عنوان دوره آموزشی:

اصول حفاظت پرتوی در بخش سی تی اسکن -۱

تاریخ نگارش:

بهار ۱۳۹۹

گروه‌های هدف:

کاردان وکارشناس پرتودرمانی، پرتو شناسی ، رادیولوژی

اهداف آموزشی

هدف کلی: افزایش دانش و آگاهی پرسنل در مورد اصول حفاظت در بخش CT

روش و نحوه اجرای آموزش:

با توجه به اینکه هدف این مجموعه آموزشی افزایش دانش و آگاهی در اصول حفاظت در بخش CT می‌باشد بنابراین با توجه به وضعیت پیش آمده در رابطه با کووید ۱۹ جهت ارائه بهتر مطالب به روش غیرحضوری و در قالب کتاب‌خوانی انجام می گیرد.

مدت دوره آموزشی: ۲۰ساعت

ارزشیابی:

در پایان دوره بمنظور ارزیابی میزان حصول موفقیت و دستیابی به اهداف آموزشی و بررسی آگاهی، نگرش و عملکرد آموزش گیرندگان و بهبود مستمر فرایند، یک ارزشیابی از شرکت‌کنندگان به صورت تست‌های چهار گزینه‌ای بعمل خواهدآمد.

فهرست:

فصل اول ۸

تاریخچه و مبانی ۸

نام های رایج ۸

تاریخچه منتهی به سی تی اسکن ۸

اجزای سیستم اسکنر CT ۱۱

ملاحظات سخت افزاری ۱۳

مجموعه گنتری ۱۳

گنتری CT ۱۴

تیوب اشعه ایکس، محدودسازی(کولیماسیون)، فیلتراسیون ۱۵

محدودسازی ۱۸

سی تی اسکن های چند برشی (مولتی اسلایس) ۲۰

مزایای سی تی اسکن اسپایرال ۲۱

اعداد سی تی و بازسازی تصاویر ۲۱

اصول تفسیر اعداد CT ۲۴

عرض ویندو Window Width ۲۴

تراز ویندو (Window Level) ۲۴

ناحیه مورد نظر ROI ۲۵

فیلتراسیون ۲۵

آشکارسازها ۲۶

دو نوع آشکارساز مورد استفاده در سی تی: ۲۶
کنسول اپراتور ۲۸
خلاصه فرآیند ها ۲۸
بازسازی تصویر ۲۹
اعداد CT ۲۹
پنجره گذاری و مقیاس خاکستری ۳۱
کیفیت تصویر ۳۲
قدرت تفکیک فضایی ۳۲
قدرت تفکیک کنتراست ۳۳
نویز تصویر ۳۴
آرتیفکت های تصویر ۳۴
منابع آرتیفکت ۳۵
مولفه های تصویر CT – تعاریف و بازه ها ۳۵
آرتیفکت حرکتی بیمار (شکل ۱,۱۶) ۳۶
آرتیفکت های پله – نردبانی ۳۸
بایگانی تصویر ۳۹
دستگاه های ذخیره سازی تصاویر ۳۹
توسعه فناوری اسکنر ۴۱
تفاوت های پایه ای بین اسکنر های معمولی و هلیکال ۴۱
نسل سوم (شکل ۲,۳) ۴۲
مزایای CT اسپایرال نسبت به CT استاندارد ۴۳
اطلاعات تکنیکی اسکن های هلیکال ۴۴

حلقه لغزشی اسپایرال ۴۴
پیچ ۴۸
اسکن مولتی اسلایس ۴۹
سرعت اسکن ۵۰
پیچ ۵۳
اسکن ایزوتروپیک ۵۵
کاربرد های CT مولتی اسلایس ۵۵
فصل سوم ۵۶
حفاظت در برابر پرتو در سی تی اسکن ۵۶
دوز سی تی اسکن چقدر است؟ ۵۷
برای کاهش دوز بیمار چکار می توانیم انجام بدهیم؟ ۵۷
Automatic exposure control (AEC) system - ۵۸
پارامترهای تکنیکی ۶۰
پارامتر های نمایش و تابش و تاثیر در کیفیت تصویر و دوز ۶۰
ضخامت اسمی برش ۶۰
فاصله بین برش/ فاکتور پیچ ۶۰
حجم مورد بررسی ۶۱
فاکتورهای تابش ۶۱
آپشن mAs اتوماتیک ۶۱
زاویه گنتری ۶۲
فاصله بازسازی ۶۳
آمادگی بیمار ۶۵

تکنیک آزمون ۶۶
با این وجود سی تی هلیکال دارای مشکلاتی است از جمله: ۶۸
فانتوم های تست ۶۹
نگاه اجمالی بر اجرای عملی سی تی اسکن ۷۳
پروتکل های اکتساب تصویر ۸۲
مطالبی در مورد سی تی اسکن از بیماران مشکوک به کوید ۱۹ ..... ۸۴
سی تی اسکن ریه یا قفسه سینه و کاربرد آن در تشخیص کرونا ویروس..... ۸۴

فصل اول

تاریخچه و مبانی

جی ان هانسفیلد دانشمند ارشد تحقیقاتی در میدلزکس انگلستان، از ابداع یک تکنیک تصویربرداری انقلابی خبر داد. در سال ۱۹۷۲ او این تکنیک را اسکن عرضی محوری رایانه ای نامید (در زبان یونانی toms به معنی مقطع، graphic به معنی تصویر است).

وی یک تصویر مقطعی از سر ارائه داد که ساختار های داخلی مغز را به روشنی نشان می داد که در گذشته تنها در جراحی یا کالبدشکافی دیده می شد و برای اولین بار فرایند های پاتولوژیک مانند لخته های خونی، تومورها و سکته به آسانی و به صورت غیرتهاجمی دیده شد.

نام های رایج

اسکن عرضی محوری رایانه ای (هانسفیلد، ۱۹۷۲)

مقطع نگاری محوری رایانه ای (CAT)

مقطع نگاری رایانه ای اشعه ایکس(X-ray CT)

مقطع نگاری رایانه ای(CT)

در حال حاضر نام سی تی اسکن (CT) مصطلح است.

تاریخچه منتهی به سی تی اسکن

۱۹۱۷- رادون معادلات پایه ای ریاضی را گسترش داد.

۱۹۴۰ - فرنک و تاکاهاشی اصول اساسی سی تی محوری را منتشر کردند.

۱۹۵۶ - کورمک تئوری بازسازی تصاویر را گسترش داد.

۱۹۶۷ - هانسفیلد مزیت کلینیکی اسکنر سی تی را توسعه داد.

۱۹۷۳ - اولین اسکنر کلینیکی مغز در کلینیک Mayo

هانسفیلد و کورمک در سال ۱۹۷۹ جایزه نوبل در زمینه توسعه سی تی را مشترکا به خود اختصاص دادند.

توموگرافی رایج (شکل ۱. ۱)

رادیوگرافی های رایج یک نمای یکپارچه دوبعدی از یک توزیع سه بعدی جسم μ (x, y, z) با روی هم افتادگی تمام ساختارها ارائه می دهند. معایب این روش:

۱. از بین رفتن اطلاعات عمقی.

۲. اختلال در تشخیص به دلیل روی هم افتادگی ساختار ها و از بین رفتن تفاوت های ظریف در کنتراست.

۳. غیر کمی بودن.

تومو (= برش یا مقطع) + گراف (= چیزی نوشته شده یا ترسیم شده) = توموگراف.

توموگرافی (مقطع نگاری) اشعه ایکس یک تکنیک آنالوگ است که در سال ۱۹۱۴ توسط Mayer,Bocage,Grossman,Vallebona پیشنهاد شد و بعد ها این ایده را بقیه افراد توسعه دادند و تجهیزات مخصوص به خود را ساختند.

روش

منبع اشعه ایکس در یک طرف جسم و فیلم در طرف دیگر، به صورت قطری روبروی هم قرار می‌گیرند.

منبع وآشکارساز با سرعت ثابت در جهات مخالف هم حرکت می کنند.

فواصل منبع و آشکارساز از صفحه تصویربرداری و میزان حرکت آن طوری تعیین می شود که اجسام موجود در صفحه تصویربرداری همیشه به همان مکان های نسبی روی فیلم برسند.

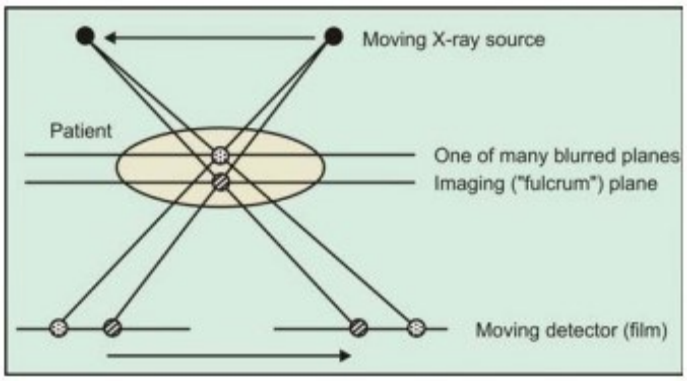
اجسام خارج از صفحه به چندین مکان منتقل شده و در نتیجه محو می شوند.

سه هدف اساسی مقطع نگاری رایانه ای برای اصلاح معایب مقطع نگاری رایج:

- ✓ **غلبه بر روی هم افتادگی ساختار ها**
- ✓ **بهبود کنتراست تصاویر**
- ✓ **اندازه گیری تفاوت های کوچک در کنتراست بافت**

تکمیل سه هدف مذکور با موارد زیر:

- **انتقال پرتوی ایکس محدود شده از مقطع خاصی از بدن**
- **اشکارساز با توانایی اندازه گیری تفاوت های کوچک در کنتراست بافت**
- **امکان دستکاری و بررسی داده ها با کامپیوتر**



شکل ۱,۱: مقطع نگاری رایج

مقدمه – تجهیزات

اصل اساسی سی تی اسکن این است که می توان ساختار های داخلی جسم را بوسیله چندین نما از جسم بازسازی کرد. شما تصور کنید که یک هندوانه دارید و می خواهید ببیند داخلش چیه؟ یک راهش این است که رادیوگرافی انجام بشه در نتیجه یک تصویر یکنواخت دو بعدی را خواهیم دید. ولی اگر از تصویربرداری سی تی اسکن استفاده کنیم مثل این است که با چاقو هندوانه را ببریم و داخل آن را ببینیم که در اینجا چاقو نقش سی تی اسکن را بازی می کند. در روش سی تی اسکن بیمار روی تخت سی تی اسکن دراز می کشد و به داخل گنتری سی تی که به شکل یک دونات غول پیکر است می رود. درطی جمع آوری اطلاعات هر برش، تیوب اشعه ایکس چرخنده به دور بیمار یک بیم پرتو ایکس تولید می کند که از بیمار عبور کرده و به وسیله حلقه اشکارساز های اطراف بیمار جذب می‌شود (شکل ۱. ۲). شدت بیم پرتو ایکس که به آشکارساز ها می رسد به ویژگی های جذبی بافت هایی که پرتو ها ازآن عبور می کنند بستگی دارد. از آنجاییکه بیم پرتوی در اطراف بیمار حرکت می کند، هر بافت از جهات مختلف در معرض اشعه قرار خواهد گرفت. با استفاده از آنالیز فوریه، رایانه از اطلاعات بدست آمده از مقادیر مختلف جذب اشعه ایکس برای بازسازی دانسیته و موقعیت ساختارهای موجود در هر برش استفاده می کند.

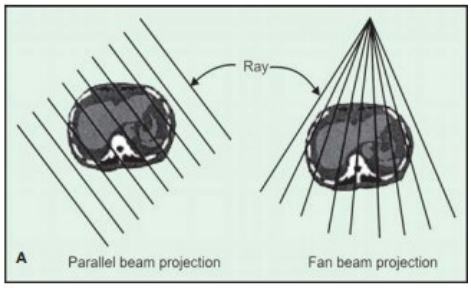
یک سطح مقطع باریک از بدن انسان یا یک برش مقطعی می تواند از تصاویر یا نماهای گرفته شده از زوایای مختلف در اطراف بدن انسان بازسازی شود.

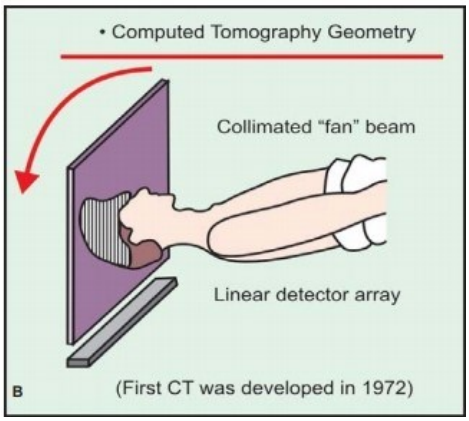
تصاویر سی تی تفاوت ساختار های مختلف بدن انسان و بافت ها را نشان می دهند. نما ها با عبور بیم پرتو ایکس از جسم در زوایای مختلف و اندازه گیری پرتو عبوری بدست می آیند.

سپس ساختارهای داخلی جسم می توانند با افزودن چندین نما از جسم بازسازی شوند: پرتوهای ایکس عبوری از یک مقطع بدن توسط بافت های مختلف با مقادیر متفاوت تضعیف می شوند (اشکال ۱. ۳ و ۱. ۴).

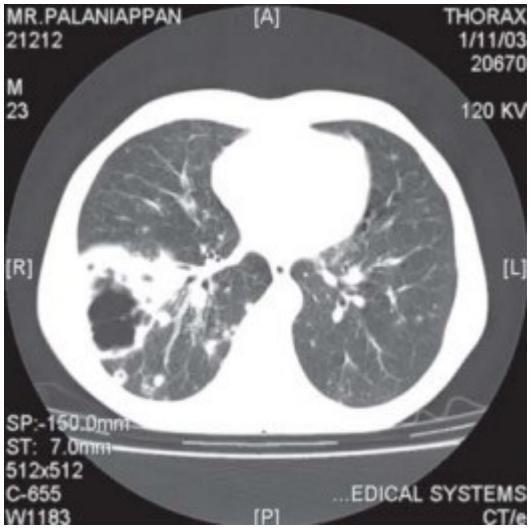
اجزای سیستم اسکنر CT

سه جز اصلی شامل مجموعه گنتری، رایانه، کنسول یا میز اوپراتور یا کارشناس می باشند.

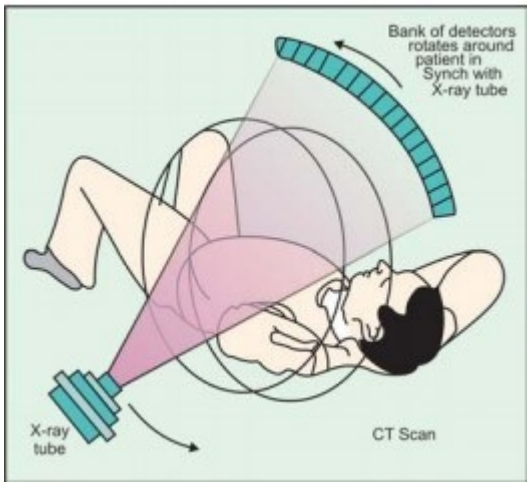




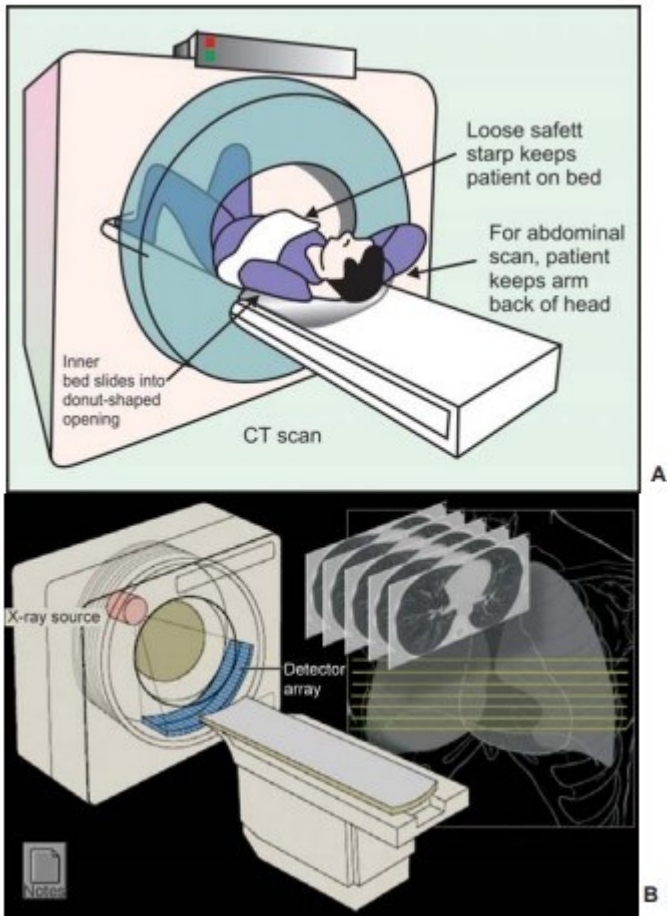
شکل۱,۲ A و B: تصاویر توموگرافیک از تعداد زیادی پرتوهای ایکس عبوری که شعاع پرتوئی نام دارند تولید می شوند، به گروهی از شعاع های پرتوئی که از یک هندسه معین جمع آوری می شوند نما گفته می شود. دو هندسه متفاوت در سی تی استفاده می شود، بیم موازی و بیم بادبزنی.



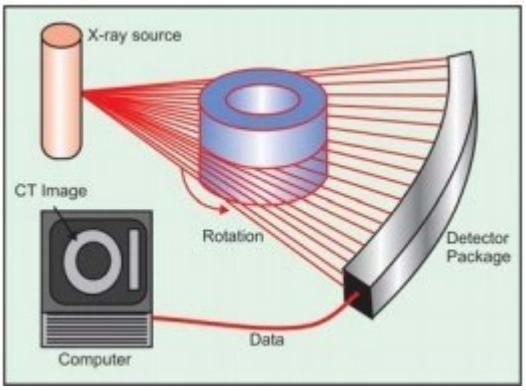
شکل ۱,۳: CT اگزیال از مقطع ریه ها



شکل ۱,۴: نمودار شماتیک نشان دهنده چرخش تیوب



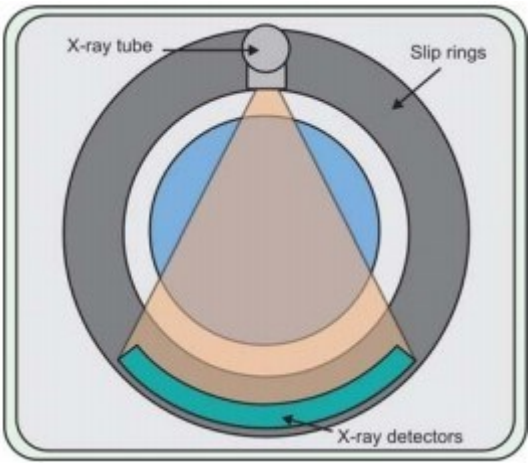
شکل ۱,۵: تیوب اشعه ایکس و آشکارساز یا مجموعه ای از آشکارساز ها، و مکانیزم چرخش در اطراف بیمار در سیستم جمع آوری داده (DSA) گنجانده شده است.



شکل ۱,۶: نمایش نمودار شماتیک سیستم جمع آوری داده (DSA)

ملاحظات سخت افزاری

- ✓ **تیوب اشعه ایکس**
- ✓ **محدودکننده ها**
- ✓ **آشکارساز ها – (کریستال های سنتیلاسیون و اتاقک یونیزاسیون گاز زنون)**



شکل ۱,۷: نمودار شماتیک نشان دهنده مجموعه گانتری سی تی اسکن

مجموعه گنتری

مشخصات عمومی گنتری برای اسکنر هلیکال

دهانه: ۶۵ سانتی متر

زاویه : +/- ۳۰ درجه

سرعت زاویه گرفتن: ۱ درجه در ثانیه

ارتفاع تا مرکز: ۹۰ سانتی متر

سرعت چرخش: ۳۶۰ درجه در ۱/۵، ۲، ۳، ۵ ثانیه

ویژگی تیوب برای اسکنر هلیکال

ظرفیت گرمایی آند: MHU ۲ تا ۳,۵

اتلاف گرمایی آند: KHU/min ۵۰۰

اتلاف گرمایی محفظه: KHU/min ۲۷۵

سایز نقطه کانونی – $۰.۷\ mm \times ۰.۶\ mm$

ویژگی تخت برای اسکنر هلیکال

محدوده عمودی -- ۴۰ تا ۹۰ سانتی متر

سرعت ارتفاع عمودی -- ۱۷ سانتی متر در ثانیه

حداکثر cradle travel -- ۱۵۲ سانتی متر

سرعت cradle travel -- ۲۰ تا ۱۰۰ سانتی متر

ظرفیت باری تخت -- ۲۰۵ کیلوگرم

گنتری CT

اولین مولفه اصلی در سی تی اسکن تحت عنوان سیستم اسکن یا تصویربرداری است. سیستم تصویربرداری در وهله اول شامل گنتری و تخت بیمار است. گنتری قاب متحرکی است متشکل از تیوب اشعه ایکس که شامل محدودکننده ها ، فیلترها ، آشکارسازها ، سیستم جمع آوری داده (DSA)، اجزای چرخشی شامل سیستم حلقه لغزان و تمام لوازم الکترونیکی مرتبط مانند موتور های زاویه دهی گنتری و چراغ های لیزری موقعیت دهی است.

در سیستم های سی تی قدیمی برق از یک ژنراتور کوچک از طریق کابل ها به تیوب اشعه ایکس و اجزای چرخشی اعمال می گردید.

این نوع ژنراتور روی مولفه چرخشی سیستم سی تی سوار شده و با تیوب اشعه ایکس می چرخیدند. برخی از ژنراتورها ی دیگر کنار دیواره گنتری نصب می شدند. اسکنرهای جدید از ژنراتوری استفاده می کنند که در خارج گنتری قرار دارد. فناوری حلقه لغزان نیاز به کابل ها را برطرف کرده و امکان چرخش مداوم اجزای گنتری را فراهم می کند. گنجاندن فناوری حلقه لغزان در سیستم سی تی امکان اسکن مداوم و بدون دخالت کابل ها را فراهم می کند. یک گنتری سی تی می تواند تا ۳۰ درجه به سمت جلو یا عقب بچرخد. زاویه دهی گنتری توسط سازنده تعیین می‌شود و در بین سیستم های سی تی متفاوت است. زاویه دهی گنتری به اپراتور این اجازه را می دهد تا آناتومی مربوط به سطح اسکن را تراز کند. البته در مقاطع آگزیال و یا Sequential زاویه داده می شود ولی در سی تی

اسکن های اسپایرال به گنتری زاویه داده نمی شود. محوطه ای که بیمار در روی تخت از آن عبور می کند دهانه گنتری نامیده می شود.

قطر دهانه گنتری معمولا در محدوده ۵۰ تا ۸۵ سانتی متراست. به طور کلی گنتری با دهانه بزرگ بین ۷۰ تا ۸۵ سانتی متر برای مراکز سی تی که که حجم بالایی از آزمون های بیوپسی دارند ضروری است. دهانه گنتری بزرگ اجازه کار با تجهیزات بیوپسی را داده و خطر آسیب دیدگی را هنگام اسکن بیمار و همزمان قرار دادن سوزن بیوپسی کاهش می دهد. قطر دهانه گنتری با قطر دایره اسکن یا میدان دید اسکن تفاوت دارد. اگر سیستم سی تی دهانه گنتری به قطر ۷۰ سانتی متر داشته باشد، به معنی جمع آوری داده های بیمار از قطر ۷۰ ساتی متر نیست. به طور کلی قطر اسکن که در آن داده های بیمار بدست می آید، کمتر از اندازه دهانه گنتری است. لیزر یا چراغ های با شدت بالا در داخل گنتری یا بر روی آن تعبیه شده اند. لیزر ها یا چراغ های با شدت بالا به عنوان راهنماهای موقعیت یابی آناتومیکی استفاده می شوند که مرکز سطوح آگزیال، کرونال و ساجیتال را نشان می دهند؛ البته بایستی نور داخل اتاق در حد معمولی باشد و درصورتیکه نور داخل اتاق سی تی اسکن بیش از حد روشن باشد امکان دارد نور لیزری دیده نشود.

در نمونه برداری یا بیوپسی با سی تی اسکن یک گزینه وجود دارد بنام Care Vision که مشخص می کند اشعه از کدام محدوده بتابد یعنی اگر رادیولوژیست در سمت چپ بیمار قرار گرفته باشد، می توان تنظیم کرد که اشعه به سمت راست بیمار کمتر بتابد یعنی وقتی لامپ اشعه ایکس به ناحیه سمت راست و قدام بیمار می رسد اشعه را قطع می کند تا هم رادیولوژیست تحت تابش بیشتر اشعه قرار نگیرد هم اینکه سوزن بیوپسی یا نمونه برداری کمتر آرتیفکت ایجاد کند که به این روش Care Vision می گویند.

تیوب اشعه ایکس، محدودسازی(کولیماسیون)، فیلتراسیون

منابع اشعه ایکس

اشعه ایکس از تیوب اشعه ایکس تولید می شود. سه قسمت اصلی هر تیوب اشعه ایکس شامل آند، کاتد و فیلامان است. وقتی فیلامان گرم می شود، الکترون ها از سطح فیلامان کنده می شوند. ولتاژ بالای بین کاتد و آند باعث شتاب گرفتن الکترون ها به سمت آند می شود. الکترون هایی که به آند (تنگستن) برخورد می کنند پرتوهای برمشترلانگ را با راندمان تنها یک درصد تولید می کنند. ۹۹ درصد باقیمانده انرژی الکترون ها به گرما تبدیل می‌شود.

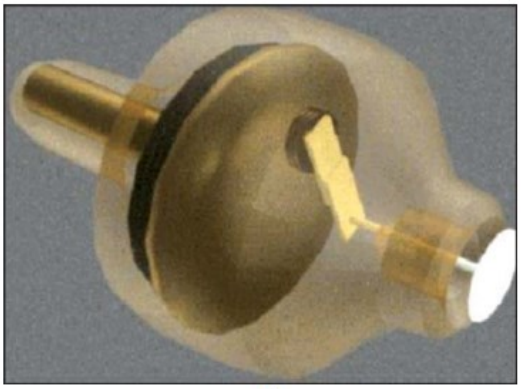
اغلب سیستم های مدرن از تیوب های با دو نقطه کانونی استفاده می کنند; نقطه کوچک برای آزمون های با قدرت تفکیک بالا و نقطه بزرگ برای پوشش نواحی آناتومیکی بزرگ استفاده می شود که البته امکان انتخاب نقطه کانونی دست ما نیست بلکه در این دستگاهها وقتی لامپ اشعه ایکس روشن است اشعه متناوبا از دو کانون تابیده می شود البته در هر ثانیه حدود ۴۰۰۰۰ بار تغییر کانون می دهد!!.

آند ثابت **– استفاده در اسکنرهای اولیه، روغن خنک کننده، نقطه کانونی بزرگ مورد استفاده قرار می گیرد و باعث ایجاد اشعه بیشتر می شود (امروزه نیست خیالتان راحت).**

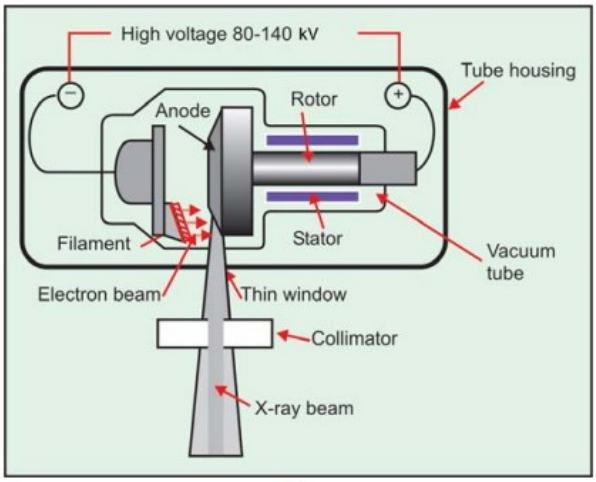
آند چرخان **– خنک کننده هوا، نقطه کانونی کوچک نیاز به ظرفیت گرمایی بالا و خنک کنندگی سریع دارد.**

فشار مکانیکی به دلیل چرخش تیوب **– بیشتر از 13 G برای چرخش نیم ثانیه**

روش های CT استفاده از فاکتوهای تابش بالا(kVp و mA بالا) و استفاده از زمان تابش کوتاه را تسهیل می‌کنند. توسعه سی تی اسپیرال/هلیکال امکان اسکن مداوم را در حین حرکت تخت بیمار داخل گنتری فراهم می‌کند. اسکن معمول اسپیرال/هلیکال از شکم ممکن است به تولید مداوم اشعه ایکس به مدت ۳۰ تا ۴۰ ثانیه نیاز داشته باشد. فشار ناشی از ایجاد مداوم گرما می تواند به کاهش سریع عمر تیوب منجر شود. هنگامی که تیوب اشعه ایکس به حداکثر گرما می رسد، تا زمانی که خنک نشده و به یک سطح قابل قبول نرسد، کار نمی کند. سیستم های سی تی اشعه ایکس را بطور پیوسته یا پشت سر هم در کمتر از میلی ثانیه و یا پالس هایی با مقادیر mA و kVp بالا تولید می کنند. تیوب های اشعه ایکس سی تی باید ظرفیت گرمایی بالایی داشته باشند که به معنی مقدار گرمایی است که تیوب می تواند بدون آسیب دیدن ذخیره کند. تیوب اشعه ایکس باید برای جذب گرمای بالای تولید شده ناشی از سرعت بالای چرخش آند و بمباران سطح آند توسط الکترون ها طراحی شود. ظرفیت گرمایی تیوب به صورت واحد گرمایی(Heat Unit) تعریف می شود. سیستم های سی تی مدرن از تیوب هایی استفاده می کنند که دارای ظرفیت گرمایی تقریبا ۳/۵ تا ۵ میلیون واحد گرمایی (MHU) هستند. یک تیوب اشعه ایکس باید دارای سرعت دفع گرمایی بالا باشد. بسیاری از تیوب ها از ترکیبی از سیستم های خنک کننده روغن و هوا برای از بین بردن گرما و حفظ قابلیت عملیاتی پیوسته استفاده می کنند.



A



B

شکل های ۱,۸ A و B: (A) آند دوار (B) تیوب متداول

آند تیوب اشعه ایکس دارای قطری بزرگ و یک قسمت گرافیتی در پشت آن است. قطر بزرگ همراه با قسمت گرافیتی پشتی به آند این اجازه را می دهد که مقادیر زیادی گرما را جذب و از بین ببرد. اندازه نقطه کانونی تیوب اشعه ایکس توسط اندازه فیلامان و کاتد تعیین می شود که سازنده آن را تعیین می کند. اغلب تیوب ها بیشتر از یک نقطه کانونی دارند. استفاده از نقطه کانونی کوچک باعث افزایش جزئیات می شود اما گرما را در نقطه کوچکی از آند متمرکز کرده و گرمای بیشتری تولید می کند. همانطور که قبلا توضیح داده شد، وقتی که گرما سریع تر از زمان لازم برای پراکندگی آن توسط تیوب تولید شود، تیوب تا زمانی که به اندازه کافی خنک نشود، اشعه ایکس تولید نمی کند. تیوب های سی تی درمقایسه با تیوب های اشعه ایکس رادیوگرافی از فیلامان بزرگتری استفاده می کنند. استفاده از فیلامان بزرگتر باعث افزایش اندازه نقطه کانونی موثر می شود.

کاهش زاویه آند یا هدف باعث کاهش سایز نقطه کانونی موثر می شود. بطور کلی زاویه آند یک تیوب معمول رادیوگرافی بین ۱۲ تا ۱۷ درجه است. تیوب های سی تی زاویه هدف تقریبا بین ۷ تا ۱۰ درجه دارند. کاهش زاویه آند یا هدف همچنین به از بین بردن برخی اثرات ناشی از اثرپاشنه آند کمک می کند. سی تی می تواند با کمک الگوریتم

های افزایش قدرت تفکیک فضائی مثل الگوریتم های استخوان یا تیزی، تکنیک های هدف گذاری و کاهش ضـخامت برش، هرگونه کاهش در قدرت تفکیک فضائی ناشی از سایر بزرگ نقطه کانونی را برطرف کند.

محدودسازی

جزء مهم برای کاهش دوز بیمار و بهبود کیفیت تصویر با کاهش پرتو های پراکنده

در سی تی محدودکننده های پرتو ایکس شامل محدودکننده های تیوب، یک مجموعه محدودکننده های پیش از بیمار و بعد از بیمار یا محدودکننده های پیش از آشکارساز هستند. تنها برخی از سیستم های سی تی از ایـن نـوع سیستم های محدودکننده استفاده می کنند در حالی بقیه اینگونه نیستند. محدودکننده های تیوب یا منبع در داخل تیوب اشعه ایکس قرار دارند و ضخامت برش را که برای روش های خاص اسکن سی تی اسـتفاده مـی شـود، تعیـین می‌کنند. وقتی که کارشناس سی تی یک ضخامت برش انتخاب می کند، در واقع محدودسازی تیوب را بـا باریـک یـا پهن کردن بیم پرتوئی تعیین می کند. دومین مجموعه از محدودکننده ها که مستقیما در زیر محدودکننده های تیوب قرار دارند پهنای بیم پرتو را حین عبور از بیمار حفظ می کنند. آخرین مجموعه از محدودکننده ها پیش از آشکارسـاز یا بعد از بیمار نامیده می شوند که در زیر بیمـار و بـالای آشکارسـاز قـرار دارنـد. وظیفـه اصـلی ایـن مجموعـه از محدودکننده ها اطمینان از پهنای مناسب بیم پرتوی در آشکارساز و کاهش تعداد فوتون های پراکنـده رسـیده بـه آشکارساز است.

محدودسازی پیش از بیمار

وابسته به اندازه نقطه کانونی

نصب شده بر روی محفظه تیوب

ایجاد بیم های موازی بیشتر

کاهش دوز بیمار

محدودسازی پیش از آشکارساز

محدود کردن FOV آشکارساز ها

کاهش پرتوهای پراکنده رسیده به آشکارساز

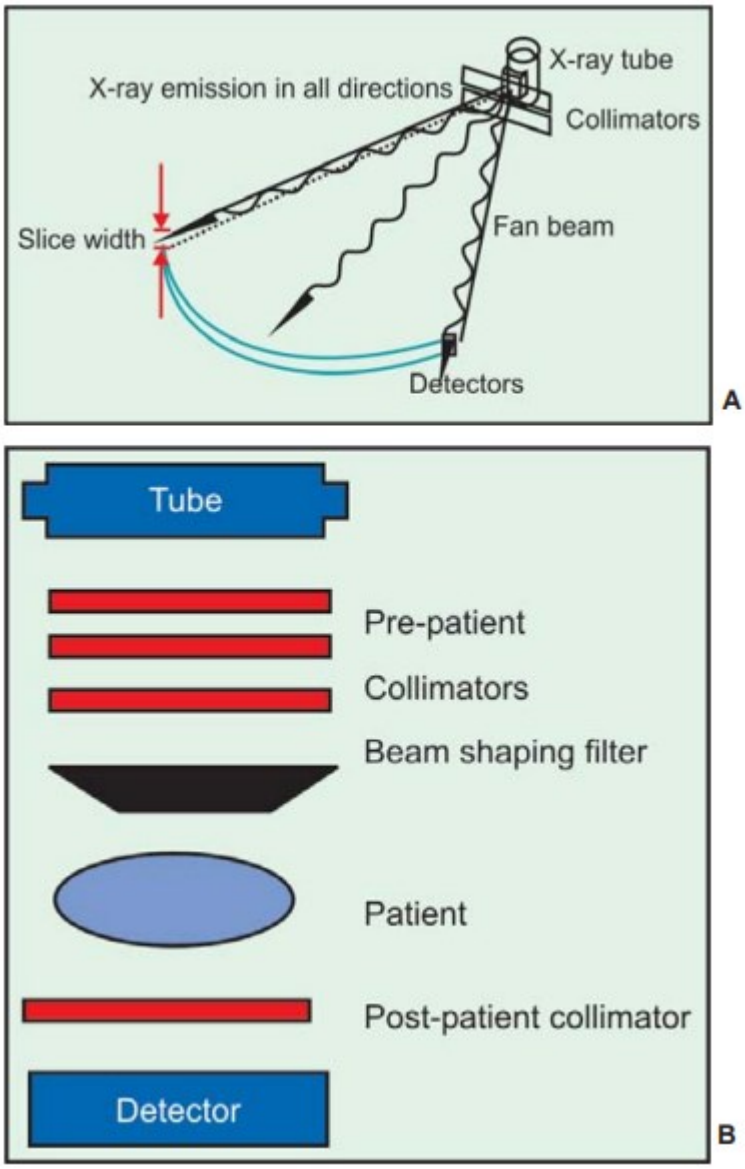
تعیین ضخامت برش به کمک پهنای روزنه

میدان پرتو ایکس برای کاهش پرتوهای کم انرژی که نه تنها بـرای تصویربرداری مفید نیستند بلکه باعـث افـزایش دوز بیمـار مـی شـوند، محدود می شود. این پروسه، کولیماسیون(محدود سازی) گفته می شود.

پرتو در معرض دو سطح از کولیماسیون قرار می گیرد:

کولیماسیون منبع و ۲) کولیماسیون آشکارساز

کولیماتور منبع ضخامت برش را تعیین می کند (معمـولا ضـخامت رایج برای برش ها برابر ۱، ۲، ۵ یا ۱۰ میلی متر).



شکل ۱,۹ A و B: نمودار شماتیک نشان دهنده رابطه بین آشکارسازها و محدودکننده ها (کولیماتور ها)

سی تی اسکن های چند برشی (مولتی اسلایس)

در سی تی اسکن های معمولی از یک ردیف آشکار ساز برای اسکن استفاده می شود. با استفاده از تکنیک های جدید آشکارسازهای چند ردیفه ساخته شده ا ند که امکان تصویربرداری از مقاطع بیشتری را در هر دور چرخش بوجود می آورد. اولینبار دستگاههای اسکنر با چهاربرش در هر دور، در سال ۱۹۹۸ عرضه شدند. در حال حاضر شرکت های سازنده سی تی اسکن موفق به ساخت اسکنر های ۸، ۱۶، ۶۴ و حتی ۲۵۶ برش در هر دور شده اند که تحول عظیمی در شیوه های تصویربرداری تشخیصی بوجود آورده است. کولونوسکپی، آنژیوگرافی، تصویربرداری از ریه ها با یکبار حبس نفس، تصویربرداری از قلب ار کاربردهای تخصصی و عمل اسکنرهای جدید می باشند.

در اسکنرهای مولتی اسلایس برای تابش اشعه برسطح آشکارسازها از پرتوهای مخروطی استفاده می شود. روشها و الگوریتم پردازش و بازسازی تصویر در این اسکنرها، بسیار پیچیده تر از روش های معمولی می باشد. در دستگاههای معمولی سی تی اسکن (conventional)، با انجام تصویربرداری تصویر دوبعدی تهیه می شد و با در نهایت با بازسازی شارپ و یا بازسازی برای بافت نرم، تشخیصی، برای چاپ تصاویر به تعداد دلبخواه با توجه به مرکز تصویربرداری، تصاویر بر روی فیلم چاپ می شود.تصاویر حاصله بر روی فیلم چاپ می شد. در حالیکه با دستگاههای مولتی اسلایس داده اصلی از بیمار تهیه می شود و سپس به نرم افزار لود شده و مورد بررسی قرار می گیرد.

مزایای سی تی اسکن اسپایرال

۱- با توجه به چرخش سریع تیوب و حرکت تخت دیگر احتیاجی به توقف اسکن پس از پایان هر مقطع نبوده و در نتیجه سرعت انجام اسکن افزایش می یابد.

۲- کاهش نویز ناشی از حرکت بیمار به خصوص اعضای بدن مانند قلب و شکم هنگام تنفس

۳- امکان اسکن مقاطع نزدیک به هم و چسبیده به هم با توجه به اطلاعات مشترک در هر دور اسکن بدون نیاز به افزایش اشعه

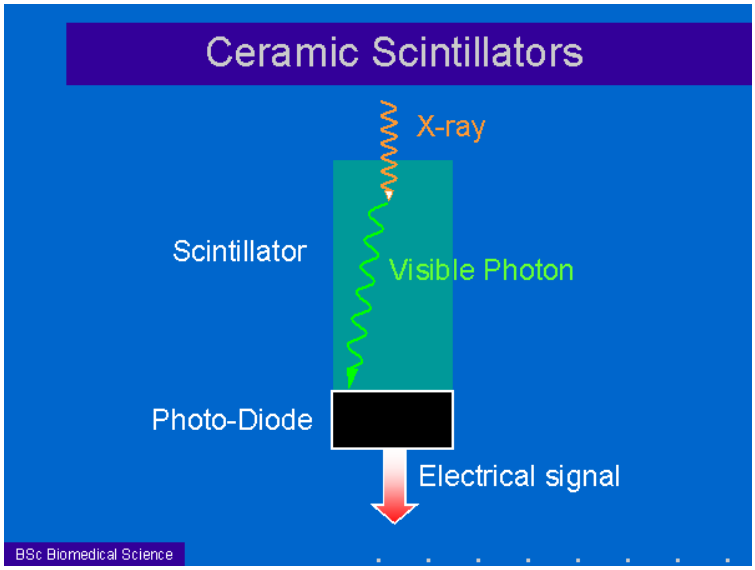
۴- امکان تصویربرداری سه بعدی

۵- امکان تعیین مقاطع دلخواه با توجه به داده های اسکن بعد از اتمام اسکن

۶- کاهش دوز اشعه با توجه به تعداد زیاد مقاطع

اعداد سی تی و بازسازی تصاویر

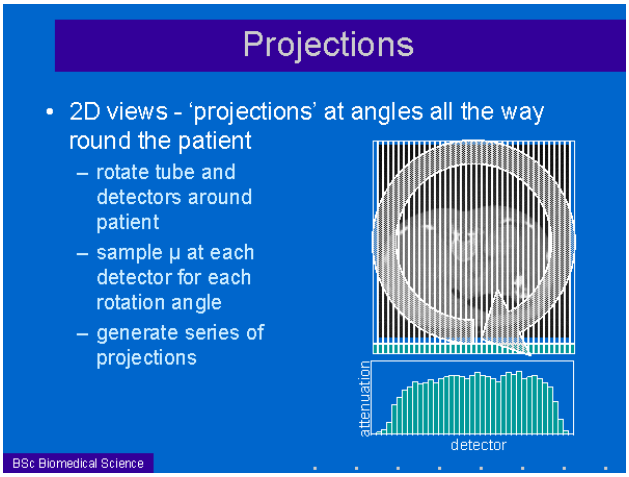
در سی‌تی‌اسکن پس از آنکه اشعه ایکس از بدن بیمار عبور نمود بر اساس شدت تضعیف اشعه توسط هر قسمت از اندام مورد تابش اشعه عبوری به آشکارسازها (detectors) برخورد نموده و طی مراحلی تبدیل به یک سیگنال الکتریکی شده و به مرکز پردازش کامپیوتر دستگاه برای انجام محاسبات جهت بازسازی تصویر فرستاده می‌شود. در قسمت کامپیوتر هر یک از این سیگنالها معرف اعدادی بسیار نزدیک به هم در یک شبکه ماتریس جایگذاری می‌شود که توسط روش‌های ریاضی پیچیده نسبت ضرایب تضعیف در هر وکسل محاسبه می‌گردد .



شکل ۰-۱: برخورد اشعه عبوری به آشکارساز

سپس بازسازی تصویر با اندازه‌گیری ضریب تضعیف خطی (μ) در هر وکسل به دست می‌آید . اعداد سی تی به دست آمده از این روش خیلی به نزدیک به هم هستند که به‌کارگیری آن‌ها برای بیان خصوصیات جسم مشکل است و با این اعداد نمی‌توان تصویر مقیاس خاکستری (gray scale) به وجود آورد.

برای رفع این مشکل با بکار گیری مقیاس استانداردشده‌ای بنام عدد سی‌تی (CT number)، هر یک از این اعداد را نسبت به ضریب خطی آب سنجیده شده اعداد حاصله همان اعداد سی تی می‌باشند , واحد این اعداد به دست آمده به احترام هانسفیلد که در ابداع سی تی اسکن نقش بسیار مهمی را ایفا نموده است (Hounsfild unit) انتخاب گردیده است.



شکل ۰-۲: نحوه ایجاد تصویر

محاسبه ارتباط بین ضریب جذب خطی پیکسل و ضریب جذب خطی آب توسط کامپیوتر از رابطهٔ زیر به دست می‌آید.

$$\text{Ct number (Hu)} = k(\mu_p - \mu_w)/w_e$$

μ_P ضریب جذب خطی پیکسل

K بنام ضریب تقویت یا ضریب بزرگنمایی ، در دستگاه‌های فعلی برابر با ۱۰۰۰

μ_W ضریب جذب خطی آب

واحد عدد سی‌تی، HU (Hounsfield Unit)

اعمال ضرایب جذب خطی هوا، استخوان متراکم و آب در فرمول به شرح ذیل است :

عدد CT آب : صفر

عدد CT استخوان متراکم : ۱۰۰۰+

عدد CT هوا : ۱۰۰۰-

عدد CT تمام بافت‌های بدن در دامنه ۱۰۰۰- تا ۱۰۰۰+ قرار می‌گیرد. اما در بیشتر دستگاه‌های فعلی، دامنه گسترده‌ای از (۱۰۰۰- تا ۴۰۰۰+) بکار برده می‌شود.

نیاز به اعداد بزرگ‌تر از ۱۰۰۰+ برای به تصویر کشیدن اجسام خارجی فلزی با دانسیته‌ای بالاتر از استخوان متراکم است.

حداکثر حساسیت CT اسکن نسبت به اختلاف ضریب تضعیف خطی افتراق بافت‌هایی با اختلاف ضریب تضعیف ۱ ٪ است.

اصول تفسیر اعداد CT

تشخیص تغییرات پاتولوژیک با اندازه‌گیری عدد CT بافت‌ها تا حدودی امکان‌پذیر است.مثلاً ناحیه‌ای با HU ۴۰۰+ یا بیشتر، دارای کلسیم است. ناحیه‌ای با ۶۰۰HU- بایستی محتوی گاز باشد. عدد CT چربی کمتر از صفر ولی بیشتر از عدد CT هوا است. توده هموژنی که عدد CT آن 120 - HU باشد, محتوی چربی است و (لیپوم یا سایر تومورهای بافت چربی). عدد CT کیست‌های ساده, در محدودهٔ عدد CT آب است. البته بایستی در نظر داشت که ضریب تضعیف یک ضایعه فقط یکی از پارامترهای تشخیصی است. پارامترهای آناتومیک دیگر ضایعه از قبیل: اندازه، شکل، حاشیه، ضخامت دیواره، فاصله با بافت مجاور، enhance بامادهٔ حاجب، هموژنیسیتهٔ ضایعه، نیز در تشخیص و بررسی ضایعات نقش مهمی دارد.

عرض ویندو Window Width

عرض ویندو، گستره اعداد هانسفیلد روی یک تصویر را تعیین می‌کند. برنامه نرم‌افزاری سایه‌های خاکستری به اعداد سی تی که در گستره انتخابی قرارگرفته‌اند، اختصاص می دهند. کلیه مقادیر بالاتر از گستره انتخابی، سفید ظاهرشده و هرگونه مقدار پایین تر از گستره انتخابی، سیاه ظاهر می‌شود. با اضافه کردن عرض ویندو، به هر سایه خاکستری شماره‌های بیشتری اختصاص می‌یابد. عموماً برای تصویربرداری از انواع بافتی با تفاوت‌های زیاد در مواقعی که هدف دیدن کلیه بافت‌های مختلف در یک تصویر باشد، مقادیر ویندوی عریض (۴۰۰ تا ۲۰۰ واحد هانسفیلد) بهترین مقدار است. برای مثال در تصویربرداری از ریه لازم است که پارانشیم ریه با چگالی پایین را همراه با ساختارهای عروق با چگالی بالا مشاهده کرد. ویندوهای عریض تر، بافت‌های تشریحی بیشتری را در بر می‌گیرند ولی تمایز چگالی ظریف از بین می رود. انواع بافتی با چگالی مشابه بایستی با عرض ویندوی پایین تر یا باریک (۵۰ تا ۴۰۰ واحد هانسفیلد) نشان داده شوند. این روش در بررسی مغز که در آن تغییرات زیادی از لحاظ اعداد CT وجود ندارند، بهترین روش محسوب می‌شود.

تراز ویندو (Window Level)

تراز ویندو مقدار مرکزی عرض ویندو را بر می‌گزینند. تراز ویندو اعداد هانسفیلدی را بر می‌گزینند که بر روی تصویر نمایش داده می‌شوند. برای مثال، اگر عرض ویندو یک تصویر معین در ۳۰۰ تنظیم شود، از ۴۰۰۰ عدد هانسفیلد موجود کدام ۳۰۰ عدد هانسفیلد نمایش داده خواهد شد؟ پاسخ تماماً بستگی دارد به اینکه کدام تراز ویندو انتخاب شود. اگر تراز ویندو صفر انتخاب شود، مقادیر هانسفیلد بر روی این تصویر گستره‌ای از -۱۵۰ تا ۱۵۰ را خواهد داشت.

هر عددی پایین تر از -۱۵۰ سیاه ظاهرشده درحالی‌که هر عدد بالاتر از ۱۵۰ سفید خواهد شد. اگر تراز ویندو به ۲۰۰ افزایش داده شود، گستره اعداد هانسفیلد مشاهده‌شده بین ۵۰ و ۳۵۰ تغییر می‌یابد. تراز ویندو بایستی در نقطه‌ای تنظیم شود که در حد میانگین عدد تضعیف بافت مورد نظر واقع شده باشد. هر پروتکل اسکن برای فیلم زنی دارای تراز ویندو و عرض ویندو پیشنهاد شده است. این میزان‌های پیشنهادی تقریبی هستند زیرا مقادیر تا حد زیادی ترجیحی انتخاب می‌شوند. همچنین مقادیر مطابق با اندازه و ترکیب بدنی بیمار تا حدی زیادی تفاوت می‌کند. البته نیازی به حفظ کردن مقادیر ww/wl نیست و در روی سیستم بر حسب ناحیه کاری مورد تصویربرداری، ذخیره‌شده، وجود دارد.

ناحیه مورد نظر ROI

یکی از امکانات نمایش موجود بر روی کلیه اسکنرها، تعیین نمودن ناحیه‌ای بر روی تصویر است. این ناحیه به عنوان ناحیه مورد نظر (Region of Interest) یا ROI معروف می‌باشد. یک ROI غالباً دایره‌ای شکل بوده ولی ممکن است به اشکال بیضی، مربعی، مستطیلی یا نوع مرسوم بخش، تعیین شود. و با توجه به عملکردی که داده می‌شود، عمل می‌کند. به عنوان مثال با گرفتن ROI ممکن است اندازه تصویر بزرگ‌تر یا کوچکتر شود و همین طور با کشیدن ROI بر روی تصویر عدد هانسفیلد را برای ما نشان دهد.

فیلتراسیون

دو نوع فیلتراسیون در سی تی مورد استفاده قرار می گیرد. فیلتر های ریاضی مثل الگوریتم های استخوان یا بافت نرم برای افزایش قدرت تفکیک ناحیه آناتومیکی خاص مورد نظر در فرایند بازسازی سی تی استفاده می شوند. فیلتراسیون ذاتی تیوب ساخته شده از آلومینیوم یا تفلون برای شکل دادن به بیم پرتوی از طریق فیلتر کردن پرتوهای کم انرژی که در تولید اسکتر نقش دارند، مورد استفاده قرار می گیرند. فیلتر های مخصوص که فیلتر های پاپیونی نامیده می شوند، پرتوهای کم انرژی را قبل از رسیدن به بیمار جذب می کنند. بیم پرتوئی پلی کروماتیک است; بدین معنی که این بیم متشکل از پرتوها با انرژی های مختلف است. به طور ایده آل بیم پرتوی باید مونوکروماتیک باشد یا از فوتون هایی با انرژی یکسان تشکیل شده باشد. فیلتراسیون سنگین باعث تشکیل بیم پرتوی یکنواخت تر می شود. هر چه بیم یکنواخت تر باشد مقادیر تضعیف یا مقادیر سی تی برای ناحیه آناتومیکی اسکن شده دقیق تر خواهد بود.

توزیع یکسان فوتون در سراسر بیم پرتوئی

سخت شدگی یکسان پرتو عبوری از فیلتر یا جسم

کاهش دوز کلی بیمار با حذف پرتو های کم انرژی

ساخته شده از آلومینیوم، گرافیت به شکل های منحنی، گوه یا مسطح

آشکارساز ها

آشکارساز ها اطلاعات را از طریق اندازه گیری تضعیف پرتو عبوری از جسم جمع آوری می کنند.

ویژگی های بسیار مهم آشکارساز های پرتو ایکس استفاده شده در سی تی:

- ✓ **بازده**
- ✓ **زمان پاسخ (پستاب)**
- ✓ **خطی بودن**

بازده به پرتوهای رسیده به آشکارساز که توانسته اند آشکار شوند اشاره دارد.

زمان پاسخگویی به سرعت تبدیل اشعه ایکس آشکارشده و تبدیل آن به پالس الکتریکی یا جریان اشاره دارد.

خطی بودن به تناسب بین خروجی آشکارساز و تعداد پرتوهای برخوردی به آن اشاره دارد.

دو نوع آشکارساز مورد استفاده در سی تی:

آشکارساز های سنتیلاسیون:

متشکل از مواد جامدی که انرژی اشعه ایکس را به فوتون های نوری تبدیل می کنند. سپس نور ساطع شده را با استفاده از تیوب فتومالتی پلایر یا فتودیود سیلیکون به جریان الکتریکی تبدیل می کنند. ماده ای که با جذب انرژی پرتو ایکس نور تولید می کند سنتیلاتور نامیده می شود و ترکیب سنتیلاتور و دستگاه تبدیل نور به جریان، آشکارساز سنتیلاسیون نامیده می شود.

آشکارساز های یونیزاسیون گازی:

بر پایه یونیزاسیون گاز درون یک اتاقک بسته هنگام جذب اشعه ایکس در گاز عمل می کنند. اصلی ترین عیب آشکارساز های گازی بازده پایین آنهاست.

ویژگی های آشکارساز مطلوب

بازده جذب بالا

بازده تبدیل بالا

بازده گیراندازی بالا

پایداری و تکرارپذیری بالا

آشکارساز های سنتیلاسیون

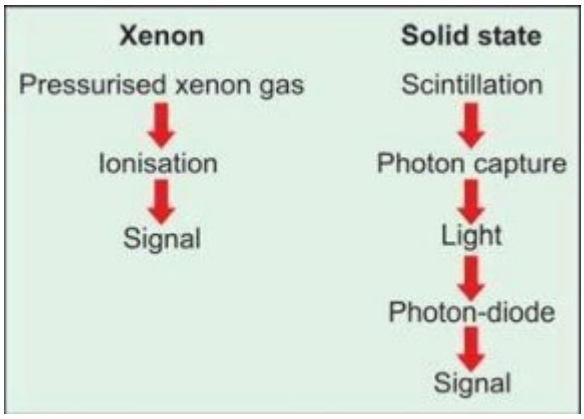
از کریستال سنتیلاسیون کوپل شده با تیوب فوتومولتی پلایر برای تبدیل نور به الکترون ها استفاده می شود.

مقدار نور تولید شده متناسب با انرژی پرتو ایکس جذب شده است.

در ماشین های نسل قدیمی مورد استفاده قرار می گیرد.

عیب آن پس تابش است.

مثال ها – یدید سدیم، تنگستات کادمیم، یدید کاسیوم



شکل ۱,۱۰: نمودار شماتیک نشان دهنده مکانیزم آشکارساز زنون و حالت جامد.

کنسول اپراتور

کنسول اسکن

فاکتور های تکنیکی، ضخامت برش، تعداد اسکن ها و زاویه گانتری
اسکن را شروع کرده، اطلاعات بیمار را ثبت کرده و میداد دید (FOV) را تنظیم می کند.

کنسول نمایش

برای دستکاری اطلاعات به دست آمده پس از انجام اسکن استفاده می شود
کارهای پس از انجام پردازش مانند اندازه گیری ها، بازسازی های MIP و آرایش های سه بعدی پهنای و ارتفاع پنجره

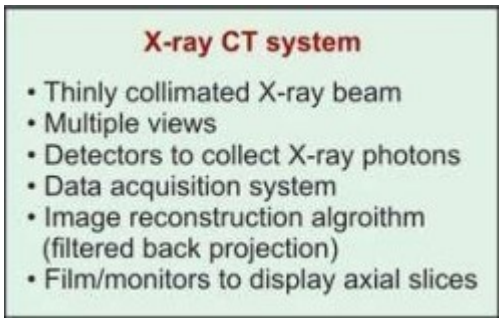
کامپیوتر

فرآیند های کامپیوتری با استفاده از یک مبدل آنالوگ به دیجیتال، سیگنال آنالوگ را دیجیتال تبدیل می کنند. کامپیوتر سیگنال دیجیتال را در طول اسکن ذخیره کرده و پس از اتمام اسکن تصاویر را بازسازی می کند. عمل بازسازی را می توان بلافاصله یا پس از مدتی انجام داد. اطلاعات را می تواند را برای بازسازی در پلن های متنوع دستکاری کرد.

خلاصه فرآیند ها

تشکیل تصویر CT یک فرآیند با سه فاز مشخص می باشد.

فاز بازسازی اطلاعات به دست آمده را پردازش کرده و یک تصویر دیجیتال را شکل می دهد.
فاز اسکن اطلاعات را تولید کرده اما تصویری تشکیل نمی دهد.
تصویر آنالوگ قایل مشاهده و نمایش داده شده (سایه های خاکستری) در فاز تبدیل دیجیتال به آنالوگ تولید می شود.

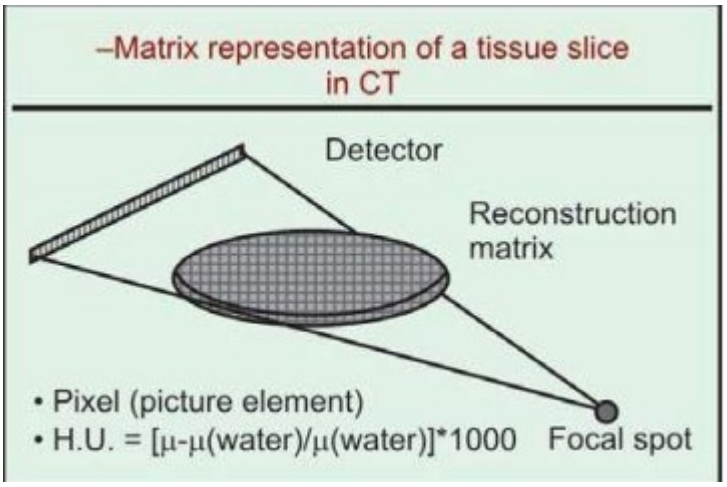


شکل ۱,۱۱: خلاصه ای از تشکیل تصویر CT

بازسازی تصویر

کامپیوتر سیگنال آنالوگی را دریافت کرده و آن را با استفاده از یک مبدل آنالوگ به دیجیتال به یک رقم دوتایی تبدیل می کند. سیگنال دیجیتال ذخیره شده و پس از اتمام اسکن بازسازی می شود.

هر تصویر بر روی یک ماتریس به نمایش گذاشته می شود که هر یک از مربع های موجود در آن یک پیکسل نامیده شده و بر حسب مقدار انرژی رسیده به آشکارساز عددی به آن اختصاص داده می شود. این عدد واحد هانسفیلد نامیده می شود.



شکل ۱,۱۲: نمودار های شماتیک نشان دهنده مفهموم پیکسل و وکسل

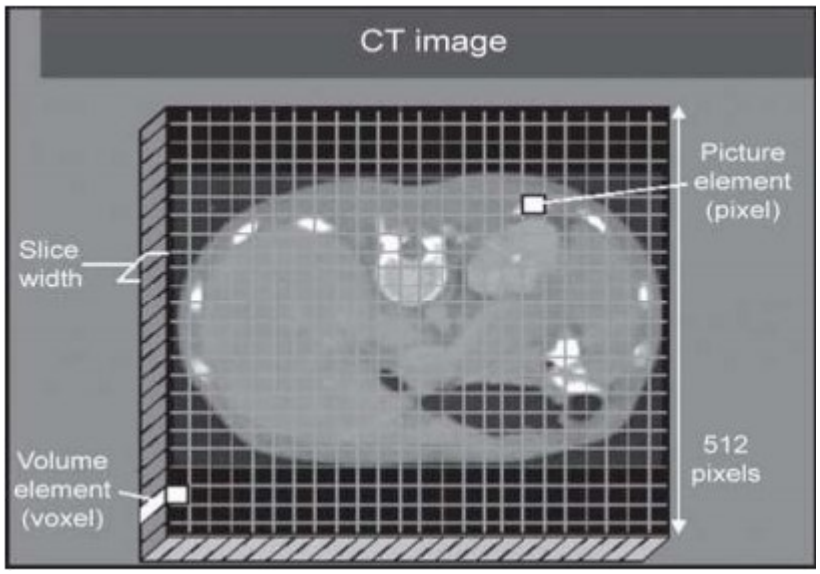
آناتومی بازسازی شده یک جسم با فرمت دیجیتال از تعداد زیادی از بلوک های باریک تشکیل شده است که نماینده حجمی از بافت با نام وکسل می باشد (شکل های ۱,۱۲ و ۱,۱۳). عمق هر وکسل پارامتر مهمی می باشد که به ضخامت برش بستگی داشته و به هر واحد سایه ای خاکستری اختصاص داده می شود.

پیسکل تجسمی دوبعدی از یک وکسل در صفحه کامپیوتر بوده و تنها دارای ارتفاع و پهنا می باشد.

اعداد CT

اعداد CT و واحد های هانسفیلد

مقدار دیجیتال نسبت داده شده به هر پیکسل واحد های هاسنفیلد یا HU نامیده می شود که بر روی مقیاسی قرار می گیرد در آن آب، هوا و استخوان به ترتیب مقادیر برابر با صفر، ۱۰۰۰- و ۱۰۰۰+ را به خود می گیرند. مقادیر HU منعکس کننده دانسیته الکترونی و بدنبال آن ترکیبات فیزیکی وکسل بافتی می باشد که پیسکل نماینده آن است.



شکل ۱,۱۳: نمودار شماتیک نشان دهنده محتویات موجود در یک برش آگزیال CT

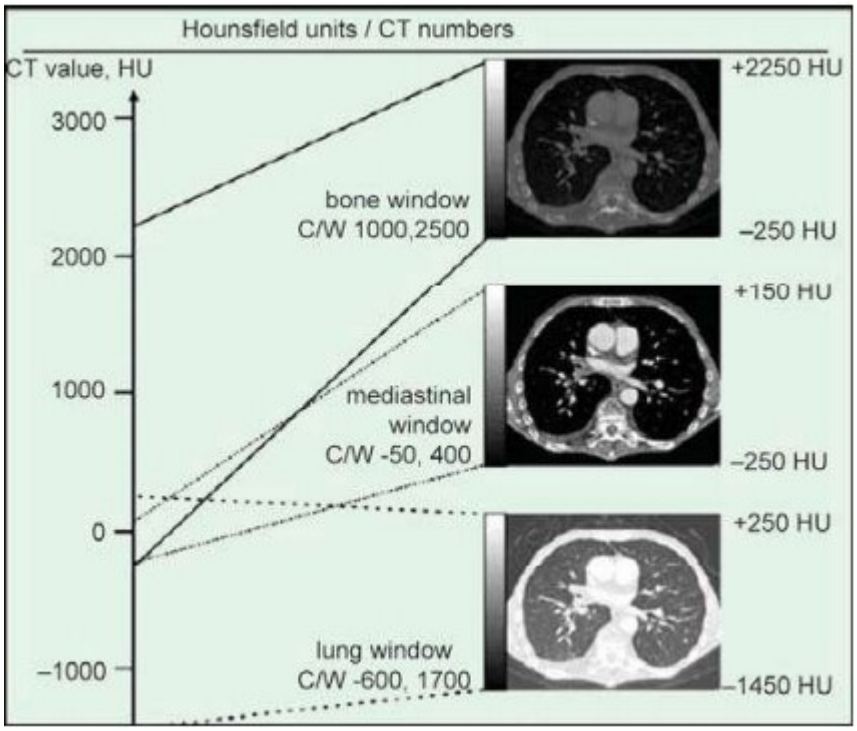
بازسازی ضرایب تضعیف خطی را به دنبال دارد که معمولا متناسب با آب بوده و با یک عدد بزرگتری به نام عدد CT درجه بندی می شود.

$$CT\ number = K\ \frac{\mu_{\text{بافت}} - \mu_{\text{آب}}}{\mu_{\text{آب}}}$$

مقادیر پیسکل برای برخی از بافت های زیستی عبارتند از:

بافت	بازه عدد CT بر حسب HU
هوا	−۱۰۰۰
ریه ها	−۳۰۰ تا −۹۰۰
چربی	−۸۰ تا −۱۲۰
آب	۰
عضله	۳۰ تا ۱۰
بافت نرم	۳۰ تا ۱۰
قشر استخوان	۱۰۰ تا ۵۰

ترابکولای استخوان	۱۰۰۰ تا ۵۰۰



شکل ۱,۱۴ نمودار شماتیک نشان دهنده واحد هانسفیلد

پنجره گذاری و مقیاس خاکستری

تکنیک پنجره گذاری، دستکاری الکترونیکی اطلاعات می باشد که به ما این امکان را می دهد که سایه های خاکستری برای نمایش بازه محدودی از مقادیر HU به کار گرفته شوند تا بتوان ساختار های مختلف را به تصویر کشید.

اسکن های CT به صورت تصاویر مونوکروم بر روی صفحه تلوزیون به نمایش گذاشته می شوند. مقدار پیسکل در نقطه ای مشخص از تصویر به سطحی از خاکستری تبدیل شده است. با این وجود، بازه مقادیر پیسکل تقریبا از ۱۰۰۰- (هوا) تا ۸۰۰+ (استخوان متراکم) بوده و چشم در بهترین حالت تنها می تواند ۳۲ سطح خاکستری را تمییز دهد. عمده بافت های نرم در بازه ۱۰۰- تا ۱۰۰+ قرار می گیرند بنابراین سیستمی تحت عنوان پنجره گذاری توسعه یافته است که به رادیولوژیست ها امکان مشاهده داینامیک تصاویر را می دهد.

کاهش پهنای پنجره، کنتراست تصویر را افزایش می دهد بنابراین برای نگاه کردن به تغییرات موجود در بافت های نرم مناسب می باشد.

افزایش پهنای پنجره امکان مشاهده ساختارهای با بازه پیکسلی بزرگ (همانند استخوان ها و ریه ها) را فراهم می کند.

افزایش ارتفاع پنجره به استخوان های متراکم تر را قابل مشاهده می کند.

پنجره گذاری به شما این امکان را می دهد که تصویر را تغییر دهید. کپی های سخت با فیلم را در تنظیمات پنجره مشخص (تعیین شده توسط کاربر) تهیه می شوند تا کپی مناسبی از تصویر اصلی باشد. اعمال تشخیصی مناسب می بایست به تصاویر موجود بر یک کنسول تشخیصی دسترسی داشته باشند تا امکان پنجره گذاری به هنگام نیاز فراهم باشد.

کیفیت تصویر

قدرت تفکیک فضایی

قدرت تفکیک کنتراست

غیریکنواختی فضایی و نویز

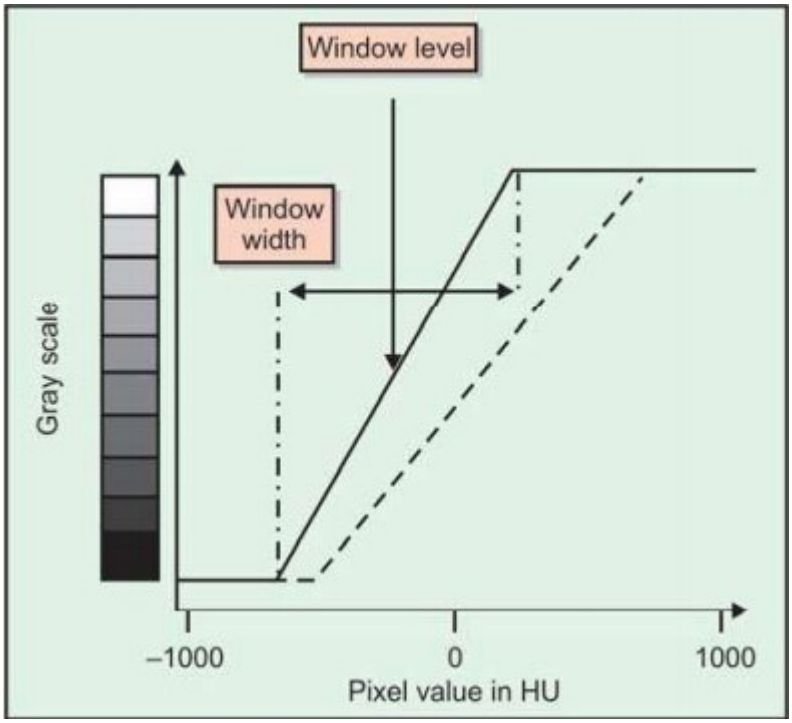
خطی بودن

آرتیفکت های تصویر

نویز و آرتیفکت های تصویر دو مورد از بزرگترین دشمنان کیفیت تصویر CT می باشند. مولفه های CT را می توان برای کاهش یا حذف اثرات مخرب این تصاویر دستکاری نمود.

قدرت تفکیک فضایی

توانایی سیستم CT تمییز بین اجسامی کوچکی می باشد که در مجاورت یکدیگر قرار گرفته اند. قدرت تفکیک اسکنر CT به چگونگی به تصویر کشیده شدن اجسام کوچکی که به یکدیگر نزدیک بوده ولی مقادیر تضعیف یا اعداد CT بسیار متفاوتی دارند، بستگی دارد.



شکل ۱,۱۵: ارتباط بین عرض و ارتفاع پنجره

مولفه هایی وجود دارند که تکنولوژیست CT می تواند با دستکاری آن ها قدرت تفکیک فضایی را در نواحی با فرکانس بالا بهبود ببخشد. به کارگیری الگوریتم های استخوان، واضح (Sharp)، با فرکانس بالا و با عبور زیاد به هنگام بازسازی می تواند قدرت تفکیک فضایی را افزایش دهد.

سایر عواملی که که بر قدرت تفکیک فضایی اثر می گذارند شامل اندازه پیکسل - که تحت تاثیر میدان دید انتخاب و اسکن شده و اندازه ماتریس قرار دارد – پهنای آشکارساز، فاصله بین آشکارساز ها، تعداد پروجکشن یا نماها به دست آمده و اندازه نقطه کانونی می باشد.

میدان دید (FOV)

قطر میدان دید اثر اثبات شده ای بر کیفیت تصویر از خود به نمایش گذاشته است.

FOV را می بایست متناسب با اندازه ناحیه آناتومیکی که قرار است مورد بررسی قرار گیرد، تنظیم نمود.

به طور ایده آل پیکسل ها می باست از حداقل فاصله قابل تفکیک توسط اسکنر کوچک تر باشند.

قدرت تفکیک کنتراست

قدرت تفکیک کنتراست توانایی اسکنر CT در تفکیک تفاوت های اندکدر تضعیف موجود بر روی تصویر CT می باشد. قدرت تفکیک کنتراست همچنین با عناوینی مانند قدرت تفکیک کنتراست کم و قدرت تفکیک بافتی نیز

شناخته می شود. قدرت تفکیک کنتراست توسط نویز محدود می شود بدین طریق که با افزایش نـویز یـک تصـویر، قدرت تفکیک کنتراست کاهش یافته و به طبع آن توانایی اسکنر CT در به تصـویر کشـیدن تفـاوت هـای انـدک در دانسیته بافتی با مانع مواجه می شود.

الگوریتم های بافت نرم، استاندارد و یا صاف (Smooth) در حین فرآیند بازسازی برای تشدید قدرت تفکیـک کنتراست و بافت نرم به کار برده می شود.

نویز تصویر

نویز به عنوان اولین عامل محدود کننده کیفیت تصویر CT در نظر گرفته می شـود. نـویز بخشـی از سـیگنال می‌باشد که اطلاعاتی در بر ندارد. نویز توسط تظاهری دانه دار در تصویر مشخص می شود.

انواع عمده نویز عبارتند از نویز کوانتومی، نویز الکترونیکی و نویز محاسـباتی. نـویز کوانتـومی در اثـر تعـداد فوتون های اندک رسیده به آشکارساز پس از تضعیف در بدن به وجود می آید. هر عامل محدودکننده تعـداد فوتـون های تضعیف شده رسیده به آشکارساز نویز تصویر را افزایش می دهد. اندازه ساختار آناتومیکی، کاهش ضخامت برش بدون افزایش فاکتور های تکنیکی، کاهش اندازه پیکسل و وجود تشعشع پراکنده عـواملی هسـتند در نـویز تصـویر سهیم می باشند.

نویز الکترونیک، نویزی در تصویر می باشد که می تواند توسط ارتعاش هر یک از اجزا فیزیکی بـه ویـژه اجـزا دوار یا نوسانات برق ایجاد شود. نویز محاسباتی حاصل تمامی نوسانات آماری می باشد که حاصل از ریاضیات بازسازی بوده که برای تولید تصویر CT ضروری می باشد. عواملی که در ادامه ذکر می شوند بر نویز تصویر اثرگذار می باشند:

- اندازه وکسل، ضخامت برش، ماتریس و FOV
- الگوریتم فیلتر و MAs

آرتیفکت های تصویر

" آرتیفکت هر گونه اعوجاج یا خطایی در تصویر می باشد که نسـبت بـه موضـوع در حـال مطالعـه نـامرتبط می‌باشد."

آرتیفکت ها می توانند به صورت ناپیوستگی های هندسی، محوشدگی، نواری و یا اعـداد CT نادرسـت ظـاهر شوند. آرتیفکت های نواری متداول ترین اعوجاج ها یا خطاهایی می باشند که کیفیت تصاویر CT را تحت تـاثیر قـرار می دهند. حرکت، اجسام فلزی و نیز خارج از میدان، اثرات شیب لبه، سطوح مشترک با فرکانس بالا – پایین، عملکرد های نامناسب تجهیزات و خطاهای نمونه برداری همگی از دلایل ایجاد آرتیفکت های نواری می باشند.

عملکردهای نامناسب تجهیزات همانند انحنای تیوب، عملکرد های نامناسب الکتریکی و سوء عملکرد های آشکارساز آرتیفکت های نواری را در تصویر CT تولید می کنند.

منابع آرتیفکت

شکل گیری اطلاعات

حرکت بیمار

اثرات پلی کروماتیک

ناهمترازی تجهیزات

منبع مختل اشعه ایکس

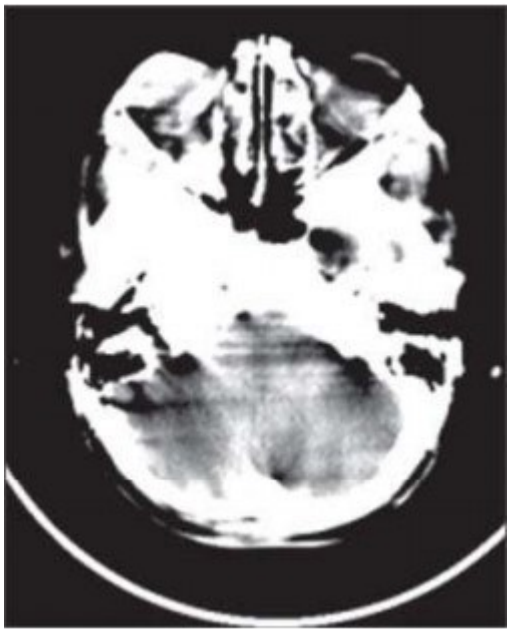
مولفه های تصویر CT – تعاریف و بازه ها

نویز	**تمامی تصاویر CT حاوی نویز یا تغییرات پیکسل به پیکسل در مقادیر پیکسل تصویری از یک جسم با ضرایب تضعیف خطی یکنواخت می باشند. نویز بر حسب انحراف استاندارد (σ) مقادیر پیسکل موجود در مساحتی از تصویر می باشد. واحد آن عبارت است از HU و معمولا در بازه ۳ تا ۳۰ HU قرار دارد.**
قدرت تفکیک فضایی در صفحه تصویر	**این مورد معمولا به صورت پهنای کامل در نصف ماکزیمم (FWHM) تابع پخش نقطه ای (PSF) اندازه گرفته شده بر حسب mm و یا فرکانس فضایی ٪۵۰ تابع انتقال مدولاسیون (MTF) اندازه گرفته شده بر حسب چرخه بر سانتی متر بیان می شود. (لازم است اشاره شود که درصد هایی غیر از ٪۵۰ نیز می توانند ذکر شوند). یک روش ساده برای تبدیل عبارت است از:** $$FWHM\ of\ PSF\ in\ mm = \frac{۵}{۵۰٪\ of\ MTF\ in\ cycles/cm}$$ **بازه معمول FWHM در تابع PSF از ۰,۷۵ تا ۲,۰ mm می باشد.**
قدرت تفکیک فضایی در محور طولانی	**این مورد ضخامت برش می باشد. تصویر میزان متوسط در طول پهنای برش می باشد بنابراین به طور کلی قدرت تفکیک فضایی تا مرتبه ای از بزرگی در این جهت پایین تر می باشد. این مورد همچنین اثر حجم جزئی را تشدید**

	می کند.
دز	دز های CT بر حسب mGy اندازه گرفته شده و به سمت مقادیر بیشتر تا حدود ۵۰ mGy نیز پیشروی می کند. CT یکی از بالاترین عواقب دوز بیمار را دربردارد.

آرتیفکت حرکتی بیمار (شکل ۱,۱۶)

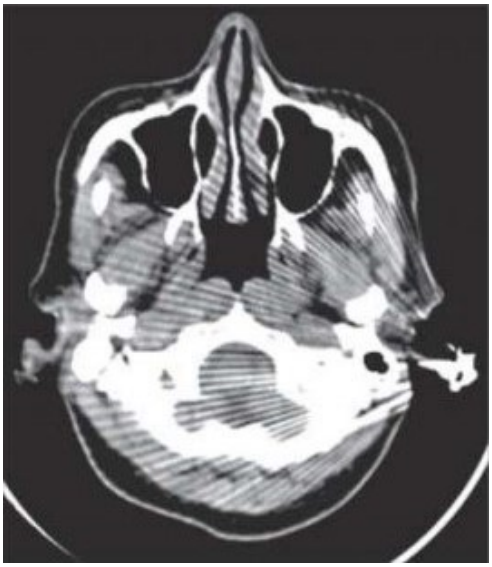
حرکت می تواند یا به صورت اختیاری یا غیراختیاری صورت پذیرد. صرف نظر از نوع حرکت صورت گرفته، کارآمدترین روش کاهش آرتیفکت حرکتی کاستن از زمان اسکن می باشد. روش های برای کاهش آرتیکفکت حرکتی بیمار شامل ثابت سازی بیمار، CT دروازه گذاری شده با ECG (ECG gated CT) و برخی الگوریتم های تصحیح می‌باشند.



شکل ۱,۱۶: CT آگزیال مغز نشان دهنده آرتیفکت های حرکتی

آرتیفکت های فلزی (شکل ۱,۱۷)

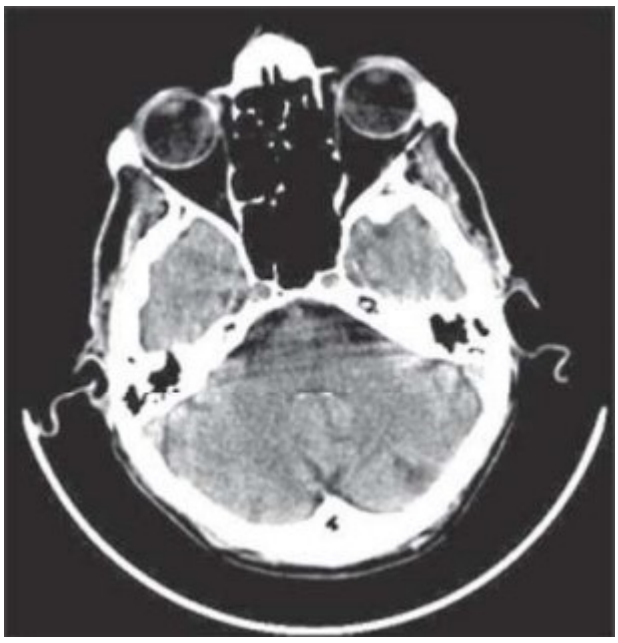
مواد فلزی همانند دستگاه های پروستتیک، پرشدگی های دندانی، گیره های جراحی و الکترود ها آرتیکفت های نواری بر روی تصویر ایجاد می کنند. چندین روش برای حذف آرتیکفت های منشا گرفته از فلزات فراهم شده است.



شکل ۱,۱۷: CT اگزیال مغز نشان دهنده آرتیفکت های فلزی

آرتیفکت سخت شدگی پرتو (شکل ۱,۱۸)

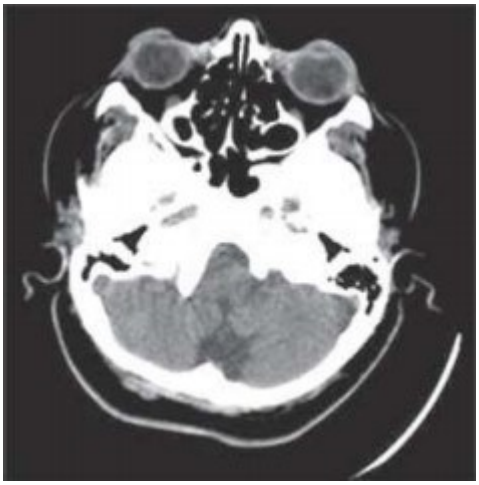
سخت شدگی پرتو پدیده ای است که از افزایش انرژی میانگین باریکه اشعه ایکس هنگام عبور آن از میان جسم ناشی می شود. بدین ترتیب، اعداد CT برخی ساختار های تغییر کرده و برخی آرتیفکت های را باعث می شود. این نوع از آرتیفکت را می توان با استفاده از فیلتری که یکنواختی باریکه در آشکارساز را تضمین می کند؛ کاهش داده یا حذف کرد.



شکل ۱,۱۸: CT آگزیال نشان دهنده آرتیفکت سخت شدگی پرتو

آرتیفکت حجم جزئی

آرتیفکت های حجم جزئی زمانی پدیدار می شوند که یک وکسل انواع مختلفی از بافت هـا را در برمـی گیـرد. این آرتیفکت اعداد CT را پدید خواهد آورد که متوسط تمامی انواع بافت ها می باشد. این مورد منشا اثر حجم جزئـی بوده و به صورت خطوط و نوارهایی پدیدار خواهند شد. استفاده از بـرش هـای نـازک تـر و برخـی الگـوریتم هـای کامپیوتری می تواند آرتیفکت های حجم جزئی را کاهش دهد.



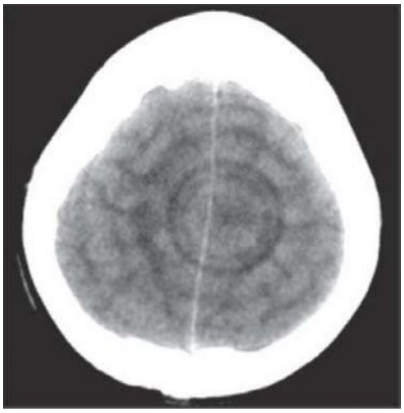
شکل ۱,۱۹: CT اگزیال مغز نشان دهنده حجم جزئی کلیووس (clivus)

آرتیفکت های پله – نردبانی

جدای از اثرات شناخته شده بر نمایه حساسیت مقطع و نویز متوسط تصویر، CT هلیکال با هندسه منحصر بـه فرد عدم تقارن های دوره ای پیچیده و غیریکنواختی هایی را در مجموعه اطلاعات حجمی باعث می شود کـه اثـرات کمتر شناخته شده ای همانند توزیع دوز متغیر و ضخامت مقطع بروز پیدا می کنند.

آرتیفکت حلقوی به صورت حلقه یا حلقه هایی مشاهده می شوند که بـر روی سـاختار هـای اسـکن شـده در تصویر CT هم پوشانی پیدا کرده اند. این آرتیفکت معمولا با سیستم های CT نسل سـوم یـا rotate-rotate مـرتبط می‌باشد. آرتیفکت حلقوی به دلیل وجود یک یا چندین آشکارساز ناهمتراز یا غیرکالیبره در آرایـه آشکارسـاز هـای سیستم های سی تی rotate-rotate پدیدار می شود.

کیفیت تصویر CT به توازن مولفه های مرتبط با قدرت تفکیک تصـویر بسـتگی دارد. متـوازن کـردن کیفیـت تصویر با دستکاری یا تغییر مولفه های CT به ناحیه یا وضعیتی در حال اکسن با درنظر داشتن دوز بیمار بسـتگی دارد. کیفیت تصویر همچنین به محدودسازی یا حذف اثرات مخرب تصویر نویز و آرتیفکت ها وابسته است.



شکل ۱,۲۰: CT آگزیال مغز نشان دهنده آرتیفکت حلقوی

بایگانی تصویر

انفجار وسیع اطلاعات با ظهور اسکنر های مدرن به انبوهی از تصاویر منجر شد کـه دسـتکاری اطلاعـات را در بازه گیگابایتی همراه با افزایش نیاز به به پردازش تصویر و گرافیک هایی با سرعت های تعاملی که تـوان پردازشـی را تسهیل می کند، ایجاب می نماید.

مدالیتـــه تصـــویر برداری	ماتریس	تعداد تصاویر	اندازه فایل
مـــــــاموگرافی دیجیتال	۰۹۲ × ۵۱۲۰ × ۱۲	۴	۱۶۰ *MB*
رادیـــــــوگرافی دیجیتال	۰۴۸ × ۲۰۴۸ × ۱۲	۴	۳۲ *MB*
CT	۵۱۲ × ۵۱۲ × ۱۲	۳۰	۱۵ *MB*
MRI	۲۵۶ × ۲۵۶ × ۸	۵۰	۶.۵ *MB*
فراصوت	۲۵۶ × ۲۵۶ × ۸	۲۴	۱.۵ *MB*
پزشکی هسته ای	۱۲۸ × ۱۲۸ × ۸	۲۴	۰.۴ *MB*

دستگاه های ذخیره سازی تصاویر

در قدیم از فیلم استفاده می شد (البته امروزه هم استفاده می شود) اما برای بایگانی و ذخیره تصاویر از سیستم آرشیو کامپیوتری یا PACS استفاده می شود. یعنی تصاویر بعد از تهیه شدن به سیستم آرشیو تصاویر یا PACS ارسال می شود که هم رادیولوژیست ها از روی تصاویر پکس گزارش می نویسند هم اینکه می توان تصاویر را بایگانی دیجیتالی کرد که کیفیت عالی هم در مقایسه با فیلم خواهند داشت.

فصل دوم

توسعه فناوری اسکنر

تمامی سیستم های CT با اشعه ایکس موارد زیر را به کار می‌گیرند

باریکه اشعه ایکسی که به میزان زیادی محدود شده است

نماهای متعدد

آشکارسازی هایی برای جمع آوری فوتون های اشعه ایکس

سیستم جمع آوری اطلاعات

الگوریتم بازسازی تصویر

فیلم یا نمایشگر هایی برای نمایش برش های آگزیال

تفاوت های پایه ای بین اسکنر های معمولی و هلیکال

معمولی

لامپ اشعه ایکس حول بیمار ثابت، می چرخد (تخت بین دفعات مختلف جمع آوری اطلاعات جابه جا می‌شود)

تمامی نماهای یک برش در وضعیت تخت یکسان به دست آمده اند

توان لامپ اشعه ایکس توسط سیم ها تامین می شود

برای باز و بسته شدن سیم ها، اسکن یک بار در جهت عقربه های ساعت و بار دیگر در خلاف جهت عقربه های ساعت انجام می‌شود

تاخیر بین اسکن ها: ۳,۵ ثانیه بین برش ها

اسکن هلیکال

گردش لامپ اشعه ایکس به صورت پیوسته بوده و بین اسکن ها تاخیری وجود ندارد (توان لامپ اشعه ایکس توسط حلقه لغزشی (Slip Ring) تامین می‌شود)

حرکت پیوسته تخت همراه با چرخش لامپ

هر نما در موقعیت مختلف تخت به دست آمده است

تصاویر را با ترکیب اطلاعات پروجکشن از طریق میان یابی (Interpolation) شکل می دهد. من دیگر اینجا نسل های سی تی اسکن را نمی نویسم چونکه منسوخ شده اند و دانستن آنها بجز پر کردن اطلاعات چرت و پرت کمکی به ما نمی کنند چراکه اکثر دستگاهها از نوع نسل سوم هستند.

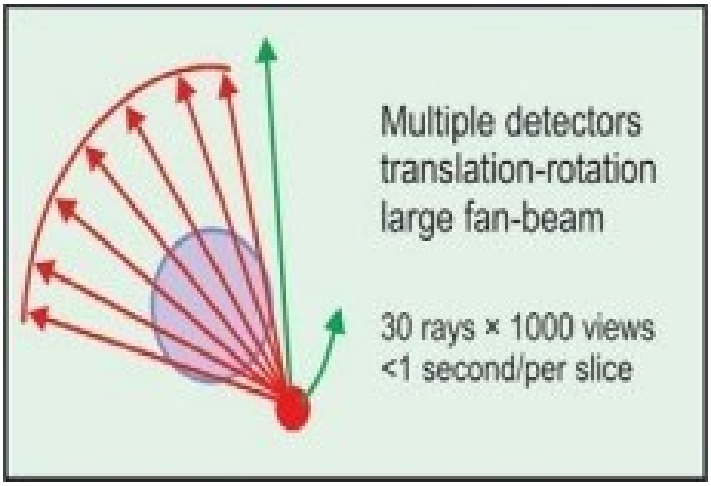
نسل سوم (شکل ۲,۳)

چندین آشکارساز

حرکت چرخشی

باریکه بادبزنی شکل پهن تر

زمان های اسکن کوتاه تر (۱ تا ۳ ثانیه)



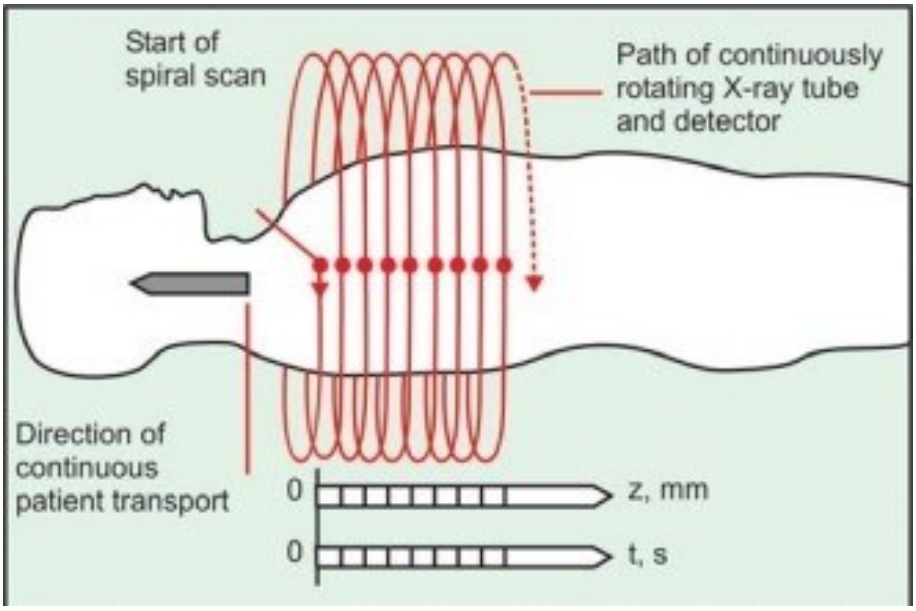
شکل ۲,۳: نسل سوم

CT اسپایرال / هلیکال

هم زمانی چرخش منبع، حرکت تخت و جمع آوری اطلاعات. می توان اطلاعات پروجشکن چندین برش پوشش دهنده حجمی از بدن بیمار را با صرف زمان ۱ ثانیه به ازای هر برش به دست آورد.

CT اسپایرال (شکل ۲,۵)

برجسته ترین پیشرفت فناوری CT در طی چندین سال گذشته، توسعه CT اسپرال (یا هلیکال) می باشد. در حین انجام CT اسپایرال، همزمان با حرکت یکنواخت بیمار در طول میدان اسکن اشعه ایکس، لامپ اشعه ایکس پیوسته در حال چرخش می باشد. برخلاف مجموعه اطلاعات جداگانه ای که CT استاندارد به ازای هر برش مختلف ایجاد می کند، CT اسپایرال یک مجموعه اطلاعات پیوسته برای تمامی ناحیه اسکن شده تولید می کند.



شکل ۲,۵: نمودار نشان دهنده اسکن اسپایرال

مزایای CT اسپایرال نسبت به CT استاندارد

سرعت: از آن جایی که بیمار پیوسته در حال حرکت از میان اسکنر می باشد، زمان آزمون بـه میـزان قابل توجهی کوتاه می شود. کل ناحیه سینه یا قفسه سینه را می توان در مدت زمان ۳۰ ثانیه معمولا در طـی یک بار حبس تنفس، اسکن کرد.

تشخیص بهتر ضایعات کوچک: در CT استاندارد، مریض به منظور جمع آوری اطلاعات مرتبط با یـک برش، نفس خود را نگه داشته سپس نفس کشیده و پس از آن دوباره نفس خود را برای برش بعدی حبس مـی کند. در صورتی که بیمار هر بار نفس خود را به گونه متفاوتی تگه دارد، در اینصورت ممکـن اسـت ضـایعات کوچک از صفحه ساکن هر یک از برش های مجاور جا مانده و بنابراین تشخیص داده نشوند. از آن جایی کـه CT اسپایرال را می توان با یک بار حبس تنفس انجام داد، در اینصورت برش های مجاور به معنای واقعی کلمه در کنار هم قرار دارند. همچنین از آن جایی که حجمی از اطلاعات به دست می آید، فاصله بین برش های بـه دست آمده را می توان پس از اتمام اسکن تغییر داد. این عمل باعث می شود که ضایعات تشخصی داده شده در وسط برش قرار گرفته و بنابراین تصویر دقیق تری از ضایعه فراهم شود.

تشدید کنتراست بهینه تر: اغلب ماده کنتراست داخل وردید در حین اسکن CT تزریق می شـود. بـه دلیل اینکه CT اسپایرال می تواند ناحیه اسکن موردنظر را در طول چنین زمان کوتاهی تصـویربرداری کنـد، می توان تزریق ماده کنتراست را به منظور تضمین تشدید کنتراست بهینه و ارزیابی بهتر اندام هـا و عـروق خونی مختلف، زمان بندی کرد.

بازسازی و دستکاری تصویر: **حجم اطلاعات به دست آمده با استفاده از CT اسپایرال را می توان با بـه کارگیری کامپیوتر های قدرتمند متصل به اسکنر به شیوه های بسیار جالبی دستکاری کرد. تصاویر عرضی را می توان در قالب هر صفحه بازسازی کرد. تصاویر CT را می توان شکل داده و در هر موقعیتی قرار داد. نمایی سطحی از بدن را می توان به وجود آورده و پس از آن پوست، عضلات و اندام های هم پوشانی کننده را کنـار زد. عروق مشاهده شده را ماده کنتراست را می توان جداکرده و به آنژیوگرام های CT تبدیل کرد**

اطلاعات تکنیکی اسکن های هلیکال

پایه اصلی فناوری CT هلیکال، معرفی فناوری حلقه لغزشی می باشد. کارهای پیش رو در این زمینـه را کلنـدر (Kalendar) در سال ۱۹۸۹ انجام داده است.

مزایا

- **حرکت پیوسته تخت بدون تاخیرهای موجود بین اسکن ها**
- **بازسازی تصویر در هر موقعیت یا فاصله**
- **پوشش حجم زیاد با یک بار حبس تنفس**
- **عدم وجود تاخیر بین اسکن ها**
- **تشکیل تصاویر با ترکیب اطلاعات پروجکشن از طریق میان یابی**

حلقه لغزشی اسپایرال

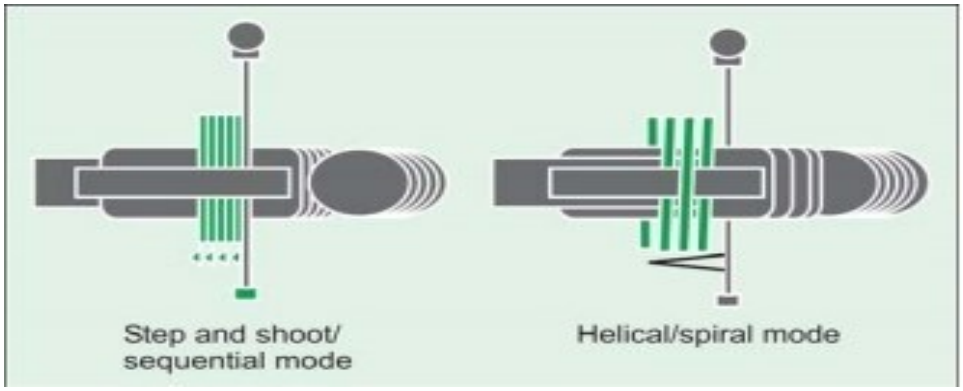
اسکن اسپایرال، هلیکال یا حجمی نیز نامیده می شود

این امکان را فراهم می آورد که اجزای آشکارساز و لامپ اشعه ایکـس بـه طـور پیوسـته و در قالـب سکانسی بدون توقف چرخش کرده و سگمنت های کل بدن را در طول یک بار حبس تنفس اسکن کند.

شکل ۲,۶: حلقه لغزشی

اصول بازسازی

اطلاعات در CT اسپایرال را می توان به دو روش به دست آورد:



شکل ۲,۷: نمودار شماتیک حرکت لامپ

فرق عمده جمع آوری اطلاعات در CT اسپایرال در این است که CT اسپایرال اطلاعات را از جریان پیوسته داده ها نمایش می دهد که می توان آن را به طور محاسباتی دستکاری کرده تا پروجکشن های با مقادیر متغیری از برش های مجاور را به نمایش گذارد بدین ترتیب این امکان وجود دارد که برش ها با فواصل کوچک تر از ضخامت برش از پیش تعیین شده بازسازی کرد.

این مورد یک مزیت عمده به حساب می آید چرا که به ما کمک می کند تا بهتـرین بـرش را در طـول آنومـالی موضعی پیدا کرد. همچنین به تولید مجموعه اطلاعات سه بعدی بهتری منجر می شود.

هنگامی که پیچ جمع آوری (اطلاعات) بزرگ بوده و اگر فاصله بازسازی کوچک باشد در اینصورت نمـی تـوان اطلاعات بیشتر آن چنانی به دست آورد.

به عنوان یک قاعده کلی با پیچ برابر با ۱ می توان ۳ تا ۵ برش را بازساری کرد و با پیچ برابر بـا ۲ تعـداد بـرش های به دست آمده به ۲ برش کاهش پیدا می کند.

ضخامت برش موثر توسط مولفه های جمع آوری (کولیماسیون و پیچ) و میان یابی تعیین می شود.

تشکیل تصویر

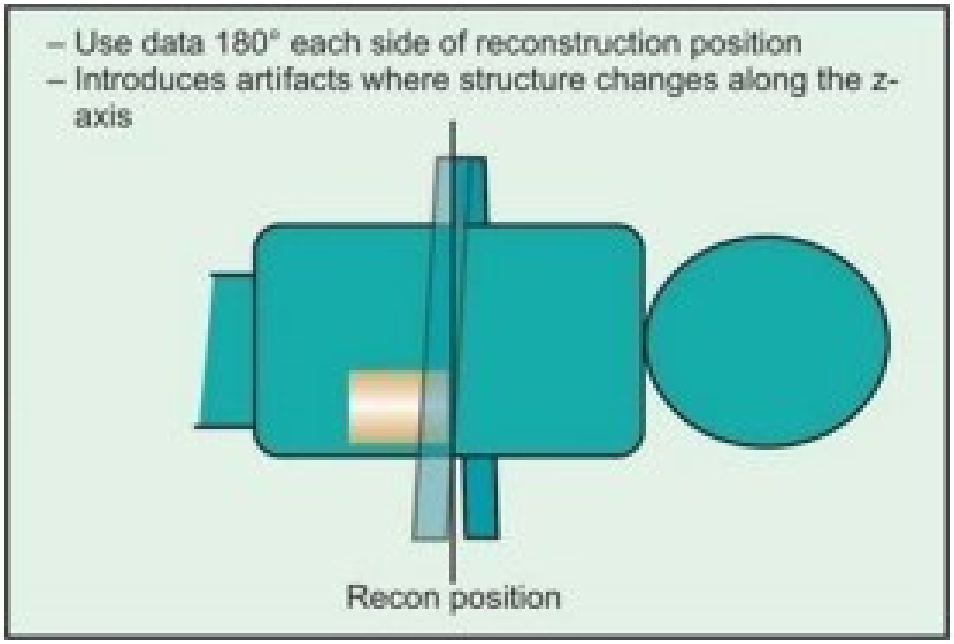
جمع آوری اطلاعات پروجکشن

این اطلاعات همگی در یک موقعیت تخت قرار ندارند. بنابراین:

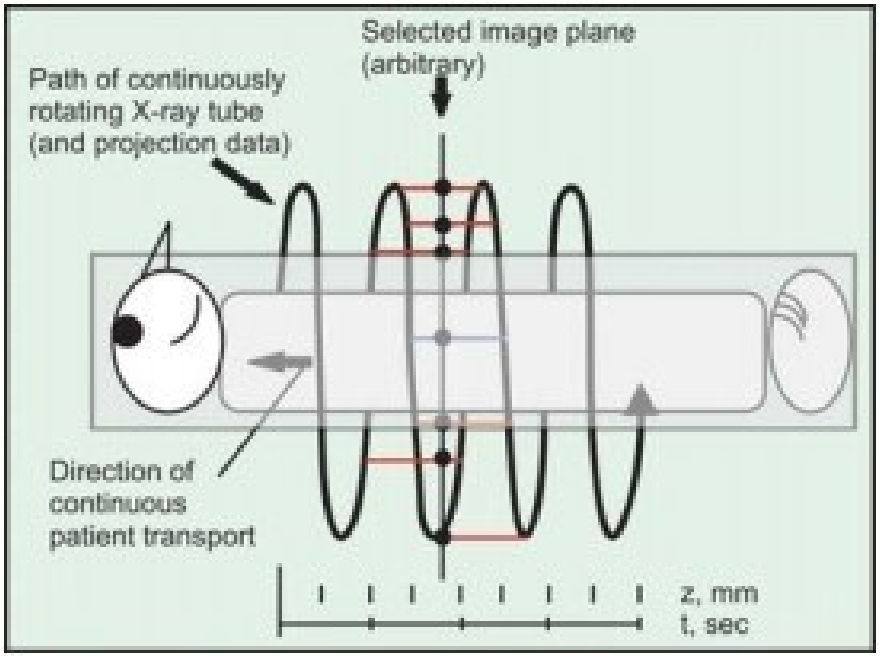
ترکیب مجموعه ای از اطلاعات از طریق میان یابی (میان یابی بین نماهای به دست آمده با زاویه پروجکشن یکسان ولی موقعیت های تخت مختلف)،

پس از آن

استفاده از فیلتر بک پروجکشن بر روی اطلاعات صفحه ای ترکیب شده



شکل ۲,۸



شکل ۲,۹: نمودار شماتیک میان یابی اطلاعات هلیکال

پیچ

در مطالعات رایج، بیمار نسبت به آرایه آشکارساز ساکن می باشد، در حالی که کل مجموعه پروجکشن برای بازسازی یک تصویر مورد استفاده قرار می گیرد.

اسکن هلیکال مجموعه ای از چرخش های دایره ای شکل آشکارساز ها و حرکت انتقالی هم زمان تخت است. از نظر هندسی، ترکیب حرکات انتقالی و چرخشی منجر به مسیری مارپیچی از اطلاعات پروجکشن منتهی می شود که این اطلاعات خام می بایست پیش از بازسازی از طریق فرآیندی به نام میان یابی ما بین پروجشکن های مجاور هم دستکاری شود تا بتوان کل اطلاعات صفحه ای را بازسازی نمود. این امر می تواند به دو طریق محقق شود: میانی یابی ۳۶۰ درجه و میان یابی ۱۸۰ درجه که در حال حاضر میان یابی ۱۸۰ درجه مورد استفاده قرار می گیرد چرا که کمترین مقدار اعوجاج تفسیری و محو شدگی را باعث می شود.

جمع آوری اطلاعات

$$\text{پیچ} = \frac{\text{تخت به ازای هر چرخش}}{\text{محدود سازی برش}}$$

(اصولا مقیاسی از سرعت نسبی می باشد)

اسپیرال پیوسته

پیچ برابر با ۱ (10 mm / 10 mm)

اسپایرال گسترده

پیچ برابر با ۲ (20 mm/ 20 mm)

اسپایرال هم پوشانی کننده

پیچ برابر با ۰,۵ (5 mm / 10 mm)

تفاوت های CT اسپایرال و آگزیال

کیفیت تصویر (با در نظر گرفتن الگوریتم میان یابی ۱۸۰ درجه)

ضخامت برش موثر همراه با پیچ افزایش می یابد (در حدود ۱۰ درصد افزایش برای پیچ برابر بـا ۱؛ ۳۰ درصد افزایش برای پیچ برابر با ۲؛ ۷۰ درصد افزایش برای پیچ برابر با ۳)

بدین ترتیب میانگین گیری حجم همراه با پیچ افزایش می یابد

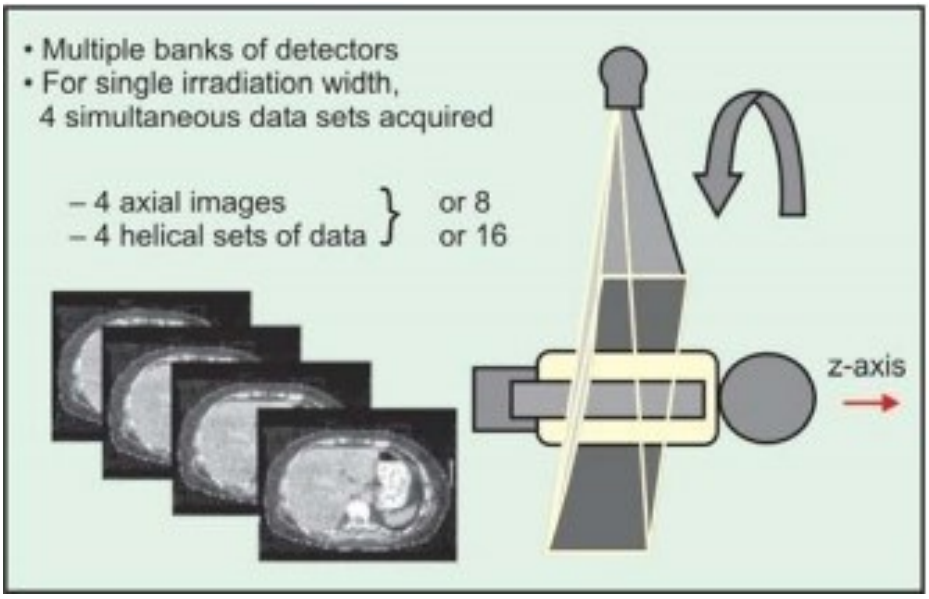
نویز در شرایط یکسان جمع آوری اطلاعات بیشتر از CT آگزیال بوده ولی همراه با پیچ افزایش نمی یابد.

خلاصه

همانطور که پیش نیز بحث شد CT تک اسلایس معمولی یک لامپ اشعه ایکس و یک ردیف آشکارساز دارد.

ردیف آشکارساز شامل ۵۰۰ تا ۹۰۰ عنصر آشکارسازی می باشد. در تضاد با آن، CT مولتی اسلایس یـک لامـپ اشعه ایکس و چندین ردیف آشکارساز در راستای محور طولی بدن بیمار داشته و هر ردیـف نیـز حـاوی ۵۰۰ تـا ۹۰۰ عنصر آشکارساز می باشد. بسیاری از این ردیف ها همراه با هم آرایه خمیده ۲ بعدی را به وجود می آورند کـه شـامل هزاران عنصر آشکارساز می باشد که به سیستم های جمع آوری اطلاعات جداگانه ای متصل شده اند و چندین کانـال از اطلاعات جداگانه را تولید می کنند.

استفاده از N ردیف آشکارساز این امکان را فراهم می کند که کل باریکه اشعه ایکس را بـه N باریکـه تقسـیم کنیم (گشودگی ردیف آشکارساز برابر است با 1/N ضخامت باریکه اشعه ایکس). در سیستم CT مولتی اسـلایس، بـا وجود اینکه همچنان کولیماسیون باریکه اشعه ایکس سرعت پوشش حجم را تعیین مـی کنـد، کولیماسـیون ردیـف آشکارساز بر خلاف کولیماسیون کل باریکه اشعه ایکس، قدرت تفکیک در راستای محور Z ، ماننـد ضـخامت بـرش را تعیین می کند. به طور کلی به هر میزانی که تعداد ردیف های آشکارساز N افزایش یابد، سرعت عملکرد پوشش حجم بهتر خواهد بود. در CT مولتی اسلایس مرزهای اشعه نه تنها در صفحه گانتری بلکه در خارج از این صفحه نیز پهن تـر می شود. این هندسه تصویربرداری، هندسه تصویربرداری اسپایرال با باریکه مخروطی شکل نامیده شـده و الگـوریتم های بازسازی باریکه مخروطی شکل ویژه ای را می طلبد. به دلیل اینکه اسکنر مطـرح شـده از تعـداد ردیـف هـای آشکارساز به نسبت پایین و به دنبال آن انحراف باریکه مخروطی شکل نسبتا کوچکی دارد، الگوریتم هـای بازسـازی مبتنی بر باریکه بادبرنی شکل موازی را می توان برای تقریب هندسه باریکه مخروطی شکل به کار برد.



شکل ۲,۱۰: نمودار شماتیک هندسه آشکارساز چندگانه

مزیت ها نسبت به تک اسلایس

جمع آوری اطلاعات یکسان در مدت زمان کوتاه تر یا برش های نازک تر برای قدرت تفکیک در محور Z بهتر یا اسکن حجم های بزرگتر در زمان یکسان

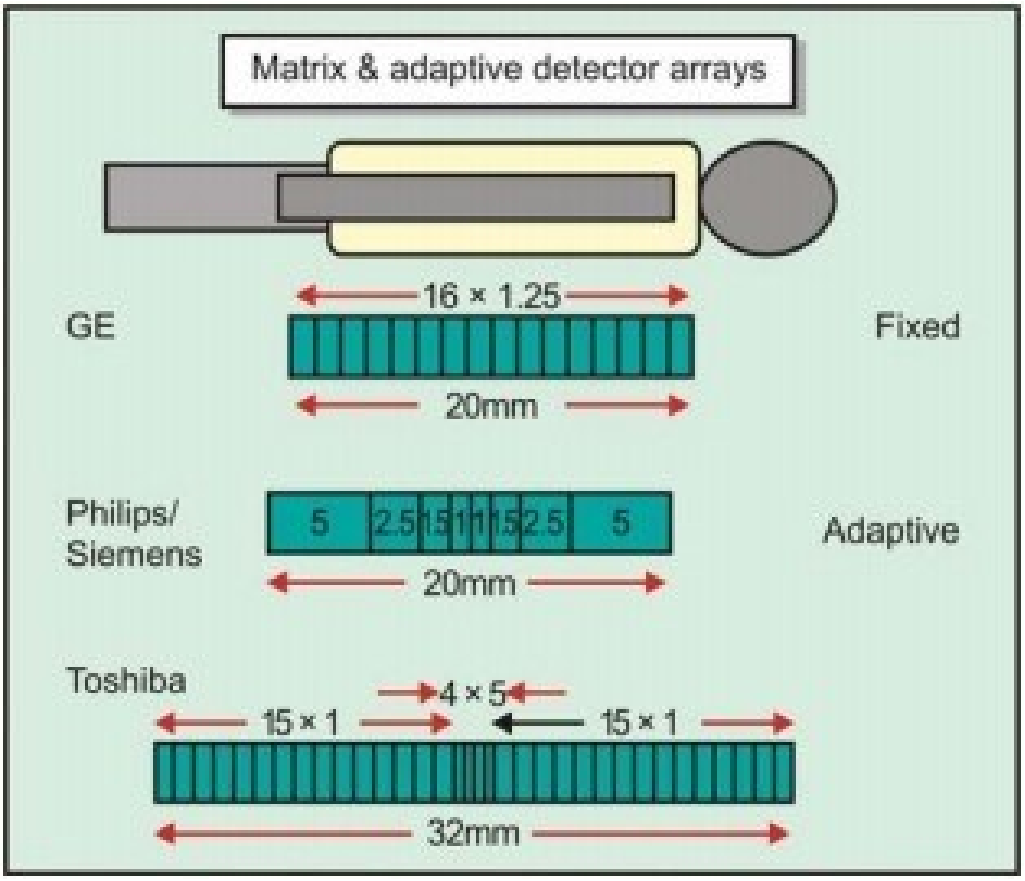
انتخاب ضخامت توسط کاربر باعث می شود:

حرکت کولیماسیون پیش و پس از بیمار

انتخاب ردیف های آشکارساز ترکیب شده با DAS به منظور دستیابی به ضخامت برش مشخص

سرعت اسکن

در CT تک مقطعی، سرعت چرخش ۳۶۰ درجه ای گانتری برابراست با ۱ ثانیه و اسکنر های چند مقطعی قادر به ایجاد ۴، ۱۶ و ۳۲ مقطع به ازای هر برش بسته به سرعت چرخش گانتری و تعداد آشکارساز ها تولید می کند.



شکل ۲,۱۱: نمودار شماتیک پیکربندی آرایه آشکارساز

الگوریتم های میان یابی CT مولتی اسلایس متفاوت از تک اسلایس می باشد. نوع جدیدی از اعوجاج تصویر که می تواند رخ دهد، آرتیفکت باریک مخروطی شکل می باشد چرا که باریکه به آهستگی در راستای محور Z انحراف پیدا می کند.

قدرت تفکیک زمانی (Temporal Resolution) بهتر – زمان اسکن سریع تر منجر به کاهش آرتیفکت های حرکتی و زمان های حبس تنفس می شود

قدرت تفکیک فضایی بهتر – مقاطع باریک تر، قدرت تفکیک را در راستای محور Z بهبود داده و آرتیکفت های حجم جزئی را کاسته و دقت تشخیصی را افزایش می دهد.

نویز تصویر کمتر – به ازای هر بار چرخش، طول بیشتری از بیمار اسکن شده و بدین ترتیب در مطالعات با طول بیشتر، جریان لامپ اشعه ایکس می تواند بیشتر از CT تک اسلایس باشد. این مورد باعث کاهش نویز تصویر و بهبود قدرت تفکیک تصویر می شود.

پوشش آناتومیک طولانی تر – به دلیل ثبت همزمان چندین مقطع و سرعت بیشتر چرخش گانتری می باشد. پوشش در راستای محور Z به تعداد کانال های اطلاعات، پیچ، ضخامت مقطع، زمان اسکن و زمان چرخش گانتری بستگی دارد.

$$C = n \times p \times s \times t/r$$

N = تعداد کانال های اطلاعات

P = پیچ

S = ضخامت مقطع

T = زمان کل اسکن بر حسب ثانیه

R= زمان چرخش گانتری بر حسب ثانیه

تاثیر طراحی آرایه

کمترین پهنای برش در دسترس

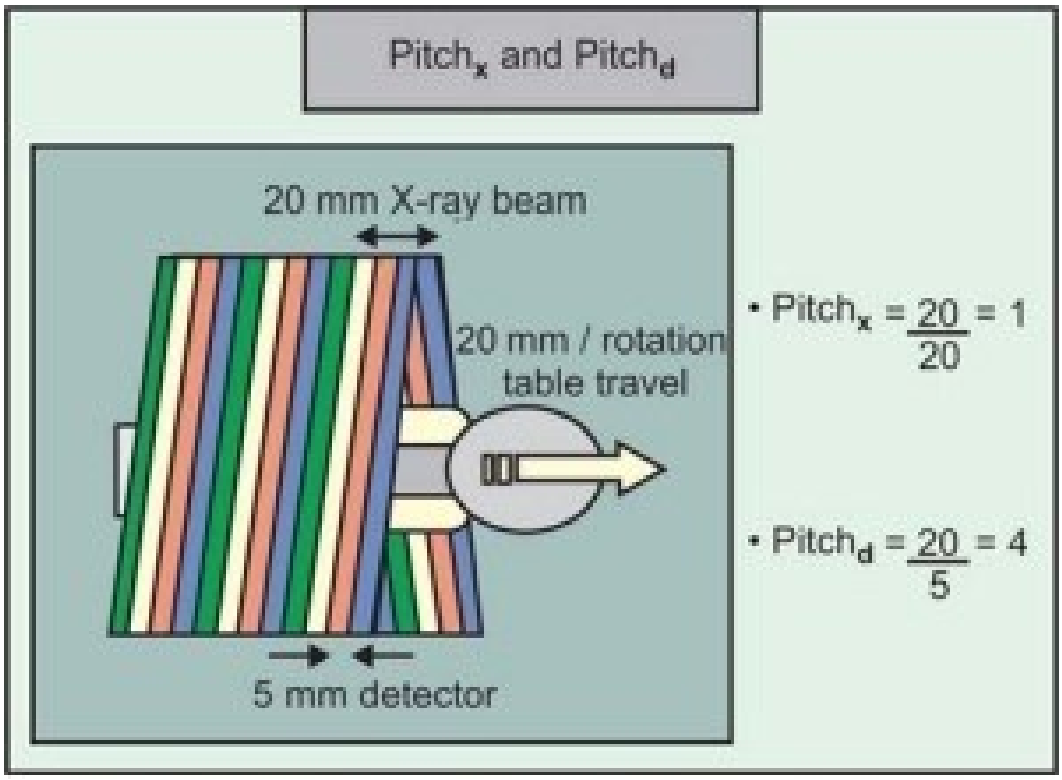
تعداد برش های با حداقل پهنا

بازه برش های در دسترس

حداکثر طول تصویربرداری شده در یک بار چرخش

بازدهی هندسی

توانایی ارتقا به تعداد بیشتر برش به ازای هر بار چرخش



شکل ۲,۱۲: نمودار شماتیک نشان دهنده مفهوم پیچ دوگانه

پیچ و کیفیت تصویر مولتی اسلایس

پهنای نمایه حساسیت-Z (قدرت تفکیک در راستای محور Z)

در صورتی که میان یابی فیلتر Z به کار گرفته شود به سختی تحت تاثیر پیچ قرار می گیرد

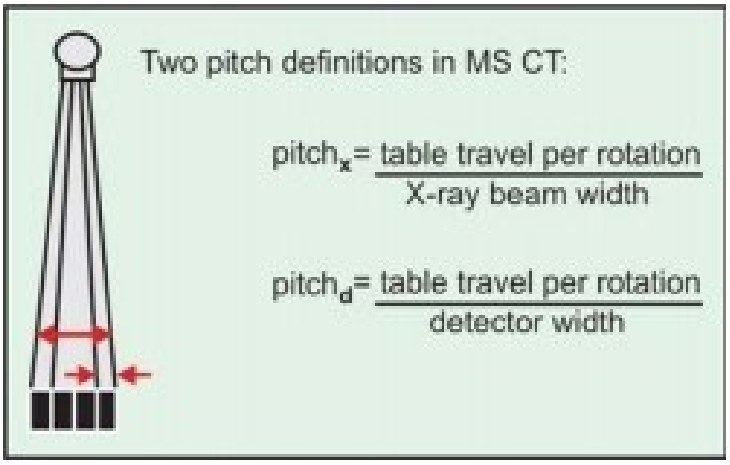
رابطه بین دوز و نویز

در مولتی اسلایس نسبت به پیچ ثابت می ماند

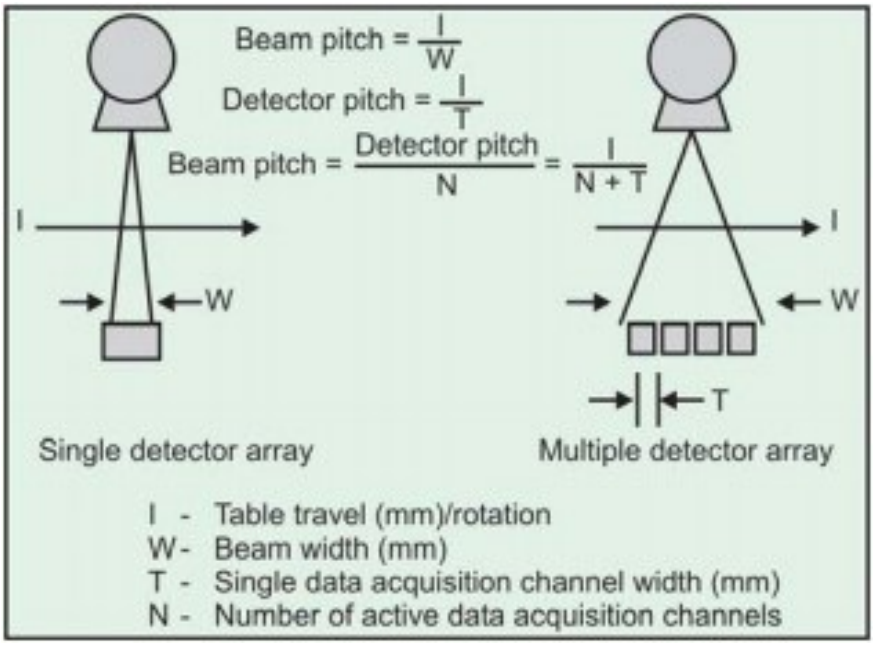
آرتیفکت ها

ممکن است تحت تاثیر پیچ قرار گیرد

در CT مولتی اسلایس دو تعریف از پیچ موجود می باشد. به دلیل سردرگمی ایجاد شده توسط برخی تولیدکنندگان، تعریف اصلی پیچ ترجیح داده می شود چرا که می توان آن را در هر دو نوع CT تک و چند مقطعی بدون سردرگمی اعمال کرد.



شکل ۲,۱۳



شکل ۲,۱۴: نمودار شماتیک توصیف کننده تفاوت بین پیچ در CT تک و چند مقطعی

اسکن ایزوتروپیک

اسکن ایزوتروپیک به موقعیتی اطلاق می شود که در آن تصاویر MPR را می توان در هر صفحه ای با قدرت تفکیک فضایی همسان با مقاطع اصلی به دست آورد. در رابطه با اجزا کوچک بدن، قدرت تفکیک مناسب با استفاده از نقطه کانونی کوچک و اسکن کردن با مقاطع بسیار نازک به دست می آید.

کاربرد های CT مولتی اسلایس

استخوانی- عضلانی: با جمع آوری های ایزوترپیک (کولیماسیون باریک، پیچ پایین و mAs بالا)، کیفیت بازآرایی های چندصفحه ای (MPRS) به دست آمده بسیار بالا خواهند بود.

CT آنژیوگرافی – امکان پوشش زیاد بدون چشم پوشی از قدرت تفکیک فضایی

نمره دهی قلبی، پرفیوژن مغز، آندوسکوپی مجازی و آنژیوگرافی عروق کرونری

فصل سوم

حفاظت در برابر پرتو در سی تی اسکن

•استفاده از CT به طور چشمگیری افزایش یافته است • • : NCRP .استفاده از CT در بین سالهای ۱۹۹۳-۲۰۰۶ به ازای هر سال حدود ۱۰ %افزایش یافته است • .در سال ۲۰۰۶ در امریکا ۶۲ میلیون آزمون CT انجام شده است.

گزارش ICRP بر خلاف بقیه تکنولوژی های تصویربرداری، تکنولوژی CT اسکن بطور مداوم در حال توسعه است. یکی از پر کاربردترین وسایل تصویربرداری در کل دنیا می باشد. فراوانی استفاده از آن نسبت به بقیه روشهای تصویربرداری در طول یک دهه از% 2 به عدد ۱۰-۱۵ ٪رشد کرده است.

مقایسه دوز موثر در برخی از اسکنهای CT

CT examination	Effective dose (mSv)	Radiographic examination	Effective dose (mSv)
Head	2	Skull	0.07
Chest	8	Chest PA	0.02
Abdomen	10-20	Abdomen	1.0
Pelvis	10-20	Pelvis	0.7
		Ba swallow	1.5
		Ba enema	7

دوز برخی از اندامهای که سر راه پرتو در CT اسکن قرار می گیرند
(Shrimpton et al. 1991)

Examination	Eyes	Thyroid	Breast	Uterus	Ovaries	Testes
Head	50	1.9	0.03	*	*	*
Cervical spine	0.62	44	0.09	*	*	*
Thoracic spine	0.04	0.46	28	0.02	0.02	*
Chest	0.14	2.3	21	0.06	0.08	*
Abdomen	*	0.05	0.72	8.0	8.0	0.7
L. spine	*	0.01	0.13	2.4	2.7	0.06
Pelvis	*	*	0.03	26	23	1.7

The symbol * indicates that dose is < 0.005 mGy

دوز سی تی اسکن چقدر است؟

•**دوز موثر برای آزمونهای CT بطور میانگین حدودا برابر 10 mSv پروسه CT اسکن یک روش تصویربرداری دوز بالا است.**

برای کاهش دوز بیمار چکار می توانیم انجام بدهیم؟

یک اصل مهم : هر قدمی که برای کاهش دوز بیمار برداریم ، به همان نسبت دوز کارکنان نیز کاهش می یابد.

طول اسکن را محدود کنید .تا حد امکان از kVp و mAs پایین استفاده کنید .حتما از کنترل اتوماتیک اکسپوژرAEC) استفاده کنید به شرطی که کنترل کیفی شده باشد(استفاه از AEC میتواند دوز را تا ۱۰-۵۰ ٪کاهش دهد بدون اینکه کیفیت تصویر کاهش یابد.

در اسکنهای هلیکال تا حد امکان از پیچ بیشتر از ۱ استفاده کنید. برخی از ارگانهای سطحی مانند تیروئید ، بافت سینه ، عدسی چشم و گنادها را با شیلد سطحی بپوشانید. بخصوص در کودکان و نوجوانان. استفاده از شیلد سطحی باعث کاهش دوز به میزان ٪ ۶۰-۳۰ دوز می شود. شرایط اسکن را برای کودکان نسبت به بزرگسالان پایین تر بیاورید که باعث کاهش دوز تا ۵ برابرمی شود. پارامترهای کاهش دوز مناسب در الگوریتم بازسازی را انتخاب کنید. در CT اسکنهای مولتی اسالیس از قابلیت filter-Z استفاده کنید .کرنل مناسب و درخواستی را انتخاب کنید.

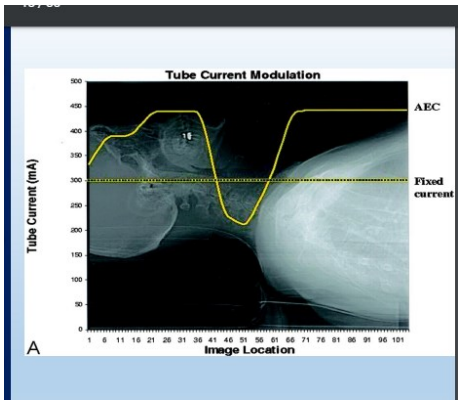
امروزه با توجه به اینکه دستگاه سی تی اسکن بیشتر در دسترس هستند و با توجه به تشخیص دقیق بیماری ها ، درخواست های سی تی اسکن خیلی بیشتر می شود. یادم است که در سال ۱۳۷۵ از یک بیمار در خواست سی تی اسکن مغز شده بود من با توجه به شرح حال بیمار که فقط اظهار می کرد سردرد دارد، با خودم گفتم که هر کس که مراجعه می کند از او درخواست سی تی اسکن می کنند آخه چرا این همه اشعه به بیمار داده می شود؟ تا اینکه بعد از انجام سی تی اسکن متوجه یک تومور وسیع در مغز بیمار شدم و از آن روز به بعد تصمیم گرفتم که در این مورد پیش داوری نکرده و قضاوت نکنم و اگر خودم می توانم کاری انجام دهم که دوز تابشی بیمار کمتر بشود اون کار را انجام می دهم. شاید با انجام یک سی تی اسکن و تشخیص دقیق و به موقع بیماری بتوان برای بیمار کاری انجام داد و اگر هم منفی بود پس خیال بیمار نیز راحت می شود.

در بیماران باردار که مجبور به انجام سی تی اسکن اورژانسی هستیم از دو روپوش سربی استفاده کنیم یک روپوش در زیر ناحیه لگن بیمار و یک روپوش سربی در ناحیه لگن در قسمت قدامی قرار داده می شود.

- Automatic exposure control (AEC) system

•سطح نویز در **CT** اسکن در ارتباط با میزان تضعیف اندامهای سر راه پرتو می باشد. به عنوان مثال نمای قدام و نمای لترال ناحیه شانه را در نظر بگیرید. میزان تضعیف در نمای جانبی به مراتب بیشتر از نمای قدامی است. کمبود فوتون رسیده به دتکتورها مهمترین عامل افزایش سطح نویز در بازسازی تصویر می باشد. تکنیک **AEC** بر حسب میزان ضخامت بدن در نواحی مختلف بدن ، مقدار **MAs** را تنظیم و تعدیل می کند. انواع روشهای **AEC: 1. Patient size AEC 2. Z-axis AEC 3. Rotational AEC 4. 3D-AEC** • **Patient size AEC** • این روش بخصوص برای کودکان بسیار کارآمد است.

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



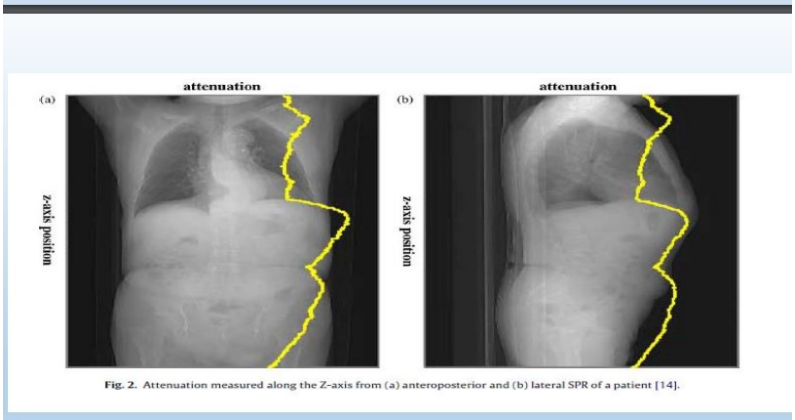


Fig. 2. Attenuation measured along the Z-axis from (a) anteroposterior and (b) lateral SPR of a patient [14].

Rotational AECاین روش به دو صورت انجام می شود- 1 .میزان تضعیف بصورت آنالین حین چرخش تیوب اندازه گیری شده و مقدار جریان تیوب بصورت ریشه دوم تضعیف تعدیل می شود- 2 .میزان تضعیف بصورت متقـارن برای بدن حساب شده میزان تضعیف بصورت سینوسی به تیوب اعمال می شود • .روش ۱ کاهش دوز بیشتری نسـبت به روش ۲ ایجاد می کند • .بطور متوسط کاهش دوز در بزرگسالان: ۱۵-۵۰ • %بطور متوسط کاهش دوز در کودکـان: ۲۲%

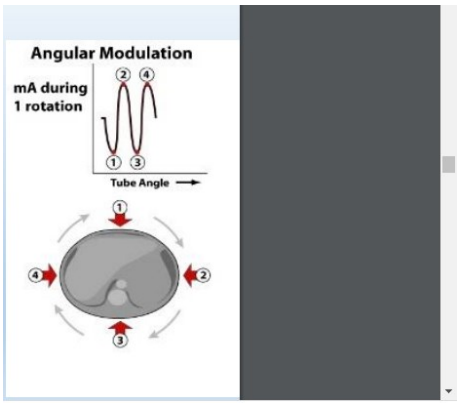


Table 1. AEC techniques currently available from different vendors

AEC Technique	GE Healthcare	Siemens	Philips	Toshiba
x-y axis/angular	Smart mA	CARE Dose	D-DOM	—
z axis/longitudinal	Auto mA	ZEC	Z-DOM	SureExposure
x-y-z/combined	Auto mA 3D	CARE Dose 4D	—	SureExposure3D

Note: AEC = automatic exposure control.

پارامترهای تکنیکی

کیفیت تصویر به صحت اعداد سی تی و نمایش دقیق تفاوت های کوچک موجود در تضعیف(قدرت تفکیک کنتراست کم)و جزئیات ظریف(قدرت تفکیک فضائی)مربوط می شود. عملکرد مناسب تصویربرداری بدین معنی است که کیفیت تصویر برای پاسخگویی به نیاز بالینی کافی بوده و در عین حال دوز بیمار در پایین ترین حد قابل قبول بماند.

برای دستیابی به این هدف، باید در انتخاب پارامتر های تکنیکی که کنترل کننده تابش بیمار و نمایش تصویر هستند دقت کرده و همچنین به طور منظم عملکرد اسکنر را با اندازه گیری پارامتر های فیزیکی که به عنوان بخشی از یک برنامه تضمین کیفیت هستند، بررسی کرد.

پارامتر های نمایش و تابش و تاثیر در کیفیت تصویر و دوز

ضخامت اسمی برش

ضخامت برش در سی تی با توجه به نیاز کلینیکی توسط اپراتور انتخاب شده و عموما در محدوده بین ۱ تا ۱۰ میلی متر قرار دارد. به طور کلی ضخامت برش بزرگ، قدرت تفکیک کنتراست کم بالا و ضخامت برش کوچک، قدرت تفکیک فضائی بالایی را فراهم می کند. اگر ضخامت برش بزرگ باشد، تصاویر ممکن است تحت تاثیر آرتیفکت حجم جزئی قرار گیرند. اگر ضخامت برش کوچک باشد(۱-۲mm)ممکن است تصاویر تحت تاثیر نویز قرار گیرند.

فاصله بین برش/ فاکتور پیچ

فاصله بین برشی تحت عنوان افزایش فاصله بین دو برش تعریف می شود. در سی تی هلیکال فاکتور پیچ نسبت میزان حرکت تخت در هر چرخش بر ضخامت برش در محور چرخش است. در بالین، فاصله بین برش عموما در محدوده بین ۲ و ۱۰ میلی متر و فاکتور پیچ بین ۱ و ۲ قرار می گیرد. به طور کلی فاصله بین برش یا پیچ کوچکتر، دوز موضعی و دوز کلی بیمار را افزایش می دهد. افزایش دوز موضعی به دلیل روی هم افتادگی پروفایل های دوز مربوط به برش های مجاور روی می دهد. افزایش دوز کلی در اثر افزایش حجم بافت تحت تابش مستقیم اتفاق می افتد که توسط ضریب فشردگی (packing factor) نشان داده شده است.

در مواردی که بازسازی سه بعدی یا بازسازی مجدد تصاویر در سطوح کرونال، آگزیال یا مایل نیاز باشد، لازم است که فاصله بین برش را به صفر کاهش داده و یا اسکن هلیکال انجام شود. در غربالگری یا آزمون های انجام شده به منظور کنترل بیماری، از نظر تشخیصی قابل توجیه است که فاصله بین برش ها برابر نصف ضخامت برش بوده یا فاکتور پیچ برابر ۱,۵ تا ۲ باشد.

حجم مورد بررسی

حجم مورد بررسی یا حجم تصویربرداری، کل حجم ناحیه مورد بررسی است که تحت عنوان خارجی ترین لبه اولین و آخرین برش انجام شده یا تابش هلیکال تعریف می شود. میزان حجم مورد بررسی بستگی به نیاز بالینی دارد; به طور کلی هر چه مقدار آن بیشتر باشد دوز کلی بیمار بیشتر خواهد شد مگر اینکه فاصله بین برش ها یا فاکتور پیچ استفاده شده افزاش یابد.

فاکتور های تابش

فاکتورهای تابش تحت عنوان تنظیم ولتاژ تیوب، جریان تیوب و زمان تابش تعریف می شوند. به طور کلی یک تا سه مقدار ولتاژ(در محدوده بین ۸۰ و ۱۴۰ kV)قابل انتخاب است. ولتاژ تیوب بالا در سی تی با قدرت تفکیک بالا(HRCT)برای ریه ها توصیه می شود و ممکن است برای ساختارهای استخوانی مانند ستون فقرات، لگن و شانه نیز استفاده شود. ساختارهای بافت نرم معمولا با استفاده از ولتاژ استاندارد تیوب، به بهترین شکل دیده می شوند. در برخی موارد با توموگرافی کامپیوتری کمی(QCT)، یک برش با دو مقدار مختلف ولتاژ تیوب، به منظور تفریق تصاویر و استخراج اطلاعات از ساختار بافت های ویژه گرفته می شود. در یک ولتاژ تیوب و ضخامت برش معین، کیفیت تصویر به جریان تیوب(mA)و زمان اکسپوژر(s)که MAs نامیده می شود، بستگی دارد. مقادیر مطلق MAs مورد نیاز در تصویربرداری به نوع اسکنر و سایز و ترکیب بیمار بستگی دارد. در موارد خاص در سی تی، افزایش تنظیم تابش رادیوگرافیکی(MAs)با افزایش دوز بیمار متناسب است. مقادیر نسبتا بالا در تنظیم تابش رادیوگرافیکی(MAs)فقط باید در مواردی انتخاب شوند که نسبت سیگنال به نویز بالا ضروری باشد.

پتانسیل تیوب – ۸۰ تا ۱۴۰ kV

ولتاژ بین فیلامان و تیوب

تسریع الکترون ها با پتانسیل بالاتر

جریان تیوب – ۲۰ تا ۵۰۰ mA

شار جریان از طریق فیلامان

جریان بزرگ برای تولید تعداد بالای الکترون و شدت بیم پرتوئی بزرگ

آپشن mAs اتوماتیک

برخی از تولید کنندگان این آپشن را ارائه دادند که دستگاه به صورت خودکار mA بهینه را برای یک برش تعیین شده انتخاب کند و در عین حال در کیفیت تصویر اختلالی ایجاد نشده و دوز بیمار کاهش یابد.

اصل و پایه: این ویژگی برای بدست اوردن اطلاعات در مورد تضعیف اشعه ایکس به اسکن AP/Lateral نیاز دارد به طوری که mA به طور خودکار در نواحی با تضعیف پرتوئی بالا افزایش می یابد.

میدان دید(FOV)

میدان دید به عنوان حداکثر قطر تصویر بازسازی شده تعریف می شود. مقدار آن توسط اپراتور قابل انتخاب است و معمولا در بازه ۱۲ تا ۵۰ سانتی متر قرار دارد. انتخاب یک میدان دید کوچک این امکان را می دهد که قدرت تفکیک فضائی تصویر افزایش یابد، زیرا کل ماتریس بازسازی برای یک منطقه کوچکتر از مواردی که دارای FOV بزرگتر است، استفاده می شود; این امر منجر به کاهش اندازه پیکسل می شود. در هر صورت انتخاب میدان دید نه تنها امکان افزایش قدرت تفکیک فضائی بلکه نیاز به بررسی تمام زمینه های احتمالی بیماری را نیز برطرف می کند. اگر میدان دید خیلی کوچک باشد، نواحی مورد نظر ممکن است از تصویر قابل مشاهده خارج شوند. در صورتی که داده های خام در دسترس باشند، میدان دید می تواند به وسیله پس پردازش تغییر کند.

پارامترهای بازسازی
بازسازی میدان دید(۱۰-۴۰ سا نتی متر)
سایز کلی تصویر در جهات x و y
ماتریکس بازسازی(معمولا ۵۱۲ × ۵۱۲)
کرنل کانولوشن
تفاوت فیلترهای در دسترس از نرم(بافت نرم) تا تیز(استخوان)

زاویه گنتری

زاویه گنتری به عنوان زاویه بین صفحه عمودی و صفحه شامل تیوب اشعه ایکس، بیم اشعه ایکس و آرایه آشکارساز، تعریف شود. مقدار آن معمولا در محدوده بین ۲۵- و ۲۵+ درجه قرار می گیرد. درجه زاویه گنتری با توجه به نیاز بالینی انتخاب می شود. همچنین ممکن است برای کاهش دوز تابشی به اندام ها یا بافت های حساس و نیز کاهش یا از بین بردن آرتیفکت ها استفاده شود.

ماتریس بازسازی

ماتریس بازسازی آرایه ای از ردیف ها و ستون های پیکسل ها در تصویر بازسازی شده است و به طور معمول ۵۱۲ × ۵۱۲ می باشد.

الگوریتم بازسازی

الگوریت بازسازی (فیلتر یا کرنل) به عنوان روش ریاضی مورد استفاده برای کانولوشن پروفایل های تضعیف و در نتیجه بازسازی تصویر سی تی، تعریف می شود. در اغلب اسکنر های سی تی چندین الگوریتم بازسازی در دسترس است. نمود و ویژگی های تصویر سی تی به طور فزاینده به الگوریتم انتخاب شده بستگی دارد. بیشتر اسکنر های سی تی دارای الگوریتم های مخصوص بافت نرم یا استاندارد برای آزمون های سر، شکم و... هستند. بسته به نیاز کلینیکی، ممکن است انتخاب الگوریتم با قدرت تفکیک بالا برای فراهم کردن قدرت تفکیک فضائی بالا و نمایش جزئیات استخوانی و سایر نواحی با کنتراست ذاتی بالا مثل پارانشیم ریه نیاز باشد.

فاصله بازسازی

برش اسپایرال داده ای از مجموعه ای داده های پیوسته را نمایش می دهد که می تواند برای نمایش مقادیر مختلف نماها از برش های مجاور به صورت کامپیوتری دستکاری شود. در نتیجه امکان بازسازی برش ها در فواصل کوچکتر از ضخامت برش تعیین شده وجود دارد.

اگر فاصله بازسازی کوچک و در عین حال پیچ بزرگ باشد، نمی توان داده های اضافی زیادی بدست آورد.

قانون سرانگشتی وجود دارد که بیان می کند ۳ تا ۵ برش می توانند با پیچ یکی از دو برش برای پیچ ۲ بازسازی شوند.

فواصل بازسازی کوچکتر ممکن است اطلاعات اضافی در اختیار قرار ندهند اگرچه می توانند اثرات عینی در تصاویر سه بعدی را افزایش دهند.

پهنای پنجره

پهنای پنجره به عنوان محدوده اعداد سی تی تبدیل شده به سطوح خاکستری و نمایش تصاویر در مانیتور تعریف می شود که تحت عنوان HU بیان شده است. پهنای پنجره می تواند با توجه به نیاز کلینیکی توسط اپراتور انتخاب شده و تصویری تهیه شود که اطلاعات بالینی به راحتی از ان استخراج شوند. به طور کلی یک پنجره بزرگ(به عنوان مثال HU 400)انتخاب مناسبی برای نمایش محدوده وسیعی از بافت هاست. پهنای پنجره باریک متناسب با نیاز تشخیصی برای نمایش دقیق جزئیات بافتهای خاص ضروری است.

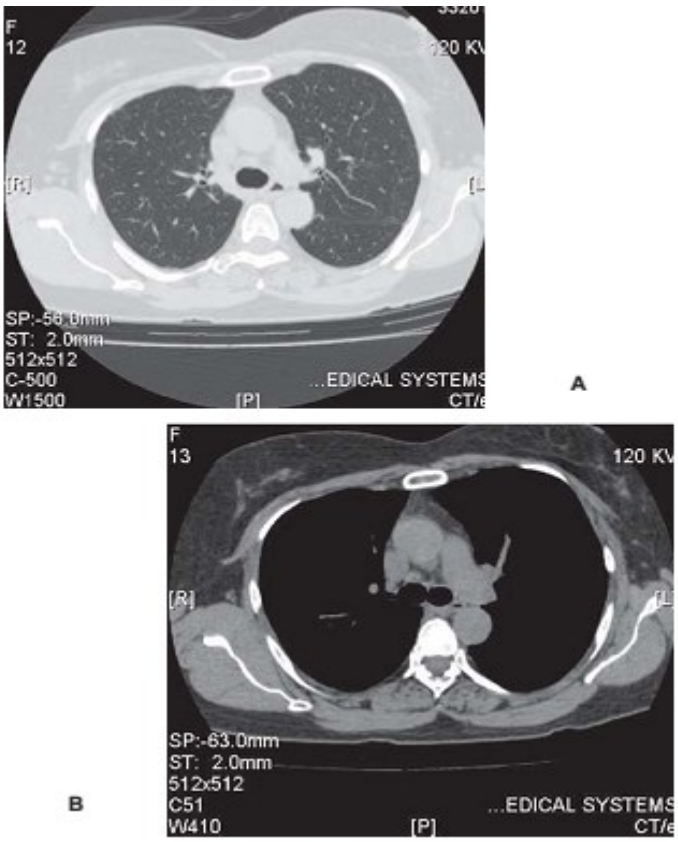
تراز پنجره

تراز پنجره با HU بیان شده و به عنوان مقدار مرکزی پهنای پنجره مورد استفاده برای نمایش تصویر سی تی بازسازی شده تعریف می شود. سطح پنجره باید با توجه به ویژگی های تضعیفی ساختار مورد بررسی، توسط ناظر انتخاب شود.

پارامترهای عملکرد بالینی و مرتبط

یک سری از عوامل بالینی نقش مهمی را در استفاده بهینه از پرتوهای یونیزان در سی تی ایفا می کنند. این عوامل به منظور اطمینان از انجام مناسب و صحیح آزمون سی تی در اینجا آورده شده است تا کیفیت تشخیصی خوب همراه با دوز پرتوئی قابل قبول را برای بیمار فراهم آورند. بنابراین، آزمون سی تی فقط باید بر اساس علایم بالینی قابل توجیه انجام شود و تابش بیمار همیشه باید به حداقل مورد نیاز برای رسیدن به اهداف بالینی محدود شود. اطلاعات کلینیکی کافی از جمله سوابق آزمون های تصویربرداری قبلی باید در اختیار فرد درخواست کننده سی تی باشد.

در برخی موارد خاص به منظور استفاده موثر از سی تی، بررسی بیمار با سایر مدالیته های تصویربرداری ممکن است لازم باشد.



Figs 3.2A and B: Same image set in lung and mediastinal window

شکل ۳,۲ الف و ب: همان تصاویر با ویندوی ریه و مدیاستن

آمادگی بیمار

پارامترهای عملیاتی زیر که در ارتباط با بیمار هستند، نقش مهمی در کیفیت آزمون سی تی دارند:

همکاری: همکاری بیمار باید تا حد ممکن قبل از آزمون تضمین شود. توضیحی از پروسه تصویربرداری باید به هر بیمار داده شود. همچنین برقراری رابطه خوب و کنترل بیمار در طول انجام آزمون به همان اندازه ضروری است.

شیلدینگ محافظتی: محافظت مناسب در مورد اندامهای حساس که در خارج از میدان تصویربرداری است در صورتی که فاصله ارگان حساس و لبه میدان دید کمتر از ۱۰-۱۵ سانتی متر باشد، از شیلد سربی مخصوص برای اندام تناسلی مردانه انجام می شود. حفاظت از اندام تناسلی زنانه با سرب مخصوص خانم ها انجام می شود. اقدامات حفاظتی مناسب باید برای افرادی انجام شود که بنا به دلایل کلینیکی یا برای اطمینان از همکاری بیمار ممکن است در طول آزمون همراه بیمار در اتاق تصویربرداری باشند که امروزه با توجه به درخواست های بیش از حد امکان شیلدینگ گذاری عملا مقدور نیست مگر اینکه بیمار باردار باشد که از دو تا روپوش سربی استفاده می شود.

لباس: ناحیه تحت بررسی باید در صورت امکان عاری از فلزات خارجی یا سایر مواد چگال باشد. باید دقت زیادی در زدودن هرگونه ماده چگال پرتوئی در لباس یا موهای بیمار شود.

ناشتا بودن: ناشتا بودن قبل از آزمون ضرورتی ندارد. تنها در صورت تجویز ماده کنتراست داخل وریدی اجتناب از خوردن غذا و اکتفا به استفاده از مایعات لازم است.

ماده کنتراست داخل وریدی: این مورد در برخی از آزمون ها مورد نیاز است و باید با در نظر گرفتن عوامل خطرا روشی متناسب با علایم بالینی مورد استفاده قرار گیرد.

مواد کنتراست خوراکی یا حفره ای: ممکن است در آزمون های شکم و لگن به ماده کنتراست خوراکی نیاز باشد و باید در دفعات و دوز های مناسب با علایم بالینی مصرف شود. در بعضی از آزمون ها ممکن است به استفاده از ماده حاجب در راست روده نیاز باشد و در برخی موارد برای کاربردهای ژینوکولوژیکال از تامپون واژینال استفاده می شود.

موقعیت و حرکت: اغلب آزمون های سی تی در حالتی که بیمار سوپاین است انجام می شوند. در این حالت بیمار به دلیل خم شدن زانو ها راحت تر است. پوزیشن جایگزین می تواند برای کمک به راحتی و همکاری بیمار، نمایش مناسب آناتومی مورد نظر، کاهش اشعه جذب شده در اندام های خاص و یا به حداقل رساندن آرتیفکت مورد نیاز باشد. حرکت بیمار باید به منظور کاهش ارتیفکت به حداقل برسد. معمولا منشا ارتیفکت، حرکت غیرارادی بیمار، تنفس، عملکرد قلبی عروقی، پریستالسیس و بلع است.

تکنیک آزمون

اسکنوگرام

اسکنوگرام این امکان را فراهم می کند که آزمون به صورت دقیق برنامه ریزی و کنترل شده و گزارشی از موقعیت تصویر فراهم شود. توصیه می شود که این کار در همه موارد انجام شود. به طور کلی، اسکنوگرام تنها کسر کوچکی از دوز کلی بیمار در طول یک پروسه کامل سی تی را دارد.

جنبه های بالینی تنظیم پارامترهای تکنیکی مناسب

این پارامترها باید براساس ناحیه آزمون و علایم کلینیکی به شرح زیر تنظیم شود:

ضخامت اسمی برش با توجه به اندازه ساختار اناتومیک یا ضایعه ای که باید قابل رویت باشد، انتخاب می شود. کارکنان باید از اثرات انتخاب ضخامت برش بر روی کیفیت تصویر و دوز تابشی به بیمار آگاه باشند.
فاصله بین برش ها با توجه به ناحیه تحت بررسی و علایم کلینیکی انتخاب می شود. کارکنان باید از خطر از دست دادن ضایعات که در فاصله بین برش ها در طول سی تی قرار دارند، آگاه باشند. به طور کلی

فاصله نباید از نصف قطر ضایعات مشکوک تجاوز کند. هنگامی که از شاخص بازسازی مناسب استفاده می شود این مشکل در اسکن هلیکال وجود ندارد.

میدان دید(FOV). انتخاب میدان دید با توجه به قدرت تفکیک مورد نیاز تصویر و بررسی تمام نواحی با احتمال بیماری انتخاب می شود. اگر میدان دید خیلی کوچک باشد، بیماری ممکن است در تصویر قابل مشاهده نباشد.

فاکتور های تابش: ولتاژ تیوب(kV)، جریان تیوب(mA)و زمان تابش(s)بر کیفیت تصویر و دوز بیمار تاثیر می گذارند. افزایش قرار گیری درمعرض تابش همراه با کاهش نویز باعث افزایش قدرت تفکیک کنتراست کم می شود همچنین باعث افزایش دوز بیمار می شود. اندازه بیمار عامل مهمی در تعیین نویز تصویر است. کیفیت تصویر متناسب با علایم بالینی باید با کمترین دوز احتمالی به بیمار به دست آید. در برخی از آزمون ها نویز تصویر مسئله مهمی بوده و ممکن است دوز بیشتری مورد نیاز باشد.

حجم بررسی: حجم تصویربرداری است که تحت عنوان شروع و پایان ناحیه تصویربرداری تعریف شده است و باید تمام نواحی احتمالی بیماری را برای علایم خاص را پوشش دهد.

الگوریتم بازسازی: این مورد با توجه به علامت و ناحیه تحت بررسی انتخاب می شود. برای اکثر آزمون ها، تصاویر با استفاده از الگوریتم های مناسب برای بافت نرم نمایش داده می شوند. سایر الگوریتم های در دسترس شامل برای تامین قدرت تفکیک فضائی بیشتر و نمایش دقیق استخوان و نواحی با کنتراست ذاتی بالا استفاده می شوند.

سی تی هلیکال یا اسپایرال

تکرار اسکن های منفرد که گاهی اوقات به علت عدم همکاری بیمار در آزمون سی تی رخ می دهد، به دلیل وجود زمان کوتاه تر در سی تی اسپایرال کاهش می یابد.

برای پیچ بزرگتر از یک دوز در مقایسه با اسکن پیوسته کاهش می یابد; در موارد بدون فاصله بین برشی هیچ داده ای از دست نخواهد رفت.

امکان بازسازی تصاویر همپوشانی شده از یک مجموعه داده حجمی اسکن هلیکال جایگزین استفاده از اسکن های همپوشانی یا برشهای نازک در سی تی متوالی برای نمایش 3D با کیفیت بالا یا بازسازی های چند سطحی شده است.

زمان آزمون بسیار کوتاه:

دستیابی به مجموعه داده های پیوسته بدست آمده از بیمار در طول حبس تنفس امکان پذیر است. از این طریق می توان از مشکلات ناشی از تنفس ناجور جلوگیری کرد.

مشکلات ناشی از حرکات غیر ارادی مانند پریستالاسیس و عملکرد قلبی عروقی کاهش می یابد.

می توان با استفاده از مواد کنتراست داخل وریدی اسکن را بهینه کرد.

تصاویر را می توان برای هر موقعیت تخت در حجم مورد بررسی بازسازی کرد:

از ثبت نادرست آناتومی بیمار جلوگیری می شود.

ضایعات مبهم و نامعلوم بدون قرار گرفتن بیمار در معرض پرتو اضافی مورد بررسی قرار می گیرند.

امکان نمایش حجم داده ها در برش های عرضی بازسازی شده در فواصل بین برشی کوچکتر از کولیماسیون بیم پرتو ایکس منجر به همپوشانی برش ها شده و همراه با حذف یا کاهش آرتیفکت های حرکتی، امکان انجام بازسازی های سه بعدی با کیفیت بالا و چند سطحی را با خطوط بافت نرم فراهم می کند. این مورد مخصوصا در تصویربرداری عروقیو اسکلتی استفاده می شود (سی تی آنژیوگرافی).

با این وجود سی تی هلیکال دارای مشکلاتی است از جمله:

سهولت عملکرد این سیستم ممکن است باعث شود اپراتور دقت لازم در انجام صحیح آزمون نداشته و نسبت به افزایش حجم تصویربرداری یا تکرار تابش یک ناحیه، بی اهمیت باشد.

اگرچه اغلب پارامتر های کیفیت تصویر برای سی تی اسپایرال و هلیکال پیوسته با پیچ یک معادل سازی شده اند، عملکرد سی تی هلیکال با پیچ بزرگتر از ۱,۵ ممکن است به دلیل کاهش قدرت تفکیک کنتراست کم باعث کاهش کیفیت تصویر تشخیصی شود.

قدرت تفکیک فضائی در جهت z کمتر از مقدار نشان داده شده به وسیله پهنای اسمی برش است مگر اینکه درون یابی ویژه انجام شود.

این تکنیک دارای آرتیفکت های ذاتی است.

هنگام استفاده از سی تی هلیکال همراه با تزریق داخل وریدی مواد کنتراست جهت تهیه تصاویر بهینه انهنس یافته ، تعیین زمان دقیق اکسپوژر متناسب با تزریق داخل وریدی الزامی است.

شرایط مشاهده تصویر

توصیه می شود که خوانش اولیه تصاویر سی تی از TV monitor انجام شود. نمایش تصاویر و بازسازی تصویر پس از پردازش باید در یک ماتریس حداقل ۵۱۲ × ۵۱۲ نمایش داده شود.

کنترل کنتراست و روشنایی باید در مانیتور تنظیم شود تا نمایش همگنی از سطوح خاکستری از سیاه تا سفید را نشان دهد. مقیاس خاکستری کالیبره شده ارجح است.

تنظیم پهنای پنجره و سطح پنجره کنتراست قابل مشاهده بین بافت ها را نشان می دهد و به طور کلی باید برای ایجاد کنتراست بهینه بین ساختارهای نرمال و ضایعات انتخاب شود.

پارامتر های فیزیکی: اندازه گیری های فیزیکی عملکرد اسکنر

کیفیت تصویر سی تی ممکن است در قالب اصطلاحات مربوط به پارامتر هـای فیزیکـی از قبیـل یکنـواختی، خطی بودن، قدرت تفکیک فضائی، قدرت تفکیک کنتراست کم و عدم وجود ارتیفکت بر طبق توصیه هـای IEC بیـان شود. بسته به ویژگی های تکنولوژیکی اسکنر سی تی، فاکتور های تابش انتخاب شده و شرایط مشاهده تصاویر فراهم می شود. کیفیت میتواند با اندازه گیری کمی پارامترهای ذکر شده در بالا با استفاده از فانتوم های تست مناسـب و بـا حضور ارتیفکت ها انجام شود. این اندازه گیری ها باید بطور منظم انجام شوند تا عملکرد اسکنر سی تی در کـل دوره تضمین شود. لازم است که کنترل کیفی فنی با استفاده از معیارهای ارائه شده در دستورالعمل ها انجام شود.

فانتوم های تست

فانتوم های تست(فانتوم استاندارد شده به شکل انسان یا اجسام تست از یک شکل، اندازه و سـاختار خـاص) برای کالیبراسیون و ارزیابی عملکرد اسکنرهای سی تی استفاده می شوند. عملکرد سیستم بوسیله تست های مـورد تایید پس از نصب و تعمیرات و آزمون های کنترل کیفی دوره ای، مطابق پروتکل های استاندارد تعیین شـده بررسـی می شود. تعدادی از فانتوم های تست به صورت تجاری در دسترس هستند و بیشتر تولیدکنندگان یک یا چنـد مـورد تست را ارائه می دهند.

فانتوم های تست باید پارامترهای زیر را ارزیابی کنند:

میانگین عدد سی تی، یکنواختی، نویز، قدرت تفکیک مکانی، ضخامت برش، دوز و موقعیت تخت.

عدد سی تی

صحت عدد سی تی با اسکن یک جسم آزمون با استفاده از پارامتر های رایج عملیاتی و الگوریتم های بازسازی تایید می شود. عدد سی تی تحت تاثیر ولتاژ تیوب اشعه ایکس، فیلتراسیون پرتو و ضخامت جسم قرار دارد. عدد سی تی اب معادل HU۰ تعریف شده است و میانگین عدد سی تی اندازه گیری شده در مرکز ناحیه مورد بررسی(ROI)بایـد در محدوده ±۴□□ باشد.

خطی بودن

خطی بودن مربوط به رابطه خطی بین عدد سی تی محاسبه شده و ضریب تضعیف خطی هـر عنصـر از جسـم است. برای ارزیابی صحیح تصویر سی تی و به ویژه برایQCT ضـروری اسـت. خطـای خطـی بـودن نبایـد بـیش از $\pm ۵\ HU$ در محدوده خاص مورد نظر(بافت نرم یا استخوان)باشد.

غیر یکنواختی

یکنواختی به معنی یکسان بودن عدد سی تی هر پیکسل در تصویر یک جسم همگن در نواحی مختلف آن جسم است; برای مثال فانتوم استوانه ای به قطر ۲۰ سانتی متراز جنس پلاستیک معادل آب. اختلاف در میانگین اعداد سی تی بین ناحیه مرکزی و محیطی یک جسم آزمون همگن باید کمتر از HU۸ باشد. چنین تفاوت هایی عمدتا ناشی از پدیده سخت شدگی پرتو است.

نویز

عنصر تصویر (پیکسل) یا نویز تصویر به معنی نوسانات آماری موضعی در اعداد سی تی در یک ROI همگن است. نویز به دوز تابش وابسته است و تاثیر قابل توجهی در قدرت تفکیک کنتراست کم دارد. بزرگی نویز با انحراف استاندارد اعداد سی تی در ROI یک ماده همگن نشان داده شده است. نویز باید در مساحتی حدود ۱۰ درصد از سطح مقطع هدف مورد آزمون اندازه گیری شود. با استفاده از فیلتر های (کرنل) بازسازی نرم ، با کاهش همزمان قدرت تفکیک فضائی و افزایش در قدرت تفکیک کنتراست کم نویز تصویر کاهش می یابد. نویز تصویر به طور معکوس با ریشه دوم دوز و ضخامت برش متناسب است. به عنوان مثال اگر دوز نصف شود نویز فقط ۴۰ درصد افزایش می یابد. متقابلا، کاهش ضخامت برش به منظور جلوگیری از افزایش نویز نیاز به افزایش متناسب دوز دارد. مشکل پزشکی در ارزیابی کیفیت مورد نیاز تصاویر باید تعیین کند که چه میزان نویز در تصویر و چه دوزی برای بیمار منطقی است.

قدرت تفکیک فضائی

قدرت تفکیک فضائی در کنتراست بالا و پایین متقابلا به کیفیت تصویر و تصویربرداری مناسب از ساختار های مهم وابسته است.

قدرت تفکیک فضائی در کنتراست بالا (قدرت تفکیک کنتراست بالا) مینیمم سایز جزئیات قابل مشاهده در سطح برش با کنتراست بیشتر از ۱۰ درصد را تعیین می کند. این مورد تحت تاثیر الگوریتم بازسازی،پهنای اشکارساز، ضخامت برش، فاصله جسم تا اشکارساز، اندازه نقطه کانونی اشعه ایکس و اندازه ماتریس قرار دارد. قدرت تفکیک فضائی در کنتراست کم (قدرت تفکیک کنتراست کم)سایز جزئیات قابل مشاهده را زمانی که تنها تفاوت اندکی در دانسیته نسبت به محیط اطراف وجود داشته باشد تعیین می کند. قدرت تفکیک کنتراست کم به طور قابل توجهی با نویز محدود می شود. آستانه قابل قبول که در رابطه با کنتراست و اندازه جزئیات است می تواند برای مثال با استفاده از یک منحنی کنتراست-جزئیات تعیین شود. در این روش اثرات الگوریتم بازسازی و سایر پارامتر های اسکن باید مشخص شود. دوز و نویز تصویر مربوطه تا حد زیادی بر قدرت تفکیک کنتراست کم تاثیر می گذارد.

ضخامت برش

ضخامت برش در مرکز میدان دید به عنوان فاصله بین دو نقطه در پروفایل حساسیت در امتداد محور چرخش تعیین می شود که در آن پاسخ به ۵۰ درصد کاهش یافته است. به دلیل تاثیر ضخامت برش در جزئیات تصویر، نباید

در ضخامت برش خطای قابل ملاحظه ای باشد. به عنوان مثال، با ضخامت اسمی برش بیشتر از ۵ میلی متر، حداکثر خطا ۱۰± درصد قابل قبول است. خطای قابل قبول برای ضخامت برش کوچکتر از ۲ تا ۸ میلی متر و کوچکتر از ۲ میلی متر به ترتیب ۲۵± و ۵۰± درصد است. استفاده از کولیماسیون پس از بیمار که در برخی تجهیزات سی تی وجود دارد، برای کاهش پروفایل حساسیت برش، افزایش قابل توجه در دوز بیمار برای برش های پیوسته را منجر می شود.

پایداری اعداد سی تی

پایداری تحت عنوان ثابت نگهداشتن عدد سی تی و یکنواختی آن برای مدت طولانی، تعریف می شود. پایداری را می توان با استفاده از یک آزمایش مناسب شامل حداقل سه نمونه از مواد مختلف بررسی کرد; به عنوان مثال آب، پلی متیل متاکریلات(PMMA)و تفلون. خطا با توجه به مقادیر متوسط اولیه نباید بیشتر از $\pm ۵۰\ HU$ باشد. یک تولرانس مشابه در تایید یکنواختی باید اعمال شود و در سه ROI اندازه گیری شود که هر یک حاوی تقریبا ۱۰۰ پیکسل بوده و به ترتیب در مرکز، حاشیه و در یک موقعیت بین مرکز و حاشیه تصویر بازسازی شده قرار گیرند.

موقعیت تخت

صحت موقعیت تخت بیمار با حرکت تخت در یک مسافت مشخص نسبت به گنتری و متعاقبا حرکت دادن آن به نقطه شروع ارزیابی می شود. صحت موقعیت شامل خطا در موقعیت طولی و همچنین عکس آن است. حداکثر تولرانس ۲± میلی متر در نظر گرفته می شود. این موارد همچنین در مورد تجهیزات سی تی اسکن متحرک کاربرد دارد.

اصلاح کیفیت تصویر بر اساس نیاز بالینی

نسبت سیگنال به نویز بالا

مفید در تعیین مشخصات ندول های ریوی

COPD

کلسیفیکاسیون عروق کرونر

نسبت سیگنال به نویز کم

اسکن شکم

بیماری انتشار ریوی

نسبت سیگنال به نویز متوسط

مغز

اسکن کودکان

فصل چهارم

نگاه اجمالی بر اجرای عملی سی تی اسکن

وضعیت دهی بیمار – بخش ۱

فرآیند اسکن با وضعیت دهی به بیمار درون گنتری شروع می شود. قسمت های مختلف گنتری در شکل ۴,۱ نشان داده شده است اگرچه طراحی دستگاه ها ممکن است بین سازندگان مختلف تفاوت هایی داشته باشد ولی اصول اولیه یکسان می باشند.

مسیر دستیابی به تصویر با کیفیت از طریق وضعیت دهی مناسب شروع می شود.

وضعیت دهی نامناسب به بیمار، آرتیفکت هایی را می تواند به وجود آورد.

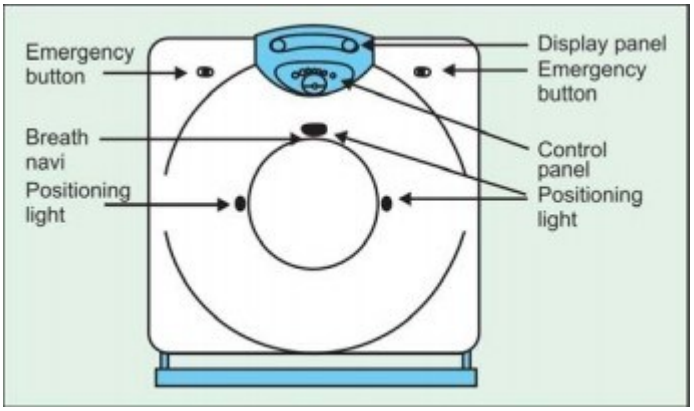
اجزای اصلی

گنتری

عملکرد

گنتری در داخل خود بخش مربوط به لامپ اشعه ایکس، آشکارساز با بازدهی بالا (highlight detector) و سیستم جمع آوری اطلاعات (DAS) را در برمی‌گیرد. همچنین از جمله سایر عملکرد های آن می توان به موارد زیر اشاره کرد:

***صفحه نمایش*: این صفحه درجه چرخش گنتری ، ارتفاع تخت، موقعیت نقطه مرجع، وضعیت قفل، بازه فایل اسکن و بازه چرخش گنتری را نشان می دهد.**



شکل ۴,۱: نمایی از گنتری CT

***دکمه اضطراری*: فشردن دکمه اضطراری، تمامی حرکات مکانیکی و تابش اشعه ایکس را متوقف می کند.**

صفحه کنترل: صفحه کنترل شامل دکمه هایی است که حرکات تخت و گنتری را بر عهده دارند. هر دو نمای قدامی و خلفی گنتری دو صفحه کنترلی دارد.

نور وضعیت دهی و رهگیری تنفس: نور هالوژنی از گنتری تابیده می شود که برای وضعیت دهی به بیمار مورد استفاده قرار می گیرد. رهگیری تنفسی راهنمایی های تنفسی دیداری را در اختیار بیمارانی که مشکل شنوایی دارند، قرار می دهد.

تخت

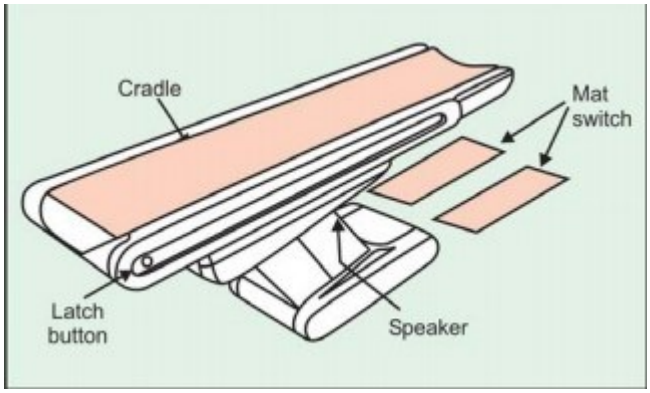
تخت به منظور قرارگیری بیمار بر روی آن برای اسکن استفاده می شود.

رویه تخت: رویه تخت به درون و یا بیرون از گنتری حرکت می کند.

دکمه قفل: این دکمه برای قرار دادن رویه تخت در وضعیت قفل یا آزاد استفاده می شود. رویه تخت در وضعیت آزاد را به طور دستی می توان حرکت دارد. صفحه کنترل وضعیت قفل یا آزاد بودن رویه تخت را نشان می دهد.

بلندگو: بلندگو به منظور ارائه دستورالعمل های شفاهی به بیمارمورد استفاده قرار می‌گیرد.

کلید کفی: کلید کفی در پایه تخت قرار گرفته است. هنگامی که کاربر دستگاه، پای خود را بر روی این کلید قرار می دهد، کلید روشن شده و دکمه های عملکردی موجود بر روی صفحه گنتری را فعال می کند.



شکل ۴,۲: نمایی از تخت CT اسکن

کنسول کاربری (OC)

عملکرد

کنسول کاربری (OC) به طور عمده برای تنظیم رویه های اسکن و پردازش اطلاعات تصویر به دست آمده توسط کاربر مورد استفاده قرار می گیرد.

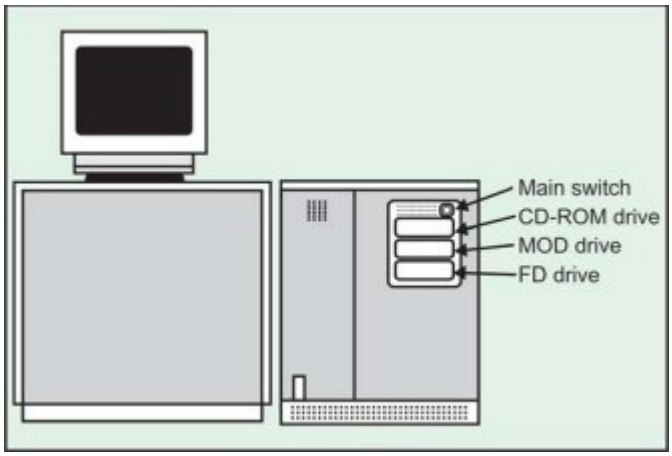
صفحه اسکن/نمایش: **صفحه ۱۷ اینچی (در اندازه ۲۱ اینچ نیز موجود می باشد) موجود بر روی OC برای دو منظور اسکن بیماران و نمایش تصاویر به کار گرفته می شود.**

صفحه کلید و ماوس: **لطفا به بخش رابط کاربری موجود در صفحات ۱,۱۰ مراجعه کنید.**

کلید اصلی: **لطفا به بخش تامین نیرو سیستم در صفحه ۱,۲۰ مراجعه فرمایید.**

درایو CD-ROM: **این درایو به منظور خدمات رسانی در مواقع نصب نرم افزار های به کارگرفته می شود.**

درایو دیسک نوری مغناطیسی (MOD، اختیاری): **اطلاعات تصویر می تواند بر روی MOD های ۵ اینچی ذخیره شود.**

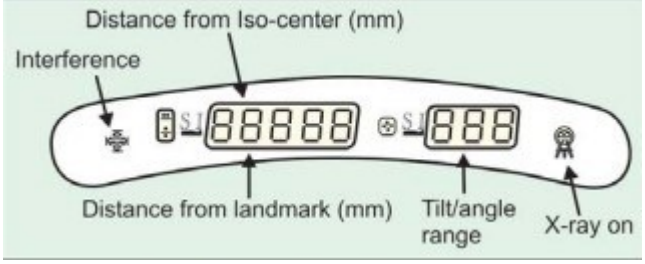


شکل ۴,۳: نمایی از کنسول کاربری CT

توجه: توصیه می شود که همواره از اطلاعات تصاویر به دلیل احتمال از کارافتادگی سیستم، فایل پشتیبانی تهیه شود. [امروزه تصاویر بعد از تهیه شدن به سیستم آرشیو تصاویر یا همان پکس ارسال می شود.]

وضعیت دهی بیمار – بخش ۲

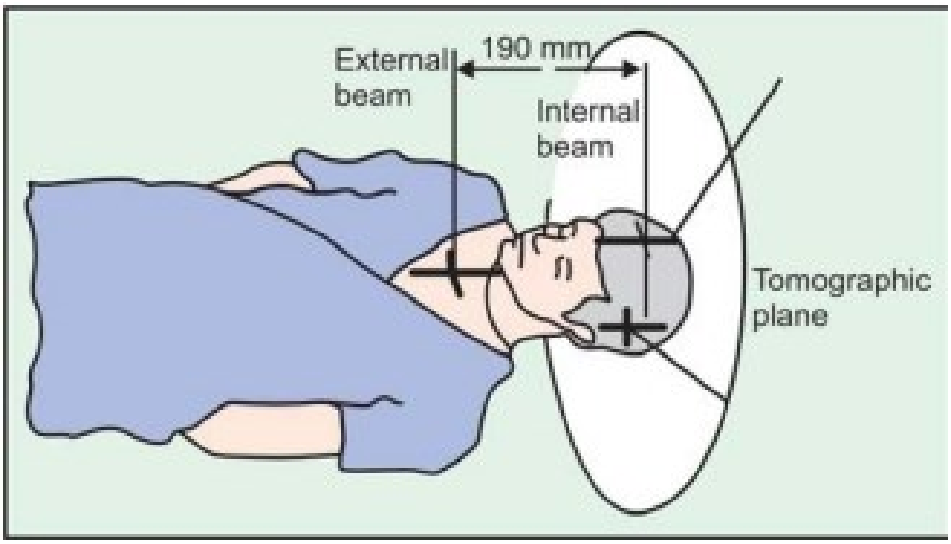
برای قرارگیری ایمن بیمار بر روی رویه تخت، ابتدا اطمینان حاصل فرمایید که رویه تخت در وضعیت قفل قرار دارد.



شکل۴,۱: نمایی از صفحه نمایش گنتری

دکمه مربوط به نور موقعیت دهی قرارگرفته بر روی صفحه کنترل گنتری را فشار دهید تا نشانگر هالوژنی (برای کسب اطلاعات در مورد صفحه کنترل گنتری به فصل ۱ مراجعه کنید) روشن شود.

با استفاده از دکمه های کنترل موجود بر روی صفحه کنترل گنتری ، نشانگر هالوژنی را با لندمارک آناتومیکی بیمار تطابق دهید.

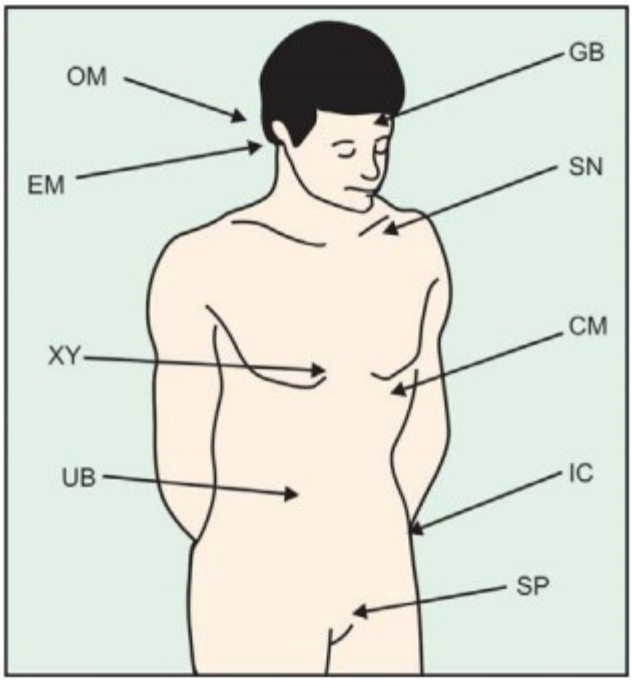


شکل۴,۵: نمایی از صفحات توموگرافیک

وضعیت دهی بیمار – بخش ۲

لندمارک های اصلی آزمون CT

لندمارک هایی که در ادامه ذکر می شوند معمولا در آزمون های CT استفاده می شوند (شکل ۴,۶).



GB: گلابلا	**OM**: خط گوشی چشمی
EM: مجرای گوش خارجی	**SN**: بریدگی جناغی
XY: زائده زایفوئید	**CM**: کناره غضروفی
IC: کرست ایلیاک	**UB**: ناف
SP: سمفیز پوبیس	

شکل۴,۶: نمای نشان دهنده لندمارک های معمول استفاده شده برای موقعیت دهی

بیمار جدید شماره ۱

گزینه بیمار جدید (New Patient) را برای آغاز آزمون جدید انتخاب کنید.

گزینه بیمار جدید (New Patient) را برای گشودن صفحه انتخاب اطلاعات / پروتکل بیمار انتخاب کنید.

اطلاعات جامعه شناختی بیمار را وارد کنید.

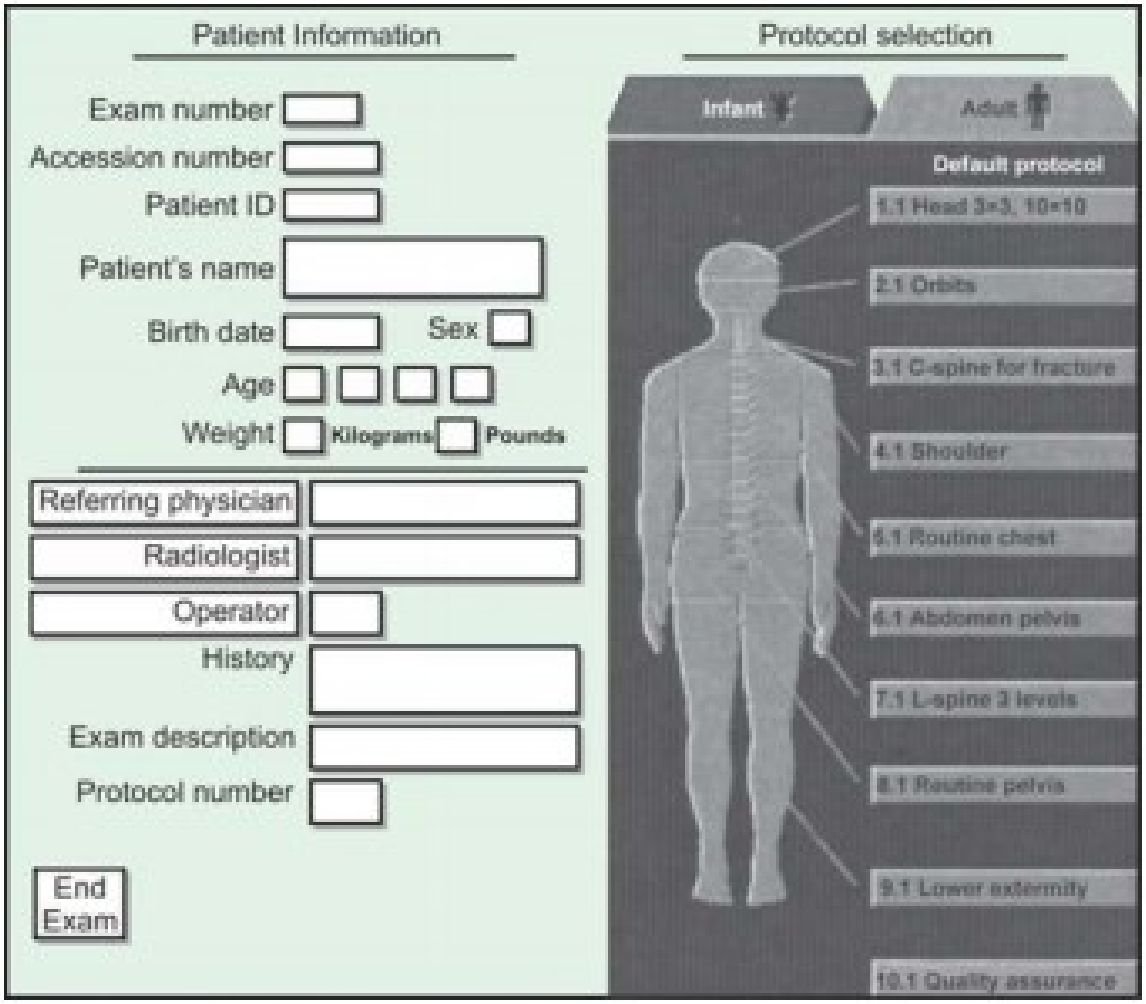
توجه: حداقل می بایست شناسه بیمار وارد شود.

شماره آزمون: (با حداکثر ۱۲ حرف)

شماره دسترسی: (با حداکثر ۱۶ حرف)

شناسه بیمار: (با حداکثر ۱۶ حرف)

اسم بیمار: (با حداکثر ۶۴ حرف)



شکل ۴،۷: نمونه از تصویر اسکات (Scout) اسکنر CT/e شرکت GE

صفحه دستور اسکات

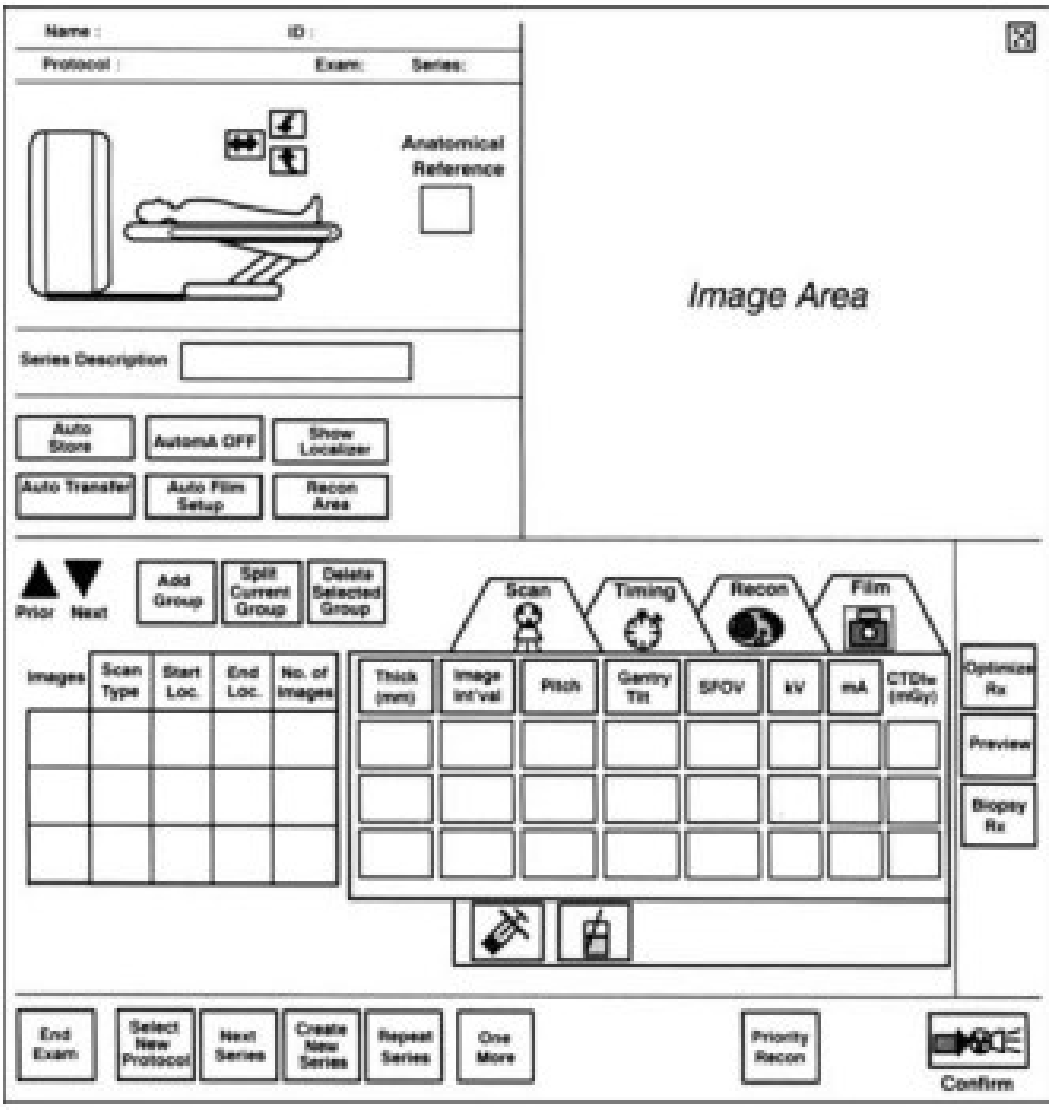
دستور اسکن آگزیال/ هلیکال شماره ۱

صفحه (نمایش/ ویرایش) دستور اسکن آگزیال/ هلیکال

پس از اسکن اسکات، شما به صفحه دستور آگزیال/ هلیکال منتقل می شوید تا اسکن های آگزیـال، هلیکـال یا cine را انجام دهید.

ناحیه تصویر : تصاویر در این ناحیه به نمایش درخواهند آمد. ناحیه تصویر را می توان با کلیک بر مربع کوچک قرارگرفته در گوشه سمت راست بالا به حالت تمام صفحه در آورد.

بعدی/ قبلی : دکمه بعدی/ قبلی تنها زمانی بر روی صفحه پدیدار می شود که بیش از سه گروه (از تصاویر) تجویز شده باشند.



شکل ۴,۸: نمونه صفحه پدیدار شده هنگام برنامه ریزی آزمون در اسکنر CT/e شرکت GE

مولفه های بازسازی اسکن

بازسازی چندگانه آینده نگر (Prospective Multiple Reconstruction)

نوع بازسازی: Soft، STND، STD+، DETL، chest، bone edge یا PERM

فیلتر های تصویر: صاف یا Smooth (S1, S11, S2, S21, S3)، لبه یا Edge (E1, E2, E21, E22, E23)، ریــه (L1, L2, L3)

اندازه ماتریس: 256 × 256، 320 × 320 یا 512 × 512

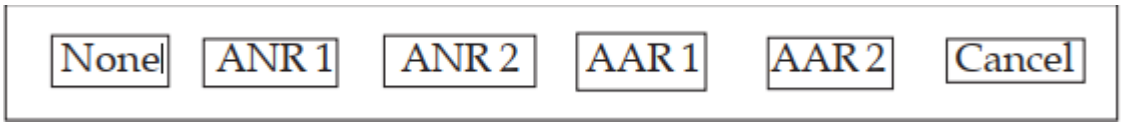
تصحیح حرکت

فیلتر مخصوص: ANR (کاهش نویز پیشرفته) (۱ یا ۲)، AAR (کاهش نویز بازو) (۱ یا ۲)

فیلتر های ANR امکان کاهش نویز را بدون به خطر انداختن قدرت تفکیک فضایی فراهم می کنند. این فیلتــر ها موجب کاهش تقریبا ۱۰ درصدی در انحراف استاندارد می شوند که احتمالا برابر با کاهش تک - مرحلــه ای در mA می باشد.

فیلتر AAR به ما این امکان را می دهد که نویزهای مشاهده شده در اطراف بازو ها را کاهش دهیم.

با کلیک بر روی دکمه (فیلتر مخصوص) یا هر ناحیه فیلتر مخصوص، منو پیش رو پدیدار می شود.



(ANR 2) اثر بیشتری نسبت به (ANR 1) دارد به همین ترتیب (AAR 2) نیز اثر بیشتری نسبت بــه (AAR 1) دارد. یکی از آن ها را انتخاب نموده و یا برای عدم استفاده از این فیلتر گزینه (none) را انتخاب کنید.

هنگام نیاز به بازگشت به مولفه های recon 1، تنها کافی است گزینه (none) را انتخاب کنید.

در صورت نیاز به پیاده سازی بازسازی سوم، گزینه (show recon 3) را انتخــاب نمــوده و پــس از آن همــان مراحل اشاره شده در Recon 2 را طی کنید.

گزینه (confirm) را انتخاب کرده و اسکن را آغاز کنید.

توجه: در طول اسکن تنها مجموعه recon 1 بازسازی خواهند شد. برای فعــال ســازی Recon 2 , 3 یکــی از گزینه های زیر را انتخاب کنید (end exam)، (create new series)، (next series)، (select new protocol) یا (repeat series)

تکنیک

ایجاد تصاویر اسکات: **بیمار در حالت خوابیده به پشت بر روی تخت اسکن دراز کشیده و به سمت میدان اسکن درون گنتری پیش می رود. فیلم اسکات با تولید باریکه اشعه ایکس و عبور بخش مربوطه از بیمار به یکباره از میان گنتری ایجاد می شود.**

تابش پبوسته همزمان با عبور بیمار از میان باریکه توپوگرامی به دست می آید که تداعی کننده تصویر گرفته شده با اشعه ایکس می باشد. با استفاده از اسکات، شماره و موقعیت و نیز زاویه برش های پیش رو انتخاب می شود.

صفحات تصویربرداری

آگزیال – مزیت آن مقایسه مستقیم راست و چپ تصویر و راحتی انجام می باشد.

کرونال – مزیت هندسی آن فراهم کردن اسکن هایی با زاویه عمود نسبت به ساختار های استخوانی اصلی بدن می باشد. کمک به شفاف سازی رابطه بین ضایعه مشاهده شده در مقاطع آگزیال.

ساجیتال – برای بررسی ساختار خط وسط مفید می باشد. معمولا تابشی تغییر فرمت یافته می باشد چرا که دریافت مستقیم تصاویر ساجیتال از لحاظ آناتومیکی دشوار می باشد.

[نکته مهم: این موارد برای دستگاه GE است در دیگر دستگاهها کمی متفاوت است ولی اصول کلی همان است..]

فصل پنجم

پروتکل های اکتساب تصویر

پروتکل‌ها، دستور العمل های استفاده شده برای اسکن ناحیه مشخص مورد نظر بوده و این پروتکل ها انعطـاف پذیر بوده و می بایست به تناسب بیمار تطبیق داده شوند. مولفه ها ثابت نبوده و هر زمان که مناسب باشد مـی تـوان آن ها را تغییر داد. همچنین به عنوان ابزاری برای کاهش دوز تشعشع مورد استفاده قرار می گیرند.

عواملی که می بایست به هنگام برنامه ریزی اسکن مورد توجه قرار گیرند:

موقعیت دهی و اسکات

نوع اسکن – آگزیال یا هلیکال

ضخامت اسلایس

سرعت حرکت گنتری

عوامل تابش – ke_{pt} و MAs

میدان دید

پیچ

ملاحظات کنتراست

ضخامت برش

ضخامت برش را محدودسازی باریکه تعیین می کند. میزان ضخامت به اندازه آشکارساز ها نیز بستگی داشته و معمولا در حد ۱۰ میلی متر می باشد.

برش های نازک تر منجر به قدرت تفکیک فضایی بهتر می شوند.

دوز تشعشع در CT با ضخامت برش رابطه عکس دارد.

جا به جایی Incrimination

جا به جایی به عنوان فاصله بین اسکن ها تعریف می شود.

نقطه آغاز اسکن را صفر تعریف کرده و فاصله را از این نقطه به صورت S یا I (Superior یـا Inferior) انـدازه می گیرند.

در اسکن های هلیکال این امکان وجود دارد که جا به جایی تصویر را پس از تکمیل اسکن تغییر داد.

اسکن های دارای همپوشانی را می توان برای بازتشکیلی های سه بعدی و نمایش ضایعات کوچک به کار گرفت.

میدان دید

میدان دید اندازه تصویر را بر روی نمایشگر تعیین می کند.

پس از انجام اسکن با FOV مشخص، امکان کوچک کردن آن وجود داشته ولی نمی توان اندازه میـدان دیـد را بزرگتر کرد.

تکنولوژیست می بایست اندازه میدان دید را متناسب با بیمار و آناتومی مدنظر انتخاب کند.

اندازه کوچک میدان دید باعث بهبود قدرت تفکیک فضایی می شود.

تابش ها

kV_p کیفیت باریکه را تعیین می کند.

kV_p های بالاتر برای نفوذ به نواحی آناتومیک با ضخامت بالا لازم است.

در مناطق با ضخامت پایین تر kV_p بالاتر منجر به افزایش نسبت سیگنال به نویز می شود.

Mas’ کمیت باریکه را تعیین می کند.

Mas’ پایین منجر به تنزل کیفیت تصویر و MAs بالا تولید گرما را افزایش داده و از عمر اسکنر می کاهد.

با افزایش MAs دوز بیمار نیز افزایش می یابد.

پیچ

پیچ را به عنوان نسبت سرعت تخت به ضخامت برش تعریف می کنند.

پیچ بالاتر زمان اسکن را کاهش می دهد.

در صورتی که تخت حین یک بار چرخش گنتری دقیقا به اندازه ضخامت برش جا به جا شود، گفته می شود که پیچ برابر با ۱ است.

پیچ برابر با ۲ بدین معنی است که تخت به میزان ۲ برابر ضخامت برش جا به جا می شود که ماحصل آن افزایش سرعت اسکن می باشد.

مطالبی در مورد سی تی اسکن از بیماران مشکوک به کوید ۱۹

کرونا ویروس‌ها (Coronaviruses) خانواده بزرگی از ویروس‌ها هستند که از سرماخوردگی معمولی تا سارس و مرس را در بر می‌گیرند. ویروس‌های کرونا برای اولین بار در سال ۱۹۶۰ کشف شدند و مطالعه بر روی آن‌ها تا اواسط دهه ۱۹۸۰ ادامه یافت. تاکنون هفت نمونه از این ویروس‌ها کشف شده است.

از دسامبر سال ۲۰۱۹، موارد جدیدی از «ذات‌الریه ویروسی ناشناخته‌ای» در بازار عمده‌فروشی غذاهای دریایی شهر ووهان (Wuhan) چین شیوع پیدا کرد. گمان می‌رفت که کرونا ویروس جدید منشایی حیوانی داشته باشد و از خفاش به انسان منتقل شده باشد. محققان چینی این کرونا ویروس جدید را COVID-19 نام‌گذاری کردند.

کووید-۱۹ تنها در عرض ۲ ماه از شهر ووهان به کل چین و ۳۳ کشور دیگر انتشار یافت. علائم این کرونا ویروس جدید، مشابه سرماخوردگی و آنفولانزا است و در اغلب بیماران تب و سرفه‌های خشک ایجاد می‌کند. ذات‌الریه COVID-19 یک بیماری عفونی شدید محسوب می‌شود و شیوع آن در سازمان بهداشت جهانی به عنوان یک اورژانس سلامت عمومی اعلام شده است.

با شناخت تدریجی علائم و عوارض پنومونی کووید-۱۹، گروه‌های تخصصی به تدوین گاید لاین (مرجع تخصصی) و معیارهایی برای پیشگیری، تشخیص و درمان این بیماری پرداختند. پنومونی کووید-۱۹ همانند سایر ذات‌الریه‌های ناشی از کرونا ویروس، مشکلات حاد تنفسی ایجاد می‌کند.

سی تی اسکن ریه یا قفسه سینه و کاربرد آن در تشخیص کرونا ویروس

سی تی اسکن قفسه سینه یک ابزار تصویربرداری رایج برای تشخیص ذات‌الریه است. در CT اسکن قفسه سینه، سرعت ایجاد تصاویر با کیفیت از بافت ریه بالا است و رادیولوژیست می‌تواند به سرعت میزان درگیری ریه با بیماری را مشخص کند. سی تی اسکن قفسه سینه ویژگی‌های رادیولوژیکی رایج در بیماران مبتلا به ذات‌الریه ناشی از کووید-۱۹ را مشخص می‌کند. این ویژگی‌ها شامل نقاط توده‌ای تار (ground-glass opacity)، لکه‌های چند کانونی (multifocal patchy consolidation) و تغییرات بینابینی با توزیع محیطی (interstitial changes with peripheral distribution) است.

در مطالعه‌ای که محققان چینی بر روی ۱۰۱۴ بیمار مشکوک به کرونا ویروس انجام دادند، مشخص شد که حساسیت سی تی اسکن در تشخیص بیماری کرونا، ۹۷ درصد بوده است.

امیدوارم که با رعایت فاصله گذاری اجتماعی و بهداشت فردی و استفاده از ماسک بتوانیم سلامتی خود را حفظ و بهبود بخشیم.

منابع:

مقدمه ای بر برش نگاری رایانه ای، لوییس رومانس، ترجمه: علی کیانی و جلیل پیـرایش اسـلامیان، انتشـارات دانشگاه علوم پزشکی تبریز، ۱۳۸۰

STEP BY STEP CT SCAN D. Karthikeyan, Deepa Chegu, Anshan, 2006 - Medical - 213 pages

Computed Tomography for Technologists: A Comprehensive Text, Lois E, Romans, 2011, Wollters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, 2011 - Medical - 379 pages