا روید تابانده می‌شود. عکس پولا روید گران‌قیمت است و غالب در مواردی که احتیاج فوری به تهیه کلیشه می‌باشد و امکان دسترسی به تاریکی‌انه نیست، استفاده می‌شود. از طرفی، فیلم، سایه‌های خاکستری را بهتر از کاغذ پولا روید نشان می‌دهد. این امور باعث می‌شوند که اغلب از فیلم جهت کپی سخت استفاده شود.

دستگاهی که تصویر سی‌تی‌اسکن را از روی مانیتور به فیلم منتقل می‌کند مولتی فورمات نام دارد. این دستگاه همچنین می‌تواند چندین تصویر را روی یک فیلم منتقل کند.

روش جدیدتر کپی سخت، استفاده از لیزر جهت ثبت مستقیم اطلاعات دیجیتال روی فیلم است که دستگاه انجام دهنده این کار چاپگر تصویر لیزری نام دارد. فیلم‌های مورد استفاده در سی‌تی‌اسکن از نوع یک‌طرفه می‌باشند.

پارامترهای مؤثر بر کیفیت تصویر

در این قسمت، پارامترهایی (مانند رزولوشن فضایی، رزولوشن کنتراست^{۳۵} و آرتفیکت‌ها) که بر روی کیفیت تصویر نمایش داده شده تأثیر دارند، مورد بحث قرار خواهند گرفت.

((رزولوشن فضایی))^{۳۶}

رزولوشن فضایی با قابلیت نمایش اشیاء کوچکی که کنتراست بالایی دارند و با فواصل کم کنار هم چیده شده‌اند، توصیف می‌شود. این فاکتور عموماً با استفاده از فاتومهایی از جنس پلکسی‌گلاس که درون آن مجموعه‌ای از میله‌ها یا سوراخهای پر از هوا قرار دارد، انجام می‌شود.

³⁵ contrast resolution

³⁶ spatial resolution

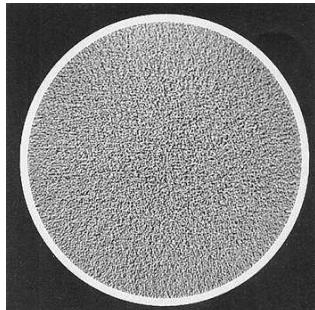
رزولوشن فضایی، اساساً با اندازه دهانه آشکارساز و لکه کانونی معین می شود. بطور کلی، رزولوشن در کناره میدان کمتر است. این امر، عمدتاً بعلت زیادتر بودن اندازه ظاهری لکه کانونی در کناره های اشعه بدبزنی است.

تصاویر سی تی اسکن (و همچنین MRI) نسبت به کلیشه های رادیوگرافی معمولی، قدرت تفکیک فضایی پایین تری دارند. زیرا ابعاد آشکارسازها در دستگاه سی تی اسکن و همچنین اندازه ماتریکس، محلود می باشد.

قابلیت تفکیک فضایی به فاکتورهای زیاد دیگری از

جمله الگوریتم بازسازی و وسیله نمایش نیز بستگی دارد.

قدرت تفکیک کنتراست



بطور ساده، عبارت از توانایی یک سیستم تصویری برای تفکیک اجزایی با اندازه نسبتاً بزرگ، که کنتراست کمی بین آنها وجود دارد، است.

اگر از یک فانتوم کاملاً یکنواخت (مثلاً آب)، مقطع سی تی اسکن تهیه شود، تصویری کاملاً یکنواخت بدست

نمی آید و تصویری دانه دانه است و به اصطلاح مقداری نویز (noise) دارد (شکل ۹). نویز، رزولوشن کنتراست را کاهش می دهد. به این ترتیب که هر چه مقدار اشعه بکار رفته بیشتر باشد، نویز تصویر نیز کمتر خواهد شد. مقداری از نویز تصویر مربوط به وجود نویز در سیستم الکترونیکی کل دستگاه می باشد؛ ولی آن چیزی که قابل تنظیم است، مقدار اشعه می باشد که با mAs کم و زیاد می شود. بنابراین می توان با بکار بردن اشعه بیشتر، نویز تصویر را کاهش داد، اما باید بخارط داشت که این کار دوز بیمار را افزایش می دهد.

رزولوشن کنتراست، نویز تصویر و دوز رادیاسیون بیمار ارتباط تنگاتنگی دارند.

آرتیفکت‌ها

آرتیفکت عبارت است از هر گونه ساختار، الگو یا اختلاف در عدد سی تی که در تصویر دیده شود؛ ولی غیرواقعی باشد (وجود خارجی نداشته باشد).

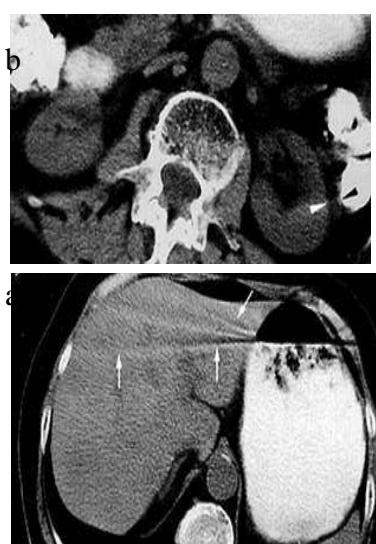
آرتیفکت‌ها همیشه از کیفیت تصویر می کاهمند و گاهی می توانند باعث تشخیص اشتباه (کاذب) شوند. بعضی از آرتیفکت‌ها مانند آرتیفکت سخت شدگی پرتو (beam hardening) و partial volume، همواره در تصاویر سی تی اسکن دیده می شوند.

بقیه آرتیفکت‌ها در اثر محدودیت‌های سخت افزاری (مانند تشعشع خارج کانونی، تغییرات kVp، عدم پاسخ خطی آشکارساز و محدودیت در الگوریتم‌های بازسازی) بوجود می آیند.

باید توجه داشت که هر چند بسیاری از آرتیفکت‌ها در اثر قوانین فیزیکی پایه و محدودیت‌های دستگاه بوجود می‌آیند، ولی می‌توان با استفاده از تکنیک‌های بالینی مناسب این آرتیفکت‌ها را کاهش داد همچنین بعضی از آرتیفکت‌ها در نتیجهٔ فرسودگی بعضی از قطعات دستگاه بوجود می‌آید که با استیمی تعمیر شوند.^{۳۸} در دستگاه‌های امروزی بعلت زمان اسکن کوتاه، آرتیفکت حرکتی بسیار کمتر از گذشته دیده می‌شوند.

آرتیفکت سخت‌شدگی پرتو^{۳۹}

در فرآیند بازسازی، فرض بر این است که از اشعه X تک رنگ^{۳۸} استفاده می‌شود. اگر این فرض برقرار باشد، لگاریتم ضریب تضعیف اندازه‌گیری شده با ضخامت بافت رابطه خطی خواهد داشت. متأسفانه در عمل، پرتوهای X که استفاده می‌شوند، پلی کروماتیک بوده و دارای طیف وسیعی از انرژی‌های متفاوت‌اند. پرتوهای X با انرژی کمتر، بیشتر جذب می‌شوند. بنابراین، در حین عبور از مواد جاذب، نسبت فوتون‌های با انرژی بالاتر افزایش خواهد یافت؛ در نتیجه، انرژی متوسط دستهٔ پرتو X زیاد می‌شود. در این حالت، میزان تضعیف اندازه‌گیری شده، رابطه خطی با ضخامت بافت نخواهد داشت. نتیجهٔ نهایی این است که تضعیف، از مقدار واقعی آن کمتر برآورد می‌شود. در الگوریتم بازسازی، روش تصحیح خطاهای بوجود آمده در اثر سخت‌شدگی پرتو پیش‌بینی شده است، اما این روش‌ها صددرصد دقیق نیستند و این آرتیفکت‌ها ممکن است بوجود آیند. در اسکن از ناحیه سر، گاهی این آرتیفکت بصورت آرتیفکت فنجانی‌شکل^{۴۰} مشاهده می‌شود.



شکل ۱: آرتیفکت حرکتی.

a): حرکت ماده حاجب داخل معده هنگام اسکن باعث آرتیفکت حرکتی می‌باشد.

b): حرکت طولی کلیه‌ها (بعلت تنفس بیمار) باعث یک نمای دوچاره شده است که تقلید هم‌atom سابکپسولار کلیه را می‌کند (فلش‌ها).

³⁷ Beam hardening artefact

³⁸ monochromatic

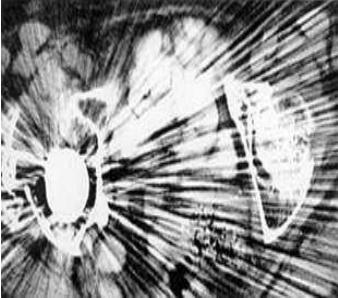
³⁹ cupping artefact

آرتیفکت حرکتی

حرکت بیمار یا احتسابی که حرکات غیررادی دارند، اثر مخبری بر تصویر دارند. به این دلیل است که برای تصویربرداری از نواحی مانند قلب، به دستگاه‌های سی‌تی اسکن بسیار سریع نیاز است. چون شکل حرکت بیمار غیرقابل پیش‌بینی است، نمی‌توان در الگوریتم بازسازی جایی را برای تصحیح اطلاعات غلط ناشی از حرکت بیمار، در نظر گرفت. بنابراین تنها راه مقابله با آن، به حداقل رساندن حرکات (مانند حبس کردن نفس) و کاهش زمان اسکن

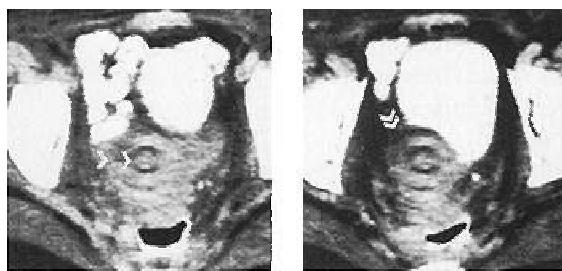
دو نوع حرکت بیمار آرتیفکت ایجاد می کند. یکی حرکت دورانی و دیگری عقب به جلو. آرتیفکت های ناشی از حرکت دورانی اثر ناگوارتری دارند (شکل ۱۰)

آرتیفکت مخطط^{۴۰}



شکل ۱۱: آرتیفکت streak

هنگامی که یک جسم با دانسیته بالا شدت اشعه را به شدت کاهش دهد، ممکن است آشکارساز هیچ سیگنالی را تولید نکند. از طرفی، یک فرض در دستگاه سی تی اسکن این است که هر آشکارساز در هر موقعیت، مقداری اشعه را دریافت خواهد کرد. بنابراین هنگامی که آشکارساز، سیگنال تولید نکند، در بازسازی تصویر اشتباہ رخ می دهد و در نتیجه آن، خطوطی روی تصویر پدیدار خواهد گشت. شکل ۱۱ آرتیفکت مخطط ناشی از پروتز فلزی در ناحیه هیپ را نشان می دهد.



شکل ۱۲: آرتیفکت حلقوی

این نوع آرتیفکت ها ناشی از تنظیم نبودن (یا نقص) یک یا چند آشکارساز در نسل سوم می باشد. هنگامی که آشکارساز تنظیم نباشد یا نقص داشته باشد، اطلاعاتی که به کامپیوتر می دهد نیز ناقص خواهد بود. از طرفی چون آشکارساز و تیوب دور بیمار می چرخد، اطلاعات مربوط به نقاط خاصی از بدن که روی دایره هایی هم مرکز قرار گرفته اند، ناقص ضبط خواهد شد که منجر به آرتیفکت هایی حلقوی شکل روی تصویر خواهد شد (شکل ۱۲).

یکی از عیوب عمده دستگاه های سی تی اسکن نسل سوم، احتمال بوجود آمدن آرتیفکت های حلقوی می باشد. این آرتیفکت زمانی بوجود می آید که یک یا چند آشکارساز معیوب باشند.

در دستگاه های سی تی اسکن نسل چهارم، در صورتی که یک یا چند آشکارساز معیوب باشند، آرتیفکت حلقوی بوجود نمی آید، زیرا تعداد آشکارسازها زیاد است و هنگام اسکن، فقط تعدادی از آشکارسازها فعال هستند (در نسل سوم، در هر لحظه تمام آشکارسازها در حال کار هستند).

⁴⁰ streak artifact

Partial Volume Effects

این آرتیفکت مربوط به اشیائی با دانسیتی بالا است که بطور نسبی به داخل مقطع اسکن برجسته می‌شوند) بخشی از شیء بداخیل مقطع برجسته شده است). چون این شیء تنها بطور ناقص در مسیر اشعه قرار می‌گیرد، دانسیتی آن پایین‌تر از حد واقعی آن نمایش داده می‌شود.

وقتی که دو یا چند شیء بطور پارشیال بداخیل مقطع اسکن برجسته شوند، ایجاد آرتیفکت خطی (streak) می‌شوند که بعلت آن است که خطای اندازه‌گیری nonlinear است. اگر یک شیء باشد، خطای اندازه‌گیری در تمام مقطع یکسان دیده می‌شود. وقتی که دو یا چند شیء باشند، منجر به خطاهایی می‌شود که از نظر نمایشی بطور قابل توجه‌ای متفاوت بوده و بصورت شعاع‌هایی است که از این اشیاء عبور می‌کند، دیده می‌شود. این اطلاعات غیریکنواخت ایجاد آرتیفکت خطی می‌کنند. این وضعیت بویژه در اسکن‌های مغز در کف جمجمه دیده می‌شود که حاوی استخوان‌های کوچک زیادی از استخوان‌های صورت و تمپورال است. شدت این آرتیفکت را می‌توان با کاهش تعداد ساختمان‌های استخوانی که بطور پارشیال در مقطع اسکن دیده می‌شوند، کاهش داد. بنابراین، این آرتیفکتها را می‌توان با مقاطع نازک کاهش داد؛ اما نمی‌توان آنها را حذف کرد. گاهی اوقات زاویه دادن به گاتری در این زمینه کمک کننده می‌باشد.

نکات تکنیکی

هر تصویر سی‌تی‌اسکن، دارای خصوصیات مربوط به خود است و بایستی فاکتورهای تکنیکی مختلفی را قبل از شروع به انجام سی‌تی‌اسکن انتخاب نمود. هر یک از این فاکتورها بر کیفیت تصویر مؤثر است. این فاکتورها شامل موارد ذیل است:

۱- میدان نمایش اسکن (SFOV⁴¹)

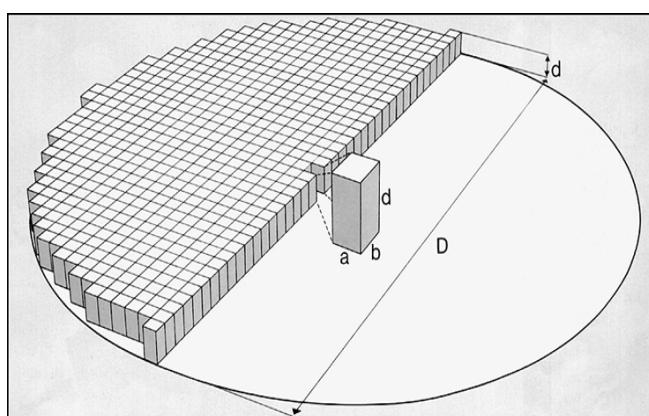
۴- فاصله مقاطع

۳- ضخامت مقطع

۶- شرایط تابش تیوب (mA and kVp)

۵- زمان اسکن

۷- اندازه ماتریکس



به منظور کسب بهترین نتایج، بایستی به فاکتورهای تکنیکی ذکر شده توجه

کامل شود. قبل از توضیح این موارد، لازم است تا مفاهیم و کسل، پیکسل، اندازه پیکسل و اندازه ماتریکس شرح داده

شوند:

(voxel) وکسل

در توموگرافی کامپیوترا، تصویری دو بعدی از یک مقطع سه بعدی (دارای ضخامت) از بدن بدست می آید. مقطع بافتی قرار گرفته روی بدن، به طور فرضی به قطعات کوچک مکعب مستطیلی شکل تقسیم می شود. هر یک از این قطعات وکسل نام دارد (شکل ۱۳). همانطور که در شکل ۱۳ دیده می شود، طول و کسل (d) برابر با ضخامت مقطع می باشد.

(pixel) پیکسل

هر یک از اجزاء تصویر سی تی اسکن، پیکسل نام دارد و مربعی شکل می باشد. پیکسل نماینده اطلاعات تمام اجزاء و کسل می باشد. به هر پیکسل یک عدد سی تی (و متعاقباً یک سایه خاکستری) نسبت داده می شود و در حقیقت، هر پیکسل فقط یک رنگ دارد.

اندازه پیکسل: (pixel size)

عبارت است عرض المان حجمی ای که پیکسل، نماینده آن است. همانطور که در شکل ۱۳ مشاهده می شود، اندازه پیکسل برابر با a و b می باشد. اصطلاح اندازه پیکسل تا اندازه ای گمراه کننده است زیرا ممکن است با اندازه ظاهری پیکسل، بعد از ثبت تصویر روی فیلم (یا نمایش آن روی مانیتور) اشتباه شود.

اندازه ماتریکس (matrix size)

این اصطلاح تعداد پیکسل های یک تصویر را بیان می کند. برای مثال، اندازه ماتریکس 125×125 ، نشان دهنده این است که تصویر از 15625 پیکسل تشکیل شده است ($125 \times 125 = 15625$). دقیقاً باشد که کلمه size، به عدد اشاره دارد نه اندازه فیزیکی.

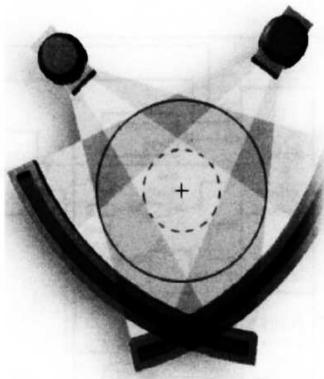
۴۳ SFOV

بیانگر اندازه میدان درون شکاف گانتری است که از آن اطلاعات لازمه برای بازسازی تصویر بدست می آید.

فیلد اسکن بایستی بدقت و بر اساس اندازه بدن بیمار و ناحیه ای که مورد اسکن قرار می گیرد، انتخاب شود. برای مثال، در اکثر بررسی های سی تی اسکن از شکم بالغین، فیلد متوسط ($32\text{--}35$ سانتی متر) را می توان بکار برد، اما برای

⁴³ scan field of view

افراد چاق و همچنین برای بررسی لگن بالغین از فیلد بزرگ (۴۰-۴۲ سانتی‌متر) استفاده می‌شود. بر عکس، فیلدهای کوچک (۲۵-۲۲ سانتی‌متر) برای اسکن اطفال استفاده می‌شود.



اندازه SFOV توسط کاربر تعیین می‌شود و بستگی به تعداد آشکارسازی دارد که به طور همزمان اقدام به جمع آوری اطلاعات می‌نمایند

۴۴ RFOV

ناحیه‌ای است که برای نمایش بر روی مانیتور انتخاب می‌شود و ممکن است برابر یا کوچکتر از فیلد اسکن باشد. انتخاب صحیح فیلد بازسازی برای افزایش قابلیت کشف ضایعات، اهمیت دارد و برای بررسی جزئیات یک پاتولوژی لوکالیزه و یا وقتی که توجه پزشک بر روی ارگانهای خاصی متوجه شده است، مفید است. وقتی که فیلد بازسازی کوچکتری بکار رود، رزولوشن فضایی افزایش پیدا می‌کند زیرا با کوچک شدن FOV، اندازه پیکسل کوچک می‌شود.

ضخامت مقطع (Slice thickness)

ضخامت برش نیز یک فاکتور مهم و متغیر است که می‌تواند تا حد زیادی جزئیات تصویر را تحت تأثیر قرار دهد. همانطور که قبلًاً شرح داده شد، ضخامت مقطع سی‌تی اسکن بوسیله کولیماتور انتخاب می‌شود. اکثر دستگاه‌های سی‌تی اسکن قادرند محدوده وسیعی از ضخامت مقطع ($1/5$ mm تا بیش از ۱ cm) را تهیه کنند. در اغلب بررسی‌های سی‌تی اسکن، ضخامت مقطع $8-10$ mm بکار می‌رود و در چنین ضخامتی تعادل خوبی بین رزولوشن فضایی (که در مقاطع نازک، رزولوشن فضایی بهتر است) و کل زمان اسکن از یک ناحیه (که در مقاطع ضخیم کوتاهتر است) برقرار می‌گردد. در مقاطع نازک، آرتیفیکت partial volume کم می‌شود ولی میزان اکسپوژر به بیمار و زمان اسکن افزایش می‌یابد.

با ایجاد فواصلی بین مقاطع، زمان کلی اسکن را می‌توان کاهش داد. اما ضایعات پاتولوژیک ممکن است در نواحی تصویر نشده پنهان بمانند. بنابراین، ضخامت مقطع و فاصله آنها بایستی مطابق با انتظارات و مسایل تشخیصی باشد. زمانی که بازسازی ثانوی (reformation) تصویر صورت می‌گیرد، مقاطع بایستی مجاور هم گرفته شود.

^{۴۴} reconstructed field of view

زمان اسکن

زمان اسکن هم می‌تواند در مشخصات تصویر تأثیرگذار باشد. اگر سرعت اسکن کوتاه باشد، از آرتیفیکت‌های ناشی از حرکات روده جلوگیری می‌شود و همچنین در مواردی که بیمار نمی‌تواند نفس خود را نگاه دارد، مفید است. تیوبهای اشعه ایکس در دستگاه‌های سی‌تی‌اسکن جدید، ظرفیت حرارتی بیشتری دارند و همچنین آشکارسازها نیز حساس‌ترند، بنابراین با این دستگاهها می‌توان مقاطعی تهیه نمود که دارای کمترین تأخیر زمانی در فواصل بین اسکنها بوده و در نتیجه تعداد مقاطع بیشتری می‌توان تهیه نمود با پیشرفت‌هایی که در طراحی تیوب اشعه ایکس و نرم‌افزارهای کامپیوتری بازسازی تصویر رخ داده است، امروزه می‌توان با دستگاه‌های سریع، سری‌های مولتی‌اسلایس ۵۰ مقطعی را در عرض کمتر از ۱۰ دقیقه تهیه نمود.

matrix size، kVp، MA

فاکتورهای دیگری هستند که در تصویربرداری دخیل هستند. در دستگاه‌های مختلف سی‌تی‌اسکن، میزان فاکتورهای یادشده بطور متفاوت تنظیم می‌شود. در تصاویر با ماتریکس 512×512 می‌توان تفاوت ضریب تضعیف بافتها را در حد ۱٪ تشخیص داد. به طور کلی با افزایش mA، قدرت تحلیل افزایش می‌یابد، ولی اکسپوژر به بیمار بیشتر می‌شود. دوز رادیاسیون بیمار به اندازه لکه کانونی، ضخامت مقطع، زمان اسکن، جثه بیمار، فاصله بین مقاطع، matrix size، kVp، mA و اشعه اسکنر بستگی دارد.

دوز رادیاسیون بیمار

دوز جذبی معمولاً برای هر مقطع سی‌تی‌اسکن، $2-4 \text{ mGy}$ می‌باشد و تقریباً در تمام انواع دستگاه‌های سی‌تی‌اسکن نزدیک به هم می‌باشد. همانطور که قبل اشاره شد، دوز بیمار به رزلوشن کنتراست تصویر نهایی بستگی زیادی دارد. از طرفی افزایش دادن کنتراست فضایی دستگاه نیز باعث می‌شود که بطور غیر مستقیم دوز افزایش پیدا کند.

در جدول ۲ مقدار متوسط دوز بیمار طی بررسی‌های سی‌تی‌اسکن از ۵ ناحیه مختلف بدن آمده است.

ارگان	دوز متوسط (mGy)
مهردها	۳۹/۳
Skull	۳۵/۸
توراکس	۲۷/۸
شکم	۲۷/۷
لگن	۲۶/۲

جدول ۲

دوز اشعه در سی‌تی‌اسکن (Radiation Dose)

امروزه دوز تابش در تصویربرداری تشخیصی مسئله بسیار مهمی برای بیمار، کاربران و سازندگان تجهیزات به ویژه سی‌تی‌اسکن به شمار می‌رود. انجام سی‌تی‌اسکن باید با توجه به دوز پرتو مناسب انجام پذیرد و این دوز با توجه به عوارض بیولوژیک پرتو تا حد ممکن پایین درنظر گرفته شود. اصل (As Low As Reasonable ALARA) مربوط به کمترین میزان قابل قبول دوز پرتو است. بر اساس اصل ALARA، این موارد باید مورد توجه قرار گیرد:

-۱ justification (توجیه پذیری): در واقع اندیکاسیون درخواست سی‌تی‌اسکن توجیه پذیر باشد.

-۲ optimization (بهینه سازی): با توجه به این مورد باید بهترین شرایط، از لحاظ افزایش کیفیت و کاهش دوز از نظر نوع فیلتر، نوع دتکتور و ...) را داشته باشیم. در واقع با توجه به اینکه در اصل ALARA، کیفیت تصویر و میزان دوز اشعه هر دو بهم مربوطند، لذا به منظور بهینه‌سازی و اجرای این اصل باید درک عمیقی بر عوامل تأثیرگذار بر روی دوز پرتو و چگونگی تأثیر این عوامل بر روی کیفیت تصویر حاصل شود.

قبل از ورود به این بحث و همچنین بحث مقایسه دوز بیمار در سی‌تی‌اسکن و رادیولوژی، ذکر نکاتی لازم است. در مورد دوز پوست، دانستن ۳ نکه حائز اهمیت است.

۱- در رادیولوژی دوز پوست در قسمت ورودی اشعه، نسبت به خروجی اشعه بیشتر است، ولی در سی‌تی‌اسکن

دوز پوست در تمام جهات مقطع (تمام نقاط پوست) برابر است.

۲- دوز پوست در سی‌تی‌اسکن از رادیولوژی بیشتر است ولی از فلوروسکوپی (بطور میانگین) کمتر است.

۳- در سی‌تی‌اسکن هرچه به مرکز بافت نزدیک می‌شویم، دوز کمتر می‌شود و از مرکز بافت به طرف پشت بیمار، دو مرتبه دوز بیشتر می‌شود. در حالیکه در رادیولوژی این‌طور نیست و دوز بیمار از مرکز عضو به طرف پشت (محل خروج اشعه)، مرتباً کاهش می‌یابد.

نکته بسیار مهمی که ذکر آن در اینجا لازم است، این است که در ارزیابی عوارض و خطرات اشعه (چه زودرس و چه دیررس) آنچه که ملاک قضاوت و مقایسه قرار می‌گیرد، باید دوز مؤثر باشد نه دوز جذبی. واحد دوز جذبی راد یا گری می‌باشد که در تعریف، یک راد برابر است با ۱۰۰ ارگ انرژی جذب شده در یک گرم ماده. دوز مؤثر (effective Dose) برابر است با حاصل ضرب دوز محلول در WT (فاکتور حساسیت). WT بستگی به حساسیت بافت‌های مختلف بدن نسبت به اشعه دارد. (عنوان مثال اعضایی مانند عدسی چشم، تیروئید و گنادها حساسیت بیشتری نسبت به اشعه دارند).

دوز جذبی یک عضو به تنها بی مقادیری است که از روی آن نمی‌توان در مورد اثرات و خطرات بیولوژیک اظهار نظر نمود. دوز جذبی فقط کمیتی است که میزان انرژی جذب شده در واحد جرمی بافت را مشخص می‌کند.

عضو	دوز جذبی (راد یا سانتی گری)
مهره کمر	۳/۹۳
جمجمه	۳/۵۸
توراکس	۲/۷۸
شکم	۲/۷۷
لگن	۲/۶۲

جدول شماره (۱) دوز جذبی بعضی اعضاء بدن در سی تی اسکن

نکاتی که از جدول شماره (۱) می‌توان نتیجه گرفت، عبارتند از:

۱- این جدول مربوط به دوز جذبی چند عضو بدن در سی تی اسکن است و همانطور که مشاهده می‌شود دوز جذبی در سی تی اسکن حدوداً بین ۲ تا ۴ راد است.

۲- این جدول برای اظهار نظر در مورد ریسک و عوارض بیولوژیک بیماری که در سی تی اسکن اشعه دریافت کرده، ارزشی ندارد.

۳- همانطور که ملاحظه می‌شود، دوز جذبی جمجمه بعنوان مثال از شکم بیشتر است و این بدليل آن است که به لحاظ ساختمان استخوانی که جمجمه دارد، اشعه بیشتری جذب می‌شود.

دوز مؤثر (Effective Dose) بعنوان دوز پرتو برای ارزیابی ریسک و عوارض بیولوژیک ناشی از پرتوگیری و مقایسه سی تی های مختلف و همچنین مقایسه دوز بیمار در سی تی اسکن و رادیولوژی معرفی می‌شود.

دوز معادل در واقع همان دوز جذبی است. منتها با لحاظ کردن انرژی و نوع اشعه. واحدش، سیورت یا رم است.

$$(1\text{Sv} = 100 \text{ rem})$$

WT، فاکتور حساسیت بافت های مختلف است. دوز مؤثر برای یک عضو تعريف نمی‌شود. بلکه برای کل بدن تعريف می‌شود، چون می‌خواهد ریسک کل بدن ناشی از پرتوگیری را بیان کند. برای محاسبه دوز مؤثر (مربوط به کل بدن) در مورد یک آزمایش سی تی اسکن، باید دوز معادل هر عضو، در آن عضو) ضرب شود و عددی بدست می‌آید. اینکار باید برای تمام اعضاء محاسبه شود و سپس همه اعداد با هم جمع می‌شوند تا دوز مؤثر (بر حسب رم یا سیورت) بدست آید.

جدولی که در ذیل می‌آید، بدليل اینکه دوز مؤثر اشعه در مورد سی تی اسکن از اعضای مختلف را معرفی می‌کند، جدول مهمی است، خصوصاً اینکه دوز مؤثر اعضای مختلف در سی تی اسکن و رادیولوژی با هم مقایسه شده است. در واقع به کمک اعداد این جدول و مقایسه آنها، می‌توان ریسک کلی از نظر عوارض و خطرات بیولوژیکی اشعه را برآورد نمود. همچنین دوز مؤثر اشعه در سی تی های مختلف را می‌توان با حد دوز مجاز اشعه سنجید.

این جدول از بولتن (National Radiological Protection Board) NR PB استخراج شده که یک

مرکز بین‌المللی حفاظت اشعه می‌باشد.

تصویربرداری	CT دوز مؤثر (بر حسب msv)	دوز مؤثر رادیولوژی (بر حسب msv)
توراکس	۹/۱ (با ۲۴ مقطع)	۰/۰۵
IVP	—	۴/۴
باریم میل	—	۳/۸
باریم انما	—	۷/۷
کلانزیوگرافی	—	۱/۲
جمجمه	۳/۵ (با ۱۲ مقطع)	۰/۲
فقرات سرویکال	۱/۹	
فقرات دورسال	۷/۸	۰/۹
فقرات لومبار	۶	۲/۲
شکم	۸/۸ (با ۳۰ مقطع)	۱/۴
لگن	۹/۴	۱/۲

جدول شماره (۲)

(برای تبدیل msv به rem باید عدد را تقسیم بر ۱۰ کرد)

لازم به توضیح است که این اعداد بسته به نوع دستگاه و شرایط پرتودهی ممکن است تغییراتی داشته باشند و فقط مقدار کلی از دوز مؤثر تصویربرداری های مختلف به ما ارائه می‌دهد. نکته دیگر اینکه این اعداد برای تعداد مشخصی مقطع در سی‌تی اسکن می‌باشد، یعنی تعداد مقطع در دوز مؤثر دخالت دارد؛ در حالیکه تعداد مقطع، بر دوز جذبی تأثیر زیادی نداشت. از این جدول نتایج مفید و کاربردی در مورد عوارض بیولوژیک اشعه (عوارض سوماتیک قطعی) می‌توان اخذ نمود.

بعنوان مثال، می‌توان گفت که ریسک عوارض بیولوژیک در مورد سی‌تی اسکن مغز (با ۱۲ مقطع)، تقریباً ۱۷ برابر یک رادیوگرافی جمجمه است، و یا دوز مؤثر یک سی‌تی اسکن ریه (با ۲۴ مقطع) تقریباً ۱۸۰ برابر یک

رادیوگرافی ریه است. یعنی اگر بیماری سی‌تی اسکن ریه (با ۲۴ مقطع) انجام دهد، همان مقدار ریسک عوارض بیولوژیک برایش دارد که همان بیمار ۱۸۰ بار رادیوگرافی ریه انجام دهد.

طراحی و آماده‌سازی بخش سی‌تی اسکن

هر چند آماده‌سازی و طراحی بخش‌های سی‌تی اسکن بعده متخصصین فن می‌باشد، ولی آگاهی نسبی از آن برای کارشناسان رادیولوژی مفید است.

سی‌تی اسکن از یک مجموعه تشکیل شده است که با هم ارتباط داشته و نحوه قرار گرفتن و محل استقرار آن‌ها بسیار مهم می‌باشد. فضای مورد نیاز برای بخش سی‌تی اسکن از دو جنبه کلینیکی و فنی قابل بررسی می‌باشد و فضای مورد نیاز باید به توجه با آن‌ها انتخاب و طراحی گردد.

هر چند امروزه سازندگان، دستگاه‌هایی تولید نموده‌اند که در کمترین فضا (۲۵) متر مربع امکان نصب آن‌ها وجود دارد ولی باید توجه داشت که بیماران ترومایی تعداد زیادی از مراجعه کنندگان این بخش را تشکیل می‌دهند. لذا در هنگام طراحی محیط باید به این نکات توجه کافی شود تا فضای کافی برای مراجعه این نوع بیماران و نحوه دسترسی و استقرار آن‌ها برای اسکن در نظر گرفته شود. بنابراین با توجه به نیاز این نوع بیماران به همراهانشان و همینطور وسائل مخصوص حمل بیمار مانند برانکارد، فضای مناسب جهت مانور باید وجود داشته باشد. علاوه بر فضای مورد نیاز جهت دستگاه باید فضای کافی برای قسمت آماده‌سازی بیمار و دستگاه‌های جانبی مورد لزوم بخش مثل قفسه‌های نگهداری دارو و کمک‌های اولیه، دستگاه یهوشی، ساکشن و انژکتور و غیره نیز در نظر گرفته شود. از نظر فنی دستگاه‌های سی‌تی اسکن بستگی به نوع و سازنده آنها از نظر شکل ظاهری و ابعاد با هم متفاوت می‌باشند ولی کلاً می‌توان قسمت‌های اصلی آن‌ها را به گانتری، تخت بیمار، کنسول کاربر، کامپیوتر و ژنراتور، ولتاژ بالا تقسیم نمود.

گانتری و تخت بیمار در یک اتاق مجزا بنام اتاق اسکن قرار می‌گیرند ابعاد اتاق اسکن بستگی به ابعاد گانتری و تخت دارد. امروزه با ساخت دستگاه‌های جدید، سعی در کاهش ابعاد گانتری و در نتیجه کاهش فضای مورد نیاز در اتاق اسکن شده است معمولاً حداقل فضای مورد نیاز در این قسمت ۳×۵ متر مربع می‌باشد. باید توجه کرد که گانتری در هنگام اسکن دارای حرکت چرخشی بوده و ایجاد لرزه و نوسان می‌کند. میزان تحمل سازه‌های بکار رفته در بنا و احتمال آسیب و خسارت آن در دراز مدت باید در نظر گرفته شود.

حفظ اشعه ایکس

مانند هر دستگاه تولید کننده اشعه برای جلوگیری از نفوذ اشے به محیط اطراف، اتاق اسکن باید سرب‌بیوبی شود. درب‌های ورودی به این اتاق نیز باید با لایه‌ای از سرب پوشیده شوند. برای جلوگیری از نفوذ اشعه، داخل چهارچوب‌ها نیز باید با سرب پوشیده شوند. علاوه بر این، هشدار دهنده وجود اشعه باید بر روی درب‌های ورودی نصب شده

و هم چنین از چراغ‌های هشدار در هنگام اسکن استفاده شود. همین‌طور از کلیدهای محافظت که با باز شدن درب ورودی موجب قطع اشعه و مانع ادامه کار جهت حفاظت افراد می‌شود نیز استفاده می‌گردد.

تامین برق دستگاه

دستگاه‌های سی‌تی اسکن معمولاً نیاز به برق سه فاز دارند. در هنگام سفارش خرید دستگاه باید به این امر توجه داشت که مشخصات ولتاژ مورد استفاده مطابق با استانداردهای ایران باشد. علاوه بر آن در صورت وجود نوسانات برق در محل مورد نظر، استفاده از رگولاتورها و تثبیت کننده‌های ولتاژ جهت دستگاه ضروریست؛ زیرا این امر باعث افزایش ریسک و خرابی دستگاه و هم‌چنین افزایش هزینه‌ها می‌شود.

توان مورد نیاز دستگاه‌های مختلف بین ۵ تا ۱۰ kVA می‌باشد. میزان مجاز نوسانات ولتاژ ورودی بین ۵ تا ۱۰ درصد می‌باشد. با توجه به توان بالای مورد نیاز دستگاه برای جلوگیری از افت ولتاژ، طول خطوط تامین ولتاژ باید حداقل انتخاب شوند. برای جلوگیری از تاثیر خطوط ولتاژ بر سیگنال‌های الکترونیکی، محل عبور کابل‌های برق، جداگانه و یا با فاصله مناسب در نظر گرفته می‌شود.

استفاده از سیستم‌های تهویه و خنک‌کننده

با توجه به توان الکتریکی نسبتاً بالای مورد نیاز دستگاه‌های سی‌تی اسکن، قسمت قابل توجه‌های از آن به گرمای زیادی تبدیل می‌شود. با توجه به شرایط اقلیمی محل نصب دستگاه و میزان گرمای محیط برای کاهش دما، نیاز به استفاده از دستگاه‌های تهویه و خنک‌کننده هوا می‌باشد.

میزان گرمایی که تیوب اشعه ایکس در هر اسکن ایجاد می‌کند حدود ۱۰۰ BTU و یا 29 W/h می‌باشد برای جلوگیری از گرم شدن بیش از حد تیوب باید از دستگاه‌های خنک‌کننده و تهویه مناسب برای دفع این میزان گرمای استفاده شود. با توجه به وجود پرتوهای یون‌ساز در اتاق اسکن تهویه مناسب هوای آن ضروریست.

وجود گرد و غبار

گرد و غبار محیط می‌تواند به قسمت‌های مختلف از جمله کامپیوتر آسیب برساند و باعث کاهش عمر دستگاه شود. وجود هر گونه گرد و غبار آلودگی در محیط و نفوذ آنها در گاتری و روی آشکار ساز می‌تواند بطور جدی در کیفیت تصاویر اثرات منفی بگذارد. بنابراین باید تا حد امکان از نفوذ گرد و غبار و دوده به داخل اتاق‌ها جلوگیری نمود و محیط را همواره تمیز نگه داشت.

دماي مناسب

بهترین دماي محیط، بین ۲۰-۱۷ درجه سانتي گراد می باشد. میزان رطوبت نسبی محیط .۳ الی .۶ درصد می باشد.
افزايش بيش از حد رطوبت محیط می تواند در عملکرد دستگاه به خصوص در درازمدت تاثير نامطلوب بگذارد. به همين دليل در مناطقی که داراي رطوبت بيش از اين هستند، باید به روش مناسب رطوبت هوا کاهش يابد.
برای جلوگیری از افزايش احتمالی درجه حرارت محیط در حد معین، معمولاً بهتر است از دستگاه های هشدار دهنده دماي محیط استفاده شود تا با هشدار به موقع از آسیب رساندن جدي به دستگاه جلوگیری شود. توجه نمایید آسیب های ناشی از افزايش دماي محیط به دستگاه و عيب يابي آن مشكل و وقت گير می باشد.

نور محیط

اتاق اسكن بايد داراي نور کافي باشد. گاهی برای مشاهده خطوط نوری تنظيم کننده موقعیت بیمار لازم است، نور محیط کاهش يابد، به همين دليل بهتر است از دیمر برای تنظيم شدت نور محیط استفاده شود. اين نوع دیمرها باید از نظر فني از كيفيت مطلوبی برخوردار باشند و داراي فيلترهای مخصوص جلوگیری از ايجاد نويز باشند. معمولاً لامپ های فلورسن特 داراي نور ييشتری بوده و کاربرد آنها توصيه نمی شود. در اتاق اپراتور بهتر است از نور پردازی غير مستقيم استفاده شود، زيرا تابش مستقيم نور در مانیتورهای تصویر ايجاد انعکاس کرده و مانع تشخيص می شود.

روشن کردن و آماده کردن دستگاه سی تی اسکن

- (۱) قبل از روشن کردن دستگاه موارد ذيل بايستي چك شود:
 - a) ارتفاع تخت بیمار، زاویه خم شدن گاشری و غيره بايستی همان شرایط قبلی باشد و تغيير نکرده باشد و گرنه احتمال خرابی وجود دارد.
 - b) وسائل اطراف دستگاه را طوري قرار دهيد که با کار کرد دستگاه تداخل نکند.
 - c) مطمئن باشيد که بعلت خرابی لوله کشي يا air conditioner و غيره آب وارد دستگاه نشده باشد.
 - d) دماي اتاق اسكن و اتاق کنترل بايستی در حد نرمال باشد.
- (۲) دستگاه را روشن می کنیم و نرمال بودن دستگاه را چک می کنیم. وقتی دستگاه روشن می شود صدای fan سرد کننده شنیده می شود.
- (۳) جهت اطمینان از کار کرد پایدار تیوب اشعه ایکس بايستی ۵ دقیقه بعد از روشن کردن دستگاه عملیات گرم کردن تیوب (warm-up) دستگاه انجام شود. این کار بايستی هر روز صبح قبل از شروع اسکن و یا اگر از دستگاه برای بيش از ۴ ساعت استفاده نشود، انجام گردد. در مرحله warm-up بايستی مطمئن بود که کسی در اتاق اسكن نباشد و درب اتاق اسکن را می بندیم. در طی اين مدت تعدادی اکسپوژر به فواصل مختلف و با شرایط مختلف انجام می شود.
- اگر به هر دليلی تا ۴ ساعت از دستگاه استفاده نشود، عمل warm-up تکرار می شود.

اگر تا ۲ هفته به هر دلیل دستگاه warm-up نشود، بایستی با مهندسین سرویس دستگاه تماس گرفته شود زیرا نوعی خاصی warm-up بنام aging نیاز است.

نحوه خاموش کردن دستگاه (system shutdown)

قبل از خاموش کردن دستگاه مطمئن باشید که تیوب X ray بقدر کافی سرد شده باشد (OLP کمتر از ۳۰٪) باشد. قبل از خاموش کردن برق کنسول دستگاه، بایستی مطمئن بود که حداقل ۳ دقیقه از آخرین اکسپوژر گذشته باشد. اگر قبل از خنک شدن کافی تیوب، دستگاه خاموش شود، عمر دستگاه و تیوب کاهش می‌یابد. برای خاموش کردن بایستی نکات زیر مورد ملاحظه قرار گیرد:

۱) گاتری و تخت را چک می‌کنیم:

a) تخت بایستی در موقعیت end position قرار گیرد. چون برای حرکت نمودن تخت از سیستم

هیدرولیکی استفاده می‌شود، تخت را بایستی به موقعیت end-position برگرداند. اگر این کار صورت نگیرد، ممکن است تخت خودبخود در اثر نشط روغن، به موقعیت خود برگردد.

b) زاویه خمیدگی گاتری بایستی صفر شود.

۲) موارد دیگر:

دستگاه و نواحی اطراف را تمیز می‌کنیم بویژه تخت را از هر گونه ماده حاجب، خون و غیره تمیز می‌نماییم. اگر بر روی دستگاه مایعاتی نظیر ادرار یا مواد شیمیایی بریزد، بلافاصلی بایستی دستگاه را خاموش کرد. بعد از آینکه تمام قسمت‌های آلوده شده را خشک کردیم و اطمینان از کار کرد طبیعی سیستم پیدا کردیم، آن را روشن می‌کنیم. در موقع تمیز کردن اتاق سی‌تی اسکن، از ترشح آب بداخل سیستم اجتناب گردد. اگر آب وارد سیستم گردد، ممکن است باعث اتصال مدار کوتاه یا آسیب دیگری در سیستم گردد.

پروتکل‌های سی‌تی اسکن

سی‌تی اسکن مغز

طرز قرارگیری بیمار بر روی تخت:

اگرچه بیمار قبل از انجام این نوع سی‌تی اسکن، نیاز به آمادگی خاصی ندارد، اما اگر نیاز به تزریق ماده حاجب است و ممکن است بیمار در حین تزریق استفراغ کند، بنابراین ۴ ساعت قبل از بررسی لازم است که چیزی نخورد. بیمار به صورت سوپاین روی تخت دراز می‌کشد و چانه خود را کمی به سمت پایین می‌کشد.

برای بیحرکت کردن سر از باندهای مربوط به سر و چانه و از بالشتک‌های کوچک (PAD) تمپورال استفاده می‌شود. برای جلوگیری از حرکت کردن بیماران بیقرار، استفاده از داروهای خواب‌آور (و یا حتی در موارد نادر، بیهوشی عمومی) ضروری است.

در بیماری که ممکن است استفراغ کند، در هنگام بستن باند مربوط به چانه، بایستی مراقبت لازم انجام شود. از بیمار خواسته می‌شود تا دستهایش را با آرامی بر روی سینه اش بصورت ضربدر بگذارد. چون بی‌حرکتی بدن کمک به بی‌حرکتی سر می‌کند، در مواردی که سطح هوشیاری بیمار پایین است، با استفاده از کمربند ویژه نیمه فوقانی و تحتانی بدن رانیز به آرامی می‌بندیم.

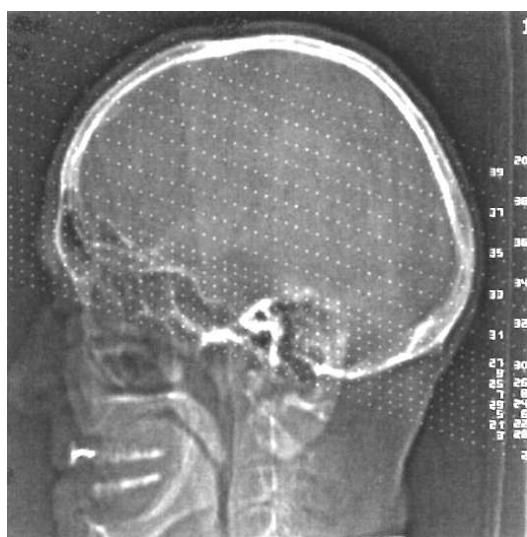
تصاویر مقطعي تهیه شده از نسج مغز بایستی قرینه باشند، بدین منظور با بکارگیری خطوط نوری درون شکاف گانتری (Light Localizer)، موقعیت سر بیمار را در پلان سازیتال، کرونال و عرضی تنظیم می‌کنیم. قرارگیری سر بیمار در محل قرار دادن سر^{۴۵} طوری تنظیم می‌گردد که خط سوپرا اریتوموآمال به موازات نور عرضی و نور لوکالیزه سازیتال درست از وسط پیشانی، نوک بینی و وسط چانه عبور کند. ارتفاع تخت نیز طوری تنظیم می‌گردد که نور لوکالیزه افقی ۲ سانتی متر بالاتر از سوراخ گوش خارجی قرار گیرد.

در کودکان جهت قرار دادن سر کودک درون گانتری، اگرچه استفاده از head rest توصیه می‌گردد، اما می‌توان سر بچه را بر روی تخت قرار داد و اسکن نمود.

به علت عدم همکاری و حرکت کردن بچه‌ها در حین بیداری، چون اسکن مغز و سایر قسمت‌های بدن مشکل است، توصیه می‌شود بررسی بچه‌ها را در حین خواب انجام داد.

تهیه اسکنوگرام:

برای تعیین برنامه اسکن (planning) رادیوگرافی دیزیتال نیمrix از جمجمه (توبوگرام یا اسکنوگرام) تهیه می‌گردد. این تصویر برای تعیین زاویه اسکن و تعیین تعداد و فواصل مقاطع دلخواه بکار می‌رود.



HEAD REST^{۴۵}

پلان مقاطع در CT مغز

محدوده اسکن:

بایستی تمام محتویات جمجمه شامل نواحی قاعده مغز تا ناحیه طاق جمجمه را اسکن نمود، زیرا ممکن است ضایعه تنها در ناحیه طاق جمجمه (ورتکس) قرار داشته باشد.

ضخامت مقطع:

بطور معمول ضخامت مقاطع اسکن از سوراخ پس سری تا لبه فوکانی استخوان پتروس با ضخامت ۵ میلی‌متر و از لبه فوکانی پتروس تا طاق جمجمه با ضخامت ۱۰ میلی‌متر تصویربرداری می‌شود. در بررسی اختصاصی از ناحیه زاویه مخچه و پونز (CP angle)، سوپراسلار و هیپوفیز از مقاطع $3 - 1/5$ میلی‌متر استفاده می‌شود.

الگوریتم:

در بیماران دچار ترومای جمجمه استفاده از الگوریتم و ویندوی استخوانی بسیار مهم است، تا بتوان جزئیات استخوانهای جمجمه و صورت و پتروس را از نظر وجود شکستگی و ضایعات استخوانی مشاهده نمود.

اعداد پیشنهادی برای تنظیم window:**الف - حفره خلفی جمجمه**

40- 50	: W.Level
80-300	: W.Width

ب - نسج مغز

30 -50	: W.Level
80 -120	: W.Width

۴_ در موارد تروما برای ویندوی استخوانی (Bone window) از اعداد ذیل استفاده می‌شود:

200 – 600	: W.Level
800 – 2000	: W.Width

ثبت تصاویر بر روی فیلم:

اکثر رادیولوژیستها تصاویر را طوری که از سمت پا به آنها نگاه می‌شود، بر روی فیلم ثبت می‌کنند. در نتیجه سمت چپ و راست نیمکرهای مغز بر روی فیلم بطور معکوس قرار می‌گیرند. تنها موارد کمی از دپارتمانهای جراحی مغز و اعصاب هستند که نمای کرانیال (از سمت سر به سمت پا) را ترجیح می‌دهند، زیرا این نما با آنچه تیم جراحی مشاهده می‌کند مطابقت دارد.

حفره خلفی^{۴۶}:

در قاعده جمجمه بعلت جذب اشعه نرم توسط استخوان پتروس، آرتیفیکت نواری سخت شدگی پرتو^{۴۷} منجر به ایجاد اشکال در تصویر نسج نرم زیرین می‌شود و باعث محو شدن قسمت فوکانی و میانی پونز مغز می‌گردد. برای کاهش این آرتیفیکتها و افزایش وضوح ضایعات کوچک، حفره خلفی جمجمه با مقاطع نازکتر ($5 - 3$ میلی‌متر) از سوراخ مگنوم تا بالا استخوان پتروس اسکن می‌شود.

وضعیت بیمار در این حالت دقیقاً شبیه به وضعیت بیمار در سی‌تی اسکن نواحی فوکانی مغز می‌باشد.

posterior fossa⁴⁶
bearm hardening⁴⁷

مقاطع کرونا مغز :

شانه بیمار در حالی که بصورت سوپاین خوایده است، بالا می‌آید و سر تا جایی که ممکن است، به عقب خم می‌شود. هدف از این کار این است که پلان مقطع، عمود بر کلیوس قرار گیرد و باستی خط اریتو مثاتال را با زاویه حدود ۷۰ درجه قطع کند.

تزریق ماده حاجب

مواد حاجب در CT.scan بطور گستردگی مورد استفاده قرار می‌گیرد، ولی در مواد دزیر نیازی به استفاده از مواد حاجب نیست؛ ترمومتر مغزی در مرحله حاد و همچنین در پیگیری بیمار ترمومایی، موارد شک به خونریزی مغزی، هیدروسفالی آتروفی مغز و اکثر موارد ناهنجاری‌های مادرزادی مغزی.

در بررسی مالفورماسیون شریانی وریدی، تومورهای مغز، بیماریهای عفونی، و همچنین بررسی نواحی سلا و هیپوفیز تزریق ماده حاجب بسیار مفید بوده و موجب بالا رفتن دقت تشخیص می‌گردد.

مقدار استاندارد ماده حاجب تزریقی در فرد بالغ معمولی شامل تزریق ۴۲-۴۸ گرم ید به شکل تزریق یک باره (بولوس) و یا به صورت انفوژیون آهسته وریدی و یا ترکیبی از هر دو روش است. بر روی هر کدام از آمپول‌ها و یا ویالهای دارو، محتوی مقدار گرم ید مشخص شده است و بر اساس آن حجم داروی مورد نیاز را تعیین می‌نماییم.

سی‌تی‌اسکن اربیت

مقاطع سی‌تی‌اسکن آگزیال از اربیت اکثر ساختمان‌های اربیت و ضایعات آن را بخوبی نمایش می‌دهند. مقاطع آگزیال کره چشم، عدسی‌ها، عصب بینایی، عضلات مستقیم خارجی و داخلی، زواید کلینوئید خلفی و استخوان اسفنوئید دیده شوند.

دستور العمل تهیه مقاطع آگزیال از اربیت بصورت زیر است:

۱_ از لحظه تشریحی، کانال و عصب بینایی زاویه منفی نسبت به خط اریتو مثاتال دارند یعنی عصب بینایی در قسمت قدامی پایین‌تر از قسمت خلفی قرار دارد. لذا اگر بخواهیم کانال و عصب اپتیک در تمام مسیر آن قابل رویت باشد، بایستی زاویه پلان مقاطع نسبت به خط اریتو مثاتال منفی باشد، یعنی زاویه مقاطع موازی خط اینفراریتو مثاتال باشد. از این‌رو، در حین تنظیم وضعیت سر، باید چانه بیمار بالا رفته یا به جای آن به گانتری کمی به سمت پایین (کودال زاویه داده شود).

۲_ ناحیه مورد اسکن از کناره تحتانی تا کناره فوقانی اربیت است.

۳- مقاطع مناسب برای بررسی اربیت، بایستی کنار هم و بدون فاصله با ضخامت مقطع ۵-۲۵ میلی‌متر به طور پیوسته گرفته شود تا تمام قسمتهای اربیت مورد ارزیابی قرار بگیرند. برای مواردی که به دنبال جسم خارجی اپاک کوچک می‌باشیم، بهتر است از مقاطع با ضخامت ۲ میلی‌متر استفاده گردد.

۴_ الگوریتم مناسب برای بازسازی تصاویر اربیت، الگوریتمی است که کناره‌ها را بهتر نمایش داده و تصاویر شارپ ایجاد نماید که برای این امر الگوریتمی مشابه الگوریتم استخوانی مناسب است.

نکته مهم : برای کاهش احتمال آرتیفیکت حرکتی، بایستی به بیمار تاکید نمود که در تمام مدت انجام سی‌تی‌اسکن به یک نقطه ثابت در روی رو نگاه کند تا کره‌های چشم بی‌حرکت و ثابت بمانند.

در بیماران مشکوک به رتینوبلاستوم و ملاتوم چشمی (تومورهای کره چشم)، بهتر است سی‌تی‌اسکن مغز با مقاطع ۱۰-۵ میلی‌متر نیز تهیه شود تا احتمال ضایعه داخل جمجمه‌ای نیز مورد بررسی قرار گیرد. اما اگر سی‌تی‌اسکن مغز بطور مجزا درخواست نشده باشد، می‌توان با بزرگ نمودن میدان بازسازی، محدوده بزرگتری را که در برگیرنده تصویر نسج مغز در خلف اریبیت نیز می‌باشد را نمایش داد (هرچند این اقدام نمی‌تواند جانشین مقاطع مغز شود، زیرا مقاطع مغز و اریبیت هر کدام با برنامه بازسازی تصویر متفاوتی بازسازی می‌شوند).

مقاطع کرونال

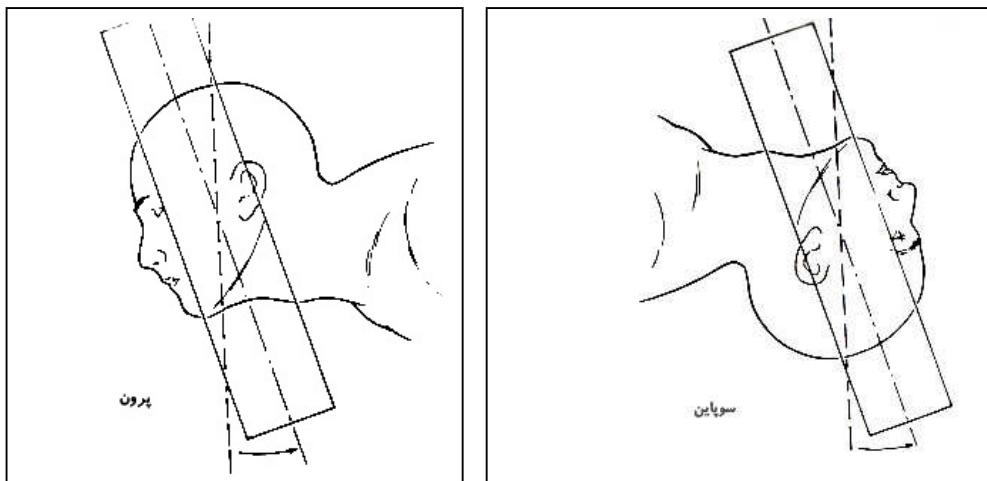
تصاویر کرونال ترجیحاً جهت بررسی قسمتهای استخوانی سقف و کف حفره اریبیت و ارتباط ضایعات اریبیت با سینوس‌های پارانازال مناسب تر از مقاطع اگزیال می‌باشند. برای بررسی تمام اجسام خارجی و ضایعاتی که در موقعیت ساعت ۶ و ۱۲ گلوب قرار دارند، تهیه مقاطع کرونال اریبیت ارجح است. مقاطع کرونال را می‌توان در حالیکه بیمار بصورت سوپاین و یا پرون خوابیده است تهیه نمود.

روش اول:

در وضعیت سوپاین سر بیمار به سمت عقب بر می‌گردد و پایین تر از سطح تن قرار می‌گیرد. برای این کار می‌توان از تکیه‌گاه مخصوص سر که سطح آن از پایینتر سطح تخت می‌باشد کمک گرفت. اگر این وسیله در دسترس نباشد، می‌توان یک بالش زیر شانه‌های بیمار قرار داد تا تنه بیمار بالاتر از سطح تخت قرار گرفته و بتوان سر را به سمت عقب خم نمود. در هر دو حالت سر بیمار در وضعیت آویزان قرار می‌گیرد. حتی‌الامکان باید سعی شود سطح کرونال با سطح برش مقاطع موازی باشد و در صورتی که امکان این عمل وجود نداشته باشد، با زاویه دادن به گانتری این امر جبران می‌شود.

روش دوم

برای تهیه مقاطع کرونال در وضعیت پرون، در حالیکه بیمار بصورت پرون خوابیده است، سرش را کاملاً به سمت پشت خم می‌نماید و زیر چانه بیمار بالشتک مخصوص قرار می‌دهیم. وضعیت ایده‌آل زمانی حاصل می‌شود که سطح کرونال بدن با سطح اسکن به صورت موازی قرار گیرند. خط افقی مرکز گانتری نیز بایستی بر کanal گوش خارجی منطبق شود. خط سازیتال نیز از وسط صورت بگذرد. برای تهیه این مقاطع بایستی بیمار قادر به حفظ وضعیت خود در طی بررسی باشد. این وضعیت برای برخی از بیماران ناخوشایند است، به طوری که نمی‌تواند سر را به اندازه کافی به عقب خم کنند و سر در نمای کرونال حقیقی قرار نمی‌گیرد. برای جبران این مسئله باید به گانتر زاویه داده شود.



طرز قرار گیری سر بیمار برای مقاطع کرونوال در وضعیت سوپاین و پرون

در هر دو حالت، پلان اسکن باستی عمود یا نزدیک عمود بر خط اربیتو مئاتال تحتانی یا خط پایه (Reid) باشد. مانند مقاطع آگزیال، مقاطع کرونوال نیز باستی کنار هم و بدون فاصله و با ضخامت مقطع ۵ - ۲ میلی متر تهیه شوند. ناحیه مورد اسکن از کناره خارجی اریبیت (به منظور کاهش تابش به لنز) تا زائده کلینوئید قدامی (قسمت قدامی سلا تورسیکا) را در برگیرد.

مقاطع سی تی اسکن اریبیت اصولا در ویندوی نسج نرم روی فیلم ثبت شده و ویندو استخوانی بیشتر برای مواردی که مشکوک به ترومما یا ضایعات استخوانی است، تهیه می گردد.

تزریق وریدی ماده حاجب

تزریق ماده حاجب وریدی برای اکثر موارد سی تی اسکن اریبیت ضروری نیست، زیرا چربی موجود در بین ساختارهای آناتومیک اریبیت، کتراست ذاتی بالایی ایجاد می نماید، اما برای ارزیابی ضایعات عروقی اریبیت کمک کننده است. این امر بستگی به تشخیص اولیه و نظر پزشک معالج دارد. مقدار ماده حاجب به ازای وزن بیمار محاسبه می گردد و تفاوتی با مقدار ماده حاجب مورداستفاده در سایر نواحی بدن از جمله مغز وجود ندارد.

اعداد پیشنهادی برای تنظیم ویندو:

الف- نسج نرم اریبیت

20 - 40	: W.Level
150 - 200	: W.Width

۴- برای ویندوی استخوانی از اعداد ذیل استفاده می شود:

200 - 600	: W.Level
800 - 2000	: W.Width

سی‌تی‌اسکن ناحیه سلا تورسیکا

امروزه MRI تا حد زیادی جای سی‌تی اسکن را در بررسی میکروآدنوم غده هیپوفیز گرفته است. در بیماری که جهت انجام سی‌تی اسکن ناحیه غده هیپوفیز مراجعه می‌کیند، تهیه مقاطع کرونال ارجح است. این مقاطع مشابه مقاطع کرونال اریت یا سینوس در وضعیت پرون یا سوپاین در حالیکه که سر به عقب برگشته است تهیه می‌گردد. گاهتری طوری زاویه داده می‌شود که پلان مقاطع عمود بر کف سلا باشد. ناحیه مورد اسکن باستی از ۳ میلیمتر عقب تراز دورسوم سلا تا ۳ میلیمتر جلوتر از زائده کلینوئید قدامی را دربر گیرد.

برای بررسی ضایعات احتمالی کوچک هیپوفیز، نظری تومور پرولاکتینوم کوچک که حفره سلا در اسکتوگرام اولیه نرمال است، مقاطع ۱/۵ میلیمتری مجاور هم از حفره سلا تهیه می‌شود. اگر به وجود توده‌ای نسبتاً بزرگ در هیپوفیز مشکوک باشیم، مقاطع مجاور هم با ضخامت ۵-۳ میلیمتر تهیه می‌شوند.

توصیه می‌شود بررسی غده هیپوفیز فقط با تزریق ماده حاجب انجام شود، مگر اینکه علایمی دال بر خونریزی (در غده هیپوفیز نرمال یا تومور) وجود داشته باشد. از آنجایی که غده هیپوفیز طبیعی فاقد سد خونی مغزی است، ماده حاجب تزریقی بلافضله جذب غده هیپوفیز می‌شود، ولی میکروادنوم‌های هیپوفیز ماده حاجب را بصورت تاخیری تر (در عرض یک تا دو دقیقه) جذب می‌نمایند. این موضوع باعث می‌گردد که میکروآدنوم در ابتدای تزریق ماده حاجب بصورت هیپردننس دیده شود. لذا تصویرگیری استاندارد هیپوفیز باستی بصورت تصویرگیری سریال سریع (هر ۱۰ ثانیه یک تصویر) و با تزریق ماده حاجب توسط انژکتور و در عرض کمتر از دو دقیقه انجام گیرد. این اختلاف کنتراست در عرض چند دقیقه از بین می‌رود. تصاویر تاخیری تر باعث محو شدن تومور شده و یا بندرت تومور بصورت هیپردننس دیده می‌شود.

اعداد پیشنهادی برای تنظیم ویندو:

الف - نسخ نرم هیپوفیز

30- 50	: W.Level
200- 600	: W.Width

۴ - برای ویندوی استخوانی از اعداد ذیل استفاده می‌شود:

200 - 600	: W.Level
800 - 2000	: W.Width

مقاطع اگزیال

برای بررسی بهتر ضایعات بزرگ ناحیه سلا و ارزیابی کیاسمای اپتیک (محل تقاطع عصب بینایی که در جلوی حفره سلا قرار دارد) می‌توان از مقاطع اگزیال سلا استفاده نمود.

بدین صورت که مقاطع ۵ میلیمتری دارای پلان موازی با خط اربیوتوماتال مجاور هم از زیر کف سلا تا بالای کیاسمای اپتیک (سیسترن سوپرا سلار و کف نیمکره های مغز) تهیه می‌شوند. تصاویر ناحیه سلا با کوچک کردن SFOV و RFOV و متراز نمودن تصویر بر روی ناحیه سلا تهیه می‌گردد.

سی تی اسکن استخوان تمپورال

جهت بررسی ارگانهای شناوی و تعادل که درون استخوان پتروس (که جزئی از استخوان تمپورال است)، از سی تی اسکن با انجام مقاطع ظریف استفاده می‌شود. معمولاً فاکتورهای شایعی که مورد استفاده قرار می‌گیرند شامل موارد زیر است:

- ۱- مقاطع ظریف و بدون اورلپ / ۱/۵ (ویا در مواردی که بازسازی تصویر در مقاطع ساژیتال مورد نظر است ضخامت مقطع ۱/۵ میلی‌متر و فاصله مقاطع ۱-۱/۵ میلی‌متر با ۵/۵ میلی‌متر اورلپ).
- ۲- تکنیک low mAs
- ۳- بازسازی تصویر با الگوریتم استخوانی
- ۴- اندازه ماتریکس بزرگ (۵۱۲ × ۵۱۲ به بالا).
- ۵- FOV کوچک (۱۸ سانتی‌متر)، تهیه فیلم با بزرگ نمائی.
- ۶- نمایش تصاویر با window width جداکثر.

نارک بودن ضخامت مقاطع (و در نتیجه افزایش نویز تصویر) برای بررسی HRCT روشن استخوان تمپورال مشکلی ایجاد نمی‌کند زیرا بطور ذاتی اجزاء داخلی استخوان تمپورال، رزلوشن کنتراست بالای دارند. کشف پاتولوژی نسج نرم در گوش میانی توسط سی تی اسکن، بدليل ایجاد beam hardening استخوان پتروس و همچنین افزایش نویز، غیر اختصاصی و نامطمئن است.

برای اکثر موارد بررسی ساختمانهای استخوانی تکنیک low MA کافی است. اما برای ارزیابی مغز و دیگر نسوج نرم از تکنیک MA بالاتر با مقاطع ضخیم‌تر (۵ میلی‌متر) و تزریق ماده حاجب ضروری می‌باشد. برای رسیدن به رزلوشن قابل قبول، تنها بخشی از استخوان پتروس که مورد نیاز است بر روی فیلم ثبت می‌گردد. بنابراین به استخوانهای پتروس بزرگ‌نمایی داده و آنها را بطور مجزا بر روی فیلم ثبت می‌کنیم. تنها در اینصورت است که می‌توان ساختمانهای کوچک نظیر استخوانچه‌ها، کوکله آ و مجرای نیم‌دایره‌ای را می‌توان شناسایی نمود. ساختمانهای داخلی استخوان تمپورال با لدمارک‌های آناتومیک قابل مشاهده، بطور ثابت مطابقت دارند. لدمارک قابل مشاهده در تصویر scout لترال، خط baseline انتروپولوژیک است (خطی که قسمت فوقانی EAM را به ریم اریتال تحتانی متصل می‌کند).

مقاطع اگزیال

بطور روشن تصاویر اگزیال در تمام بیماران گرفته می‌شوند. مؤلفین معتقدند که بعنوان روش اسکرین برای ضایعات نسج نرم و استخوان، یعنی تصاویر اگزیال کافی است و تصاویر کرونال و دیگر روش‌های بازسازی می‌توانند در شرایطی خاص ارزشمند باشند.

مقاطع اگزیال انتخابی، EAM را به سقف اریتات متصل می‌کند. این مقطع، ۳۰ درجه زاویه فوقانی نسبت به خط انتروپولوژیک (خطی که ریم تحتانی اریتات را به کanal گوش خارجی متصل می‌کند) دارد. این مقاطع با مجرای نیم‌دایره‌ای لترال موازی بوده و ساختمانهای استخوان تمپورال و آناتومی گوش داخلی را بطور کاملتر نمایش می‌دهند و اورلپ کمتری دارند.

EAC (قاعده کوکله آ) تا سقف پیرامید پتروس (بالای مجرای نیم‌دایره‌ای) : از کف Scan area-

FC2 . برای جزئیات استخوانی FC3 استفاده می کنیم.
 Zooming- مجزا بر هر دو IAC (بزرگ نمایی با افزایش تعداد پیکسل و یا با استفاده از RFOV)
 به بیمار تاکید می گردد تا حدی که می تواند ثابت بماند تا تصاویر قرینه از استخوان پتروس دو طرف تهیه شوند.
 - در ابتدا می توان برای تهیه پلان دقیق تصویر اسکنونگرام را بزرگ نمود.
 اعداد پیشنهادی برای تنظیم ویندو:

200 – 600	: W.Level
800 – 2000	: W.Width

مقاطع کرونال

بیمار در وضعیت پرون و در حالتی که سرش به عقب برگشته، قرار می گیرد. معمولاً مقاطع کرونال در زاویه‌ای حدود ۱۲۰-۱۵۰ درجه نسبت به خط آنتروپولوزیک تهیه می شوند.

OML موازی سرتخت قرار می گیرد.

محدوده اسکن: از قسمت خلفی مفصل Tmj (قسمت قدامی کوکلئ آ) تا ۸-۶ میلی‌متر خلف EAC (قسمت خلفی سمی سیرکولار خلفی).

- بر هر دو IAC بطور مجزا زوم می شود.

تصاویر سازیتال تنها در موارد انتخابی می توانند مفید باشند.

تصاویر سازیتال معمولاً با بازسازی کامپیوترا اطلاعات تصاویر آگزیال یا کرونال تهیه می شوند.

سی‌تی‌اسکن سینوس‌های پارانازال

در بررسی و برنامه‌ریزی درمان بیماری سینوس‌ها، سی‌تی‌اسکن روش اساسی تشخیصی است. این تکنیک بررسی دقیق و مستقیم از آنatomی سینوس‌های پارانازال در مقاطع آگزیال و کرونال و همچنین تصاویر بازسازی شده در پلان سازیتال را ارائه می کند.

بیمارانی که با علایم بیماری سینوس‌های پارانازال مراجعه می کنند، بر اساس علائم و شرح حال بالینی (تاریخچه عود مکرر بیماری سینوس‌ها، آکرژی، شروع علائم (حداد یا مزمن) بیماریهای ارثی (نظیر فیبروز کیستیک و یا سندرم بیحرکتی مژکها) و تاریخچه تروما و روش درمان احتمالی به دو دسته تقسیم می شوند:

۱- بیماران دچار علایم حداد و آنها یکی که از نظر بالینی نیاز به روش تشخیصی جهت درمان غیرجراحی دارند، و باستی برای آنها سی‌تی‌اسکن محدود انجام داد.

۲- بیمارانی که برایشان جراحی سینوس به روش اندوسکوپی مدنظر است، و باستی برای آنها بررسی کامل سینوس‌ها انجام شود.

سی‌تی‌اسکن محدود سینوس‌ها

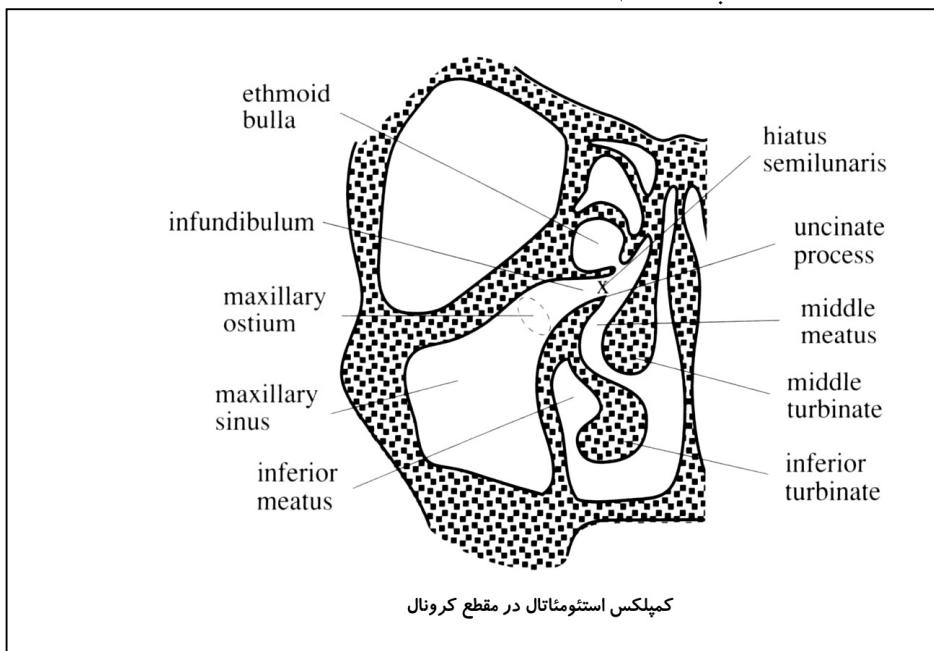
این بررسی برای غربالگری بیماران دچار بیماری حد سینوس‌ها و برای پیگیری غیرجراحی بیماری سینوس بکار می رود. یک روش بررسی سریع است که ارزشی در حد بررسی چهار جهت از سینوس‌ها دارد، با این اختلاف که سینوس‌ها بهتر نمایش داده می شوند و بیمار اکسپوژر کمتری دریافت می کند. هدف این بررسی نمایش ساختمان‌های مختلف سینوس‌ها و بررسی از نظر وجود یا فقدان بیماری فعل سینوس‌ها است.

بررسی محدود از سینوس‌ها شامل ۶ مقطع آگزیال در وضعیت سوپاین به فواصل مساوی و موازی با کام سخت تا ناحیه فوقانی سینوس فرونتال، باضافه ۶ مقطع کرونال به فواصل مساوی و عمود بر کام سخت از سوچور نازوفرونتال تا سینوس اسفنوئید، است. ضخامت مقاطع ۵ میلی‌متری انتخاب می‌شود تصاویر حاصله در ویندوهای مخاطی و نسج نرم بر روی فیلم ثبت می‌شوند.

سی‌تی‌اسکن کامل

اگر احتمالاً جراحی سینوس به روش اندوسکوپی مد نظر است و یا بررسی دقیق تری از سینوسها مورد نیاز است، بایستی یک بررسی کامل از سینوسها انجام شود. این روش برای بررسی قبل از عمل و برنامه‌ریزی آن، مناسب‌تر از سی‌تی‌اسکن محدود سینوسها است.

ضخامت مقاطع و ناحیه‌ای که باید اسکن شود، بیمار را در وضع پرون خوابانیده و مقاطع کرونال ۳ میلی‌متری مجاور هم از سوچور نازوفرونتال در قسمت جلو تا سینوس اسفنوئید در قسمت خلفی تهیه می‌گردد. سپس از بیمار در وضعیت سوپاین مقاطع ۵ میلی‌متری از کام سخت در قسمت پایین تا بالای سینوس فرونتال تهیه می‌گردد. **الگوریتم:** بهتر است از الگوریتمی است که کناره‌ها را بهتر نمایش داده و تصاویر شارپ ایجاد نماید، استفاده نمود. برای این امر الگوریتمی مشابه الگوریتم استخوانی مناسب است.



تزریق وریدی ماده حاجب در سی‌تی‌اسکن سینوس

تزریق ماده حاجب وریدی برای موارد معمول و روتین سی‌تی‌اسکن سینوس‌ها (هم بررسی محدود و هم بررسی سی‌تی‌اسکن کامل سینوس‌ها) ضروری نیست. این امر بستگی به تشخیص اولیه و نظر پزشک مربوطه دارد. در بعضی بیماران نظیر بیماران دچار بیماری شدید سینوس و یا در بیماران مشکوک به بدخیمی بایستی یک بررسی کامل سینوس همراه با تزریق ماده حاجب انجام شود.

اعداد پیشنهادی برای تنظیم ویندو:

الف- نسج نرم
40 – 50 : W.Level
250 : W.Width

۴- برای ویندوی مخاطی از اعداد ذیل استفاده می‌شود:

- 200 : W.Level
2000 : W.Width

تمام تصاویر کرونال در ویندوهای مخاطی و نسج نرم بر روی فیلم ثبت می‌شوند، در حالیکه تصاویر اگزیال تنها در ویندوی مخاطی بر روی فیلم ثبت می‌شوند.

سی‌تی‌اسکن گردن

قبل از انجام سی‌تی‌اسکن دندان مصنوعی و تمام پروتزهای قابل برداشت، بایستی برداشته شوند. قرارگیری صحیح سر بیمار اهمیت زیادی دارد. زیرا عدم تقارن ساختمانهای موجود در مقاطع اسکن ممکن است تفسیر آنها را دچار اشکال کند و گاهی ممکن است تقلید نمای پاتولوژی نماید. بیمار بصورت سوپاین بر روی تخت می‌خوابد. گردن بیمار اکستند می‌شود، طوری که راموس افقی مندیل عمود بر تخت و پلان مقاطع موازی استخوان هیوئید باشد. شانه‌ها رلاکس شده و در حدی که مقدور است، پایین قرار می‌گیرد، تا شانه‌ها از فیلد اسکن خارج شوند.

ضخامت مقاطع و ناحیه‌ای که باید اسکن شود: اگر محل پاتولوژی در گردن ناشناخته است، مقاطع اسکن از قاعده جمجمه (کanal گوش خارجی) تا مدخل توراکس (سطح فوقانی مانوبریوم) تهیه می‌شوند. معمولاً مقاطع گردن با ضخامت ۵ میلی‌متر تهیه می‌شوند. هر زمان ممنوعیت وجود نداشته باشد، بررسی سی‌تی‌اسکن گردن با تزریق ماده حاجب انجام می‌شود.

اگر پاتولوژی در قسمت تحتانی گردن قرار دارد، برای اجتناب از آرتیفکت‌های دندانی، مقاطع را از راموس مندیل تا مدخل توراکس یعنی دنده اول تهیه می‌کنیم. وقتی آرتیفکت‌های پروتر دندانی وجود داشته باشد، این ناحیه را می‌توان با زاویه دیگری تهیه نمود.

تمام مقاطع در حالتی که بیمار بطور آرام نفس می‌کشد، تهیه می‌شوند و بیمار در طی انجام اسکن نباشی عمل بلع انجام دهد و یا سرفه کند. وقتی از بیمار خواسته می‌شود تا نفسش را نگه دارد. بیمار در این حالت، تقریباً همیشه مانور والسالوای نسیی انجام می‌دهد و انجام این مانور باعث تغییر شکل راه هوایی حنجره می‌شود. گاهی اوقات برای نمایش سینوسهای پیریفورم یا چینهای آری‌اپیگلوت ارزشمند است که از بیمار خواسته شود تا حرف E را تلفظ کند و یا مانور والسالوای تغییر یافته انجام دهد.

تزریق وریدی ماده حاجب

استفاده از ماده حاجب در بررسی سی‌تی‌اسکن گردن ضروری است، مگر اینکه نارسایی کلیوی یا دیگر موارد ممنوعیت تزریق ماده حاجب وجود داشته باشد. با تزریق وریدی ماده حاجب بیماری‌های بدخیم و التهابی با دقت بیشتری مشخص می‌شوند. اگر ممنوعیت مطلق تزریق ماده حاجب باشد، در اینصورت بهترین روش بررسی، MRI است.

برای مشخص شدن کافی عروق گردنی (در مقایسه با نواحی دیگر مثلاً مغز) نیاز به دوزهای بالاتری از ماده حاجب است. تصاویر با کیفیت قابل قبول معمولاً با تزریق ۳۵ گرم ید بددست می‌آید و ماده حاجب با تکنیک bolus drip تزریق می‌گردد. نیمی از ماده حاجب بصورت بولوس تزریق می‌شود و نیمی از آن بصورت رقیق شده در سرم در حین انجام سی‌تی‌اسکن بطور سریع دریپ می‌شود. این روش تزریق باعث ایجاد سطح ماکریم ماده حاجب در عروق گردن می‌شود و قابلیت مجزا کردن ساختمانهای عروقی را از نسوج نرم دیگر بویژه عضلات و غدد لنفاوی، را

فراهم می نماید. تهیه مقاطع بلا فاصله بعد از تزریق ماده حاجب شروع می شود. در یک فرد بالغ مقدار کلی یک تزریق شده نبایستی از ۴۲ گرم زیادتر باشد.

تصاویر طوری روی فیلم ثبت می شوند که از سمت پایین به آنها نگاه می کیم. بنابراین لوب راست تیروئید در سمت چپ تراشه دیده می شود. تصاویر را بایستی با SFOV کوچک تهیه نمود تا جزئیات ساختمانهای کوچک در گردن بهتر مشخص شوند. در ناجیه حفره کلاویکولار و اگزیلاری SFOV افزایش داده می شود تا اختلالات احتمالی را در بر گیرند.

از آنجایی که در سی تی اسکن گردن، دوز رادیاسیون تیروئید قابل توجه است، بنابراین برای درخواست انجام این بررسی نیاز به اندیکاسیون بالینی و ضرورت انجام آن برای بیمار است تا نهایتاً دوز رادیاسیون تیروئید را توجیه نماید.

سی تی اسکن نازوفارنکس

وقتی مقاطع سی تی اسکن از ناجیه نازوفارنکس درخواست می گردد، ناحیه اسکن محدود به ناجیه کوچکتری از گردن می گردد. در این شرایط ناجیه ای که باید اسکن شود از کناره تحتانی اریبیت تا قسمت تحتانی ماگزیلا است. پلان مقاطع نیز موازی خط آنتروپولوژیک Base line (۱۰-۱۲ درجه زاویه منفی نسبت به OML) بیان می گردد. از بیمار خواسته می شود که در هنگام اسکن عمل بلع انجام ندهد و در طی اسکن بعد از یک نفس عمیق تنفس را بصورت معلق نگه دارد.

سی تی اسکن حنجره

وقتی مقاطع سی تی اسکن از ناجیه حنجره درخواست می گردد، نظیر مورد فوق ناجیه اسکن محدود به ناجیه کوچکتری از گردن می گردد. در این شرایط ناجیه ای که باید اسکن شود از قاعده زبان (یا زاویه مندیبل) تا مهره C7 تعیین می گردد. پلان مقاطع موازی طنابهای صوتی خواهد بود، یعنی پلان مقاطع طوری تنظیم می شود که خط OML عمود بر تخت باشد. مقاطع ظریف ۲ میلیمتری از ناجیه طنابهای صوتی تهیه می گردد. به بیمار تاکید گردد که در طی اسکن عمل بلع انجام ندهد و بعد از دم کامل نفسش را بصورت معلق نگه دارد. بسته به هدف اسکن ممکن است از مانور والساوای تغییر یافته برای بهتر دیده شدن سینوس پیریفورم و چینهای آری اپیگلوت استفاده شود.

سی تی اسکن تیروئید

وقتی مقاطع سی تی اسکن از ناجیه تیروئید درخواست می گردد، نظیر مورد فوق ناجیه اسکن محدود به ناجیه کوچکتری از گردن می گردد. ستون قراتس سرویکال موازی با سر تخت باشد، و دستها موازی بدن قرار گیرد. ناجیه ای که باید اسکن شود از استخوان هیوئید تا قوس آئورت. شانه ها و دستهای بیمار تا حدی که ممکن است پایین باشد تا از آرتیفکت اجتناب شود به بیمار تاکید گردد که بعد از دم کامل در طی اسکن نفسش را بصورت معلق نگه دارد.

اعداد پیشنهادی برای تنظیم ویندو:

ویندوی نسج نرم گردن

10- 50	: W.Level
300- 600	: W.Width

سی تی اسکن دیسه

■ در انجام سی تی اسکن های روتین ریه، از نکات ذیل تبعیت می گردد:

در هنگام اسکن ریه، بیمار در وضعیت سوپاین بر روی تخت قرار می گیرد. برای کاهش آرتیفیکت های خطی عرضی که در اثر وجود کمربند شانه ای، بر روی قله های ریه ایجاد می شود، دست ها بالای سر قرار می گیرند. برای تصاویر نسج ریه الگوریتم دارای قدرت تفکیک فضایی بالا مفید است.

ناحیه ای که باید اسکن شود: تمام توراکس از قاعده گردن (قله ریه ها) تا رفلکشن خلفی پلور تهیه می شود: برای staging کارسینومای ریه، مقاطع تا حد غدد آدرنال دو طرف ادامه می یابد.

ضخامت مقاطع: برای بررسی روتین ریه، مقاطع ۸-۱۰ میلیمتری کنار هم و بدون فاصله، تهیه می شود. برای بررسی بهتر نواحی هیل ریه ها، می توان از نواحی هیل ریه ها مقاطع ۵ میلیمتری تهیه نمود.

قبل از انجام اسکن تکنیک صحیح نفس کشیدن را به دقت به بیمار توضیح می دهیم (نفسش را بعد از یک دم عمیق معلق کند) تا از آرتیفیکت ناشی از تنفس اجتناب شود.

برای بررسی جزئیات، مثلاً در طی بررسی ندولهای ریوی محیطی ریه از نظر کلسفیکاسیون، مقاطع ۲ میلیمتری کنار هم از ناحیه مشکوک تهیه می گردد. برای ارزیابی کلسفیکاسیون در ندول کوچک ریوی نیاز به مقاطع اول لپ شده و با ضخامت کمتر از حداقل قطر ندول می باشد.

در بررسی از نظر آدنوباتی یا توده های ناحیه هیل ریه، مقاطع ۵ میلیمتری کنار هم باستی گرفته شود. اگر شواهد کلینیکی یا رادیو گرافی دلالت بر وجود پاتولوژی در نواحی هیل ریه یا برونشهای مرکزی داشته باشد، مقاطع ناحیه کاربینا و سگمان های برونش لوب تحتانی با ضخامت مقطع ۷-۵ میلیمتر تهیه می شود. اگر جزئیات تصویری در مقاطع اولیه بدست آمده ناکافی باشند، معمولاً می توان از نواحی سؤال انگیز اسکن مجدد با مقاطع ظریفتر ۴-۵ میلیمتر تهیه نمود.

RFOV باستی در حداقل ممکن و طوری باشد که تمام پاتولوژی ریه مورد بررسی قرار گیرد. بطور مثال، در افراد چاق که به حدود ۵۰ سانتیمتر نیاز دارند (تا تمام نسج نرم نمایش داده شود)، از RFOV ۴ سانتیمتر استفاده می شود تا ینکه تنها محتویات قفسه صدری (بدون نمایش چربی زیرجلدی) نمایش داده شوند.

تزریق وریدی ماده حاجب در سی تی اسکن ریه

برای مشخص شدن آناتومی هیل ریه و ساختمانهای نسبی و عروقی مدیاستن، از تزریق ماده حاجب استفاده می شود. برای این منظور معادل ۳۰ گرم ید از ماده حاجب وریدی تزریق می گردد. مؤلفین، تزریق ماده حاجب وریدی را در بررسی اولیه همه بیماران توصیه نمی کنند، مگر در مواردی که مشکوک به وجود دیسکشن آثرت و ترومای شریانی هستیم.

اعداد پیشنهادی برای تنظیم ویندو:

هر بررسی سی تی اسکن ریه باستی بطور کامل حداقل در دو ویندوی «مدیاستن و نسج نرم» و ویندوی «ریه» بر روی فیلم ثبت شود. توصیه می شود که $w.width$ ، دو برابر محدوده اعداد سی تی اسکن ناحیه مورد بررسی تعیین شود. مثلاً برای ریه ها، HU ۱۵۰۰-۲۰۰ و برای مدیاستن HU ۴۰۰-۵۰۰.

الف - نسج نرم و مدیاستن

0 - 50	:	W.Level
400-500	:	W.Width

این ویندو برای نمایش آناتومی نسج نرم مدیاستن و جدار قفسه سینه بکار می‌رود. و در آن افتراق بین نسج چربی، مایع، نسج نرم، کلسيفيكاسيون و در صورتی که ماده حاجب تزریق شده باشد، دانسته عروق براحتی مشخص می‌شود.

ب- برای ویندوی ریه از اعداد ذیل استفاده می‌شود:

$700 - 300$: W.Level

$1500-2000$: W.Width

برای بررسی تنگی برون‌شها، گاهی اوقات بهتر است از $WL = 500$ تا 250 و $WW = 500$ تا 1000 استفاده نمود.

تکنیک HRCT

- تکنیک‌های HRCT باعث بهبود رزلوشن فضایی می‌شوند و توسط HRCT نمایش پارانشیم ریه تا سطح لبول ثانوی میسر است، اما باعث افزایش نویز تصویر می‌شوند. اگر چه ضروری نمی‌باشد، اما افزایش kVp و mA باعث بهبود نسبت سیگنال به نویز می‌شود.
- FOV باستی در حد پارانشیم ریه‌ها کاهش یابد.
- ضخامت مقاطع $1-2$ میلی‌متر تعیین می‌گردد. الگوریتم بازسازی تصاویر باستی از تکنیک‌هایی که وضوح تصویری کناره‌ها را تشدید و زمان تصویرگیری سریع دارد در خیلی از مراکز الگوریتم HRCT، الگوریتم بازسازی تصاویر استخوان است.

اعداد پیشنهادی برای تنظیم ویندو:

الف- نسج نرم و مدیاستن

$0 - 50$: W.Level

$400-500$: W.Width

ب- برای ویندوی ریه از اعداد ذیل استفاده می‌شود:

$700 - 300$: W.Level

$1500-2000$: W.Width

نکات مهم در مورد HRCT

الگوریتم‌های HRCT برای اختلالات مدیاستن و شکم کمتر مناسب‌اند، زیرا کشف آدنوپاتی مدیاستن و ضایعات کانونی کبد را مشکل‌تر می‌کند.

الگوریتم HRCT تمایل دارد که افزایش ضخامت پلورال را تشدید کند، فاکتور مهمی که در هنگام ارزیابی بیماران دچار آسپستوز بایستی مورد توجه قرار گیرد در بررسی ندول ریوی از نظر وجود کلسيفيكاسيون، از تکنیک استاندارد استفاده می‌شود، زیرا خواص تشدید کناره‌ها edge-enhancement الگوریتم HRCT باعث می‌شود که ندول‌ها دنس‌تر بنظر برستند و می‌تواند بطور کاذب تقلید کلسيفيكاسيون نماید.

سی‌تی‌اسکن شکم

پوزیشن بیمار

غلب سی‌تی‌اسکن‌های شکم در وضعیت سوپاین انجام می‌گیرد و دستهای بیمار بالای سرش قرار می‌گیرد. وضعیت دکوبیتوس راست باعث پرشدن مطلوب انתרوم معده و خم دئونوم می‌شود، ولی موقعی استفاده می‌شود که ضایعات

شناخته شده این ناحیه مورد ارزیابی قرار می‌گیرد. پوزیشن احساء شکمی هنگامی که بیمار در وضعیت سوپاین قرار دارد، با موقعی که پرون است، تفاوت‌هایی دارد.

آمادگی بیمار

مراجعین برای انجام سی‌تی اسکن شکم بایستی به مدت ۶ ساعت ناشتا باشند (تنها مصرف آب مجاز است). قبل از شروع بررسی شکم، دادن ماده حاجب خوراکی پیش نیاز ضروری برای تشخیص دقیق است، زیرا لوپ‌های روده‌ای بدون ماده حاجب می‌توانند تقلید یک توode یا بزرگی غدد لنفاوی نمایند. آمادگی قبلی روده بزرگ با ماده حاجب نیز بویژه برای موقیت بررسی‌های لگن اهمیت دارد.

ماده حاجب خوراکی

شکل و پوزیشن اکثر بخش‌های دستگاه گوارش را می‌توان در اسکن‌های ساده نمایش داد. با این حال دانسته نسج نرم محتویات روده ممکن است تفسیر اسکن‌های ساده را مشکل نماید. به همین علت بطور معمول از ماده حاجب در بررسی شکم استفاده می‌شود.

عدد سی‌تی روده، کولون و معده نزدیک به اعداد سی‌تی کبد، پانکراس، عضله و ساختمان‌های غیراپاک عروقی است. بسیاری از مراکز بطور روتین از مواد حاجب خوراکی استفاده می‌کنند. در عمل، آنچه که در بخش‌های ما بکار می‌رود، ماده حاجب محلول در آب (اروگرافین) است.

برای بررسی ناحیه اپیگاستر بویژه برای ارزیابی پوزیشن پانکراس بطور طبیعی اپاسیفیه نمودن دستگاه GI فوکانی تا ناحیه ایلثوم پروگزیمال کافی است. با این حال برای تشخیص دقیق فضای رتروپریوئن و ارگانهای لگنی بایستی هم روده بزرگ و هم روده کوچک اپاسیفیه گردند. غلظت ماده حاجب در لومن روده بایستی در یک محدوده خاص باشد تا از ایجاد آرتیفیکت اجتناب شود. برای ارزیابی روده دانسته ماده حاجب در حد HU ۱۵۰-۲۰۰ توصیه می‌گردد؛ ولی چون دستگاه‌های سی‌تی اسکن مختلف حساسیت متغیری در کشف ید دارند، این امکان وجود ندارد که قاعده کلی برای درجه رقت ماده حاجب عنوان گردد. در عمل محلولهای اروگرافین یا گاستروگرافین ۴٪ مؤثر بوده‌اند و رقت آن را می‌توان براساس تجربه شخصی تنظیم نمود. بایستی از دانسته بیش از HU ۲۰۰ اجتناب شود زیرا آرتیفیکت رخ می‌دهد.

اهمیت دارد که بیمار ماده حاجب را بصورت قسمتهای کوچک تا درست قبل از شروع بررسی میل کند. برای تخلیه بهتر معده بیمار می‌تواند در وضعیت لترال راست قرار گیرد. چون پاساژ روده‌ای ماده حاجب بسیار متغیر است، زمان لازم برای اپاسیفیه شدن دلخواه (وهمچنین در مورد رکتوم) رانمی‌توان بطور مطمئن پیش بینی نمود. ممنوعیت‌های معمول برای اپاسیفیه نمودن دستگاه گوارش با باریم در اینجا نیز بکار می‌رود. در بعضی شرایط خاص بعضی قسمتهای گوارش (نظیر معده، رکتوم و سیگموئید) بایستی با آب پرشوند تا یک تصویر کنترast منفی بدست آید. در این حالت بعد از یک تزریق بولوس وریدی ماده حاجب تصویری هیپردنس با جزئیات بالا از جدار دستگاه گوارش دیده می‌شود.

روش تجویز ماده حاجب خوراکی برای روده باریک

تقریباً ۷۵-۵۰۰ CC از اروگرافین یا گاستروگرافین رقیق (۳-۵٪) خوراکی و در قسمتهای مساوی در طی ۴۵ دقیقه قبل از انجام بررسی توسط بیمار خورده می‌شود. برای ارزیابی تشخیصی ناحیه نزدیک سر پانکراس به بیمار بایستی مقدار ۱۰۰ CC محلول ماده حاجب در حالتی که در وضعیت لترال راست در روی تخت سی‌تی اسکن قرار دارد، داده شود.

روش تجویز ماده حاجب خوراکی برای روده باریک و کولون (کتراست روده ای کامل)
به بیمار ۱۵۰۰ CC خوراکی از اروگرافین یا گاستروگرافین رقیق (۳-۵٪) داده می‌شود. خوردن آن ۶ دقیقه قبل از برسی شروع شده و بیمار باستی به آهستگی محلول را در قسمتهای مساوی تا زمان شروع بررسی بخورد. در بیماران دارای کولوستومی، روده باریک باستی بطور نسبی با مقدار ماکزیم ۱۰۰۰ CC از گاستروگرافین رقیق اپسیفیه شود.

قبل از آغاز تصویربرداری بیمار باستی از نظر نحوه حبس کردن نفس در طی اسکن، توجیه شود. اگرچه می‌توان سی‌تی اسکن را هم در انتهای دم و هم در انتهای بازدم تهیه نمود؛ اما بهتر است بیمار در انتهای بازدم نفس خود را معلق نماید، زیرا بیماران نقطه انتهایی بازدم خود را بهتر می‌توانند مشخص کنند و در نتیجه، در طی مقاطع متعدد، نحوه حبس نفس یکسان می‌شود. به این ترتیب، اثر تنفس بر جابجایی احشاء کاهش می‌یابد.
ناحیه‌ای که باید اسکن شود

روش معمول ابدومن: از قله دیافراگم تا بالهای ایلیاک
کبد، کیسه صfra ، و طحال: از بالاترین قسمت کبد تا کناره تحتانی لوب راست کبد
پانکراس: از زائده گزینفوئید تا کلیه‌ها
اعداد پیشنهادی برای تنظیم ویندو:

ویندوی نسج نرم

50- 100	: W.Level
100- 400	: W.Width

سی‌تی اسکن آدرنال

بهترین روش بررسی غدد آدرنال سی‌تی اسکن است. در خیلی از موارد سی‌تی اسکن تنها بررسی رادیولوژی مورد نیاز می‌باشد. غدد آدرنال با مقاطع ۳-۵ میلی‌متر مجاور هم از سرتاسر غده بخوبی دیده می‌شود. چون چربی پری رنال ایجاد دانسته پایین در اطراف غده می‌کند، بنابراین غدد آدرنال بخوبی مشاهده می‌گردد و ماده حاجب تزریقی مورد نیاز نیست.

آدرنال راست معمولاً در سطح T11 تا L1 و آدرنال چپ در سطح T12 تا T11 قرار دارد.
ناحیه‌ای که باید اسکن شود باز ۲۰ میلی‌متر بالای قطب فوقانی کلیه چپ (شامل آدرنال) تا ۲۰ میلی‌متر پایین قطب فوقانی کلیه راست

سی‌تی اسکن در دستگاه ادراری

عموماً سی‌تی اسکن در وضعیت سوپاین انجام می‌شود. اسکن در وضعیت دکوبیتوس لترال ممکن است در افتراق لخته خون یا دبری متحرک از ضایعه جداری مثانه که فیکس است، کمک کند.

هر زمان امکان داشته باشد، ماده حاجب خوراکی استفاده می‌گردد. یک دوز به مقدار ۹۰۰-۱۲۰۰ CC از گاستروگرافین ۲٪، مخلوط با آب در طی یک ساعت قبل از بررسی، به بیمار داده می‌شود. در موارد ترومای یا هنگامی که ایلنوس روده وجود دارد که زمان ناکافی برای کسب اپاسیفیکاسیون روده دیستال وجود دارد، انمای رقیق با استفاده از ۴۰٪ محلول گاستروگرافین ۳٪ انجام می‌شود.

در طی انجام اسکن اگر امکان داشته باشد، بیمار نفس اش را حبس می‌نماید. مقاطع اگزیال عموماً با ضخامت مقطع ۸-۱۲ میلی‌متر انجام می‌شود. در بررسی کلیه‌ها مقاطع مجاور هم تهیه می‌شوندو بین مقاطع نباید فاصله وجود داشته باشد در ارزیابی توده‌های شناخته شده، مثلاً در تعیین وسعت درگیری تومورها و یا وقتی که سعی می‌شود ساختمان‌های کوچکی نظری سنگ، بررسی شود، مقاطع نازک ۴-۵ میلی‌متری بایستی بکار روند.

برای خیلی از موارد، تزریق وریدی ماده حاجب نیاز نیست و اطلاعات لازم از تصاویر بدون تزریق بدست می‌آید. دوز ماده حاجب و سرعت تزریق آن بستگی به اندیکاسیون اختصاصی دارد. دوز کلی ماده حاجب برای تصویربرداری از دستگاه ادراری بایستی کمتر از ۴۵ گرم ید باشد.

مفاصل و استخوانها

شانه

بیمار بصورت سوپاین می‌خوابد. برای بررسی مفصل در وضعیت خنثی neutral به بیمار توصیه می‌گردد که دستش را بصورت صاف در کنار هیپ نگه دارد. بیمار نبایستی دستش را روی شکم بگذارد، زیرا حرکات تنفسی باعث آرتیفکت حرکتی می‌شود. وقتی بخواهیم تصاویر در وضعیت اینترنال روتاسیون تهیه گردد، بیمار بایستی دست و ساعدش را زیر باسن قرار دهد. مقاطع را از مفصل اکرومیوکلاویکولار تا رسن تحتنانی مفصل شانه ادامه می‌دهیم.

استخوانهای لگن

بیمار بطور قرینه بر روی تخت سی تی اسکن قرار می‌گیرد تا بتوان دو طرف لگن را بطور دقیق با هم مقایسه کرد. معمولاً ضخامت مقاطع ۵ میلی‌متر برای خیلی از تومورها و شکستگیهای استخوانی کافی است. در مورد شکستگی استابولوم که هدف بررسی تکه‌های استخوانی داخل مفصلی (loose body) می‌باشد، استثنائی بایستی مقاطع از ۳ میلی‌متر ضخیمتر باشد.

بیمار در وضعیت سوپاین از سمت پا و یا با سر وارد گانتری می‌گردد. دستهای زیر سرش قرار می‌گیرد. ناحیه‌ای که باید اسکن شود: از ستیغ ایلیاک تا زیرسمفیز پوییس. به دقت تکیک صحیح نفس کشیدن را قبل از انجام اسکن برای بیمار شرح می‌دهیم (بعد از دم کم عمق نفس کشیدن را معلق نماید) تا از ارتیفکت نفس کشیدن اجتناب گردد.

اندامهای تحتانی

بیمار بصورت سوپاین بر روی تخت دستگاه دراز می‌کشد و با پا بداخل گانتری وارد می‌گردد. دستهای بیمار بر روی شکم قرار می‌گیرد.

ناحیه‌ای که باید اسکن شود: ۱۰ میلی‌متر بالای ناحیه مورد نظر تا ۱۰ میلی‌متر پایین محل محدوده ضایعه و ناحیه

مورد درخواست

وضعیت قرار گیری اندامها قرینه باشند تا بتوان ساختمانهای دو طرف را مقایسه کرد. بعد از بررسی مقایسه‌ای تصاویر هردو پا، بر روی سمت ضایعه زوم می‌شود.

بایستی مطمئن باشیم که هر دو پا در فیلد اسکن باشند تا تصاویر با کیفیت تهیه شوند. اگر استخوانها خارج از فیلد اسکن باشند ایجاد آرتیفکت می‌شود.

برای نمایش جزئیات استخوانی از الگوریتم بازسازی تصویرهای مناسب استخوان استفاده می‌گردد.

اعداد پیشنهادی برای تنظیم ویندو:

الف- نسج نرم

0 – 100	: W.Level
300 – 600	: W.Width

۴- برای ویندوی استخوانی از اعداد ذیل استفاده می‌شود:

200 – 600	: W.Level
800 – 1400	: W.Width

سی‌تی‌اسکن ستون فقرات

فاکتورهای تکنیکی بسته به نوع اسکنر و پاتولوژی مورد شک بسیار متغیر است. اما پارامترهای تصویربرداری خاصی که برای انجام یک بررسی کافی مورد نیاز می‌باشند، برای سمام موارد عمومیت دارند. پوزیشن دادن صحیح بیمار اهمیت اساسی دارد.

اکثر مؤلفین، تهیه یک scout view برای لوکالیزه کردن دقیق هر مقطع را ضروری می‌دانند. در مورد مهره‌های AP scout (C1-C5) و لومبار نمای لترال، و برای ستون فقرات توراسیک و سرویکال تحتنی نمای سرویکال view ترجیح داده می‌شود.

اگرچه اسکن آگریال ساده را میتوان در تعیین دیامتر کانال مهره‌ای و بررسی بیماران دچار اسکولیوز بکاربرد، اما برای بیماران دارای علائم هرنی دیسک و آرتروپاتی دژنراتیو، تکنیک نسج نرم از دیسک و فاستها همراه با زاویه دادن به گانتری، مناسب‌تر است. تصاویر، سپس در ویندوهای استخوان و نسج نرم نمایش داده می‌شوند. اندازه SFOV معمولاً در حد ۱۲ سانتیمتر دیامتر انتخاب می‌شود. هرچه این دیامتر کمتر انتخاب شود، دوز رادیاسیون بیمار کمتر خواهد شد.

اسکن‌های با زاویه دادن گانتری

مقاطع مجاور هم تهیه می‌گردد و زاویه گانتری تقریباً موازی پلان هر دیسک است طوری که مقاطع اسکن به طور عمود از دیسک می‌گذرد، و در هر سطحی از ستون فقرات زاویه متفاوتی داده می‌شود. تصاویر با ایستی با تنظیم ویندوی مختلف نمایش داده شود؛ یکی با ویندوی باریک برای ارزیابی نسوج نرم و دیسک، و دیگری با ویندوی پهن برای ارزیابی ساختمنهای استخوانی.

عموماً ماده حاجب وریدی نیست، مگر در مواردی که وضعیت عروقی ضایعه مهره‌ای با ایستی ارزیابی گردد. قبل از عرضه MRI، برای ارزیابی هریناسیون دیسک سرویکال و postoperative spine و برای دیدن شبکه وریدی اپیدورال از ماده حاجب وریدی استفاده می‌شود.

در مورد مهره‌های سرویکال شانه‌های بیمار در حد توان پایین باشد تا آرتیفکت احتمالی اجتناب شود.

اعداد پیشنهادی برای تنظیم ویندو:

الف- نسج نرم

20 – 60	: W.Level
200 – 600	: W.Width

۴_ برای ویندوز استخوانی از اعداد ذیل استفاده می‌شود:

200 – 600 : W.Level
800 – 1400 : W.Width

ParsBook.Org

پارس بوک، بزرگترین کتابخانه الکترونیکی فارسی زبان

ParsBook.Org



The Best Persian Book Library