راهنمای کاربردی

تکنیک های سی تی اسکن

مقدماتی

تالیف و گردآوری:

دکتر عرفان ساعت چیان

دکتری تخصصی فیزیک پزشکی

فصل اول : اصول مقدماتی سی تی اسکن

مقدمات

اجزای مختلف دستگاه سی تی اسکن

نمایش تصویر

روش های جمع آوری اطلاعات

فصل دوم: کیفیت تصویر

پارامترهای اسکن

آرتیفکت های تصویر

پس پردازش

فصل سوم: مراقبت از بیمار

توضیحات مقدماتی

آزمایشات پزشکی

فصل چهارم: مواد کنتراست

مواد کنتراست داخل وریدی

اثرات جانبی مواد کنتراست

انواع واکنش به مواد کنتراست

مواد کنتراست سیستم گوارشی

فصل پنجم: تکنیک های تزریق

فاز های افزایش شدت سیگنال بافت

روش های تزریق ماده کنتراست

عوامل موثر بر افزایش شدت سیگنال بر اثر ماده کنتراست

روش های تزریق خودکار

فصل ششم: روش های تصویربرداری

روش های تصویربرداری ناحیه سر

روش های تصویربرداری ناحیه گردن

روش های تصویربرداری ناحیه ستون فقرات

روش های تصویربرداری ناحیه توراکس

روش های تصویربرداری ناحیه شکم و لگن

روش های تصویربرداری سیستم اسکلتی-عضلانی

فصل هفتم: آناتومی مقطعی

آناتومی مقطعی ناحیه سر

آناتومی مقطعی ناحیه گردن

آناتومی مقطعی ناحیه توراکس

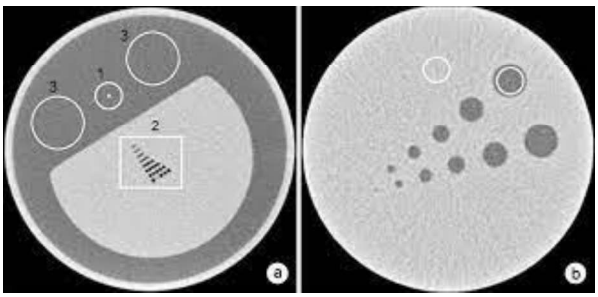
آناتومی مقطعی ناحیه شکم و لگن

آناتومی مقطعی سیستم اسکلتی-عضلانی

تکنیک های تصویربرداری سی تی اسکن

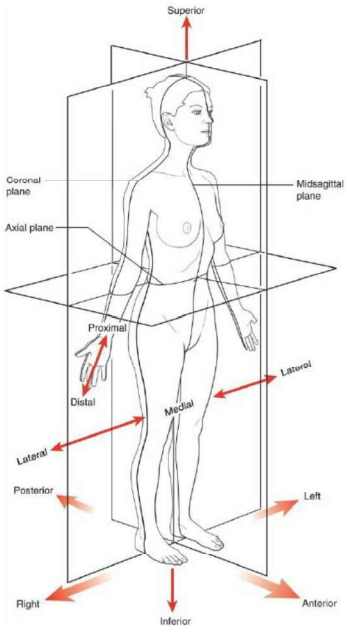
فصل اول

اصول سی تی اسکن

اصطلاح شناسی	کلمه توموگرافی از ریشه تومو به معنای برش مقطع یا لایه است. در سی تی یک روش پیچیده کامپیوتری برای گرفتن داده ها و تبدیل آن به مقطع تصویری از بدن انسان استفاده می شود. تمامی اسکنرهای اولیه سیتی برش های محوری یا آگزیال تهیه می کردند به همین دلیل اسکنرهای اولیه را توموگرافی آگزیال کامپیوتری یا CAT اسکن، می نامیدند. اسکنرهای جدیدتر گزینه هایی بیش از برش آگزیال به ما ارائه می دهند (در مراحل بازسازی). به همین دلیل کلمه آگزیال از نام سی تی اسکن امروزی حذف شده و CAT SCAN تبدیل به CT SCAN شده است.
توضیحات مقدماتی	عدم مزایا رادیوگرافی کانونشنال شامل موارد زیر می شود: از بین رفتن اطلاعات عمق، روی هم افتادگی ساختار ها و اختلال در تشخیص و از بین رفتن کنتراست و غیر کمی بودن کاربرد های سی تی اسکن: تصویربرداری سه بعدی تمام بدن به منظور تشخیص و پیگیری (follow-up) بیماران – طراحی درمان رادیوتراپی – غربالگری بیماری ها – پزشکی هسته ایی و به طور کلی در حیطه های وسیع انکولوژی، رادیولوژی عروق، کاردیولوژی، تروماتولوژی و رادیولوژی مداخله ایی دارای کاربرد عملی می باشد.
کیفیت تصاویر سی تی به صورت اولیه با استفاده از چند شاخص ارزیابی می شوند:	۳ جز قدرت تفکیک دستگاه های تصویربرداری شامل موارد زیر می باشد: ۱) قدرت تفکیک فضایی که بیانگر توانایی یک سیستم در افتراق اشیاء کوچک به طور مجزاست. ۲) قدرت تفکیک کنتراست که نمایانگر توانایی یک سیستم در افتراق اشیاء با دانسیته مشابه به هم روی تصویر است. ۳) قدرت تفکیک زمانی که به سرعت جمع آوری داده اطلاق می شود این سرعت به صورت مشخصی برای کاهش آرتیفکت ناشی از حرکت بیمار یا عضو، برای مثال در تصویر برداری قلب اهمیت دارد. 

صفحات تصویربرداری

صفحات تصویربرداری به صورت فرضی بدن بیمار را در حالت آناتومیک به نواحی مختلف تقسیم می کنند.

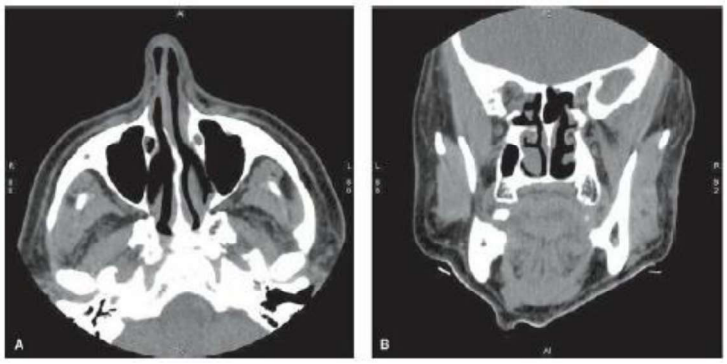


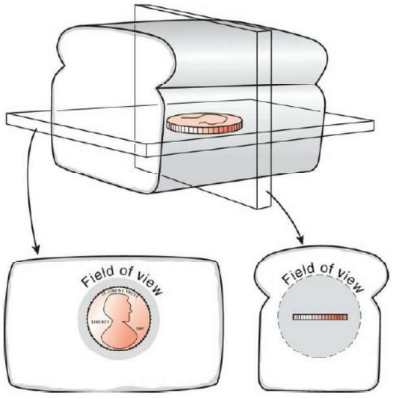
⚠ صفحه تصویربرداری توسط موقعیت بیمار، گانتری یا هردوی آن ها قابل تغییر است تا اجازه تصویربرداری یا بازسازی تصاویر در صفحه دلخواه را به ما بدهد.

⚠ تصویربرداری در صفحه دلخواه به طور مستقیم، کیفیت تصویر بهتری نسبت به بازسازی داده در صفحه مورد نظر ایجاد می کند.

تغییر در صفحه تصویربرداری به دو دلیل مشخص کاربردی است:

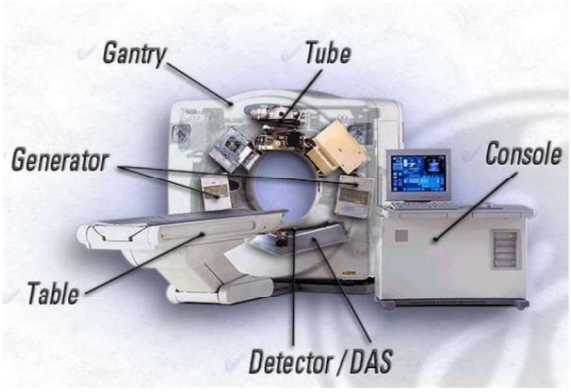
۱) دلیل اول زمانی است که برای مثال ساختار مورد نظر به جای اینکه در صفحه آگزیال باشد، در صفحه کورونال است مثل سینوس اتموئید که در صفحه آگزیال فقط مقطعی از آناتومی دیده می شود و تمام کمپلکس اتموئید قابل بررسی نیست.

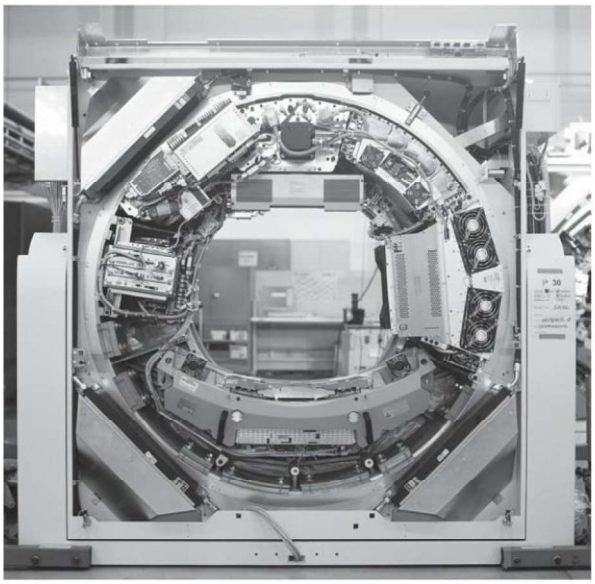
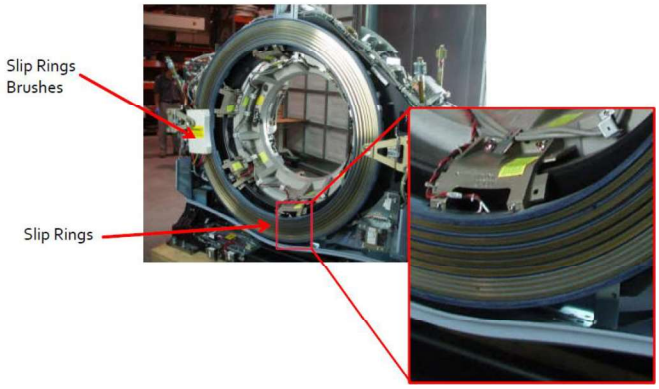


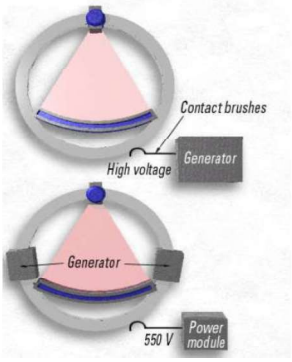


در مورد سینوس صورت، تغییر در صفحه تصویر برداری با موقعیت دهی بیمار قابل تغییر است تا تصاویر به جای آگزیال، کورونال گرفته شود. در حالی که در تصویر برداری از لگن تغییر موقعیت بیمار برای ایجاد تصویر در صفحه کورونال ممکن نیست در این موارد می توان از بازسازی تصویر برای ایجاد تصویر کورونال از این ناحیه استفاده کرد.

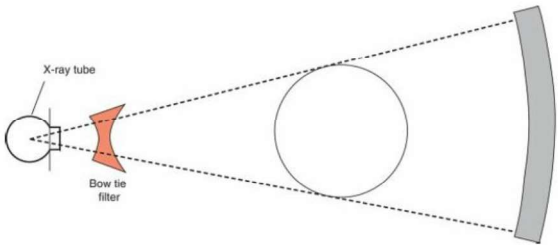
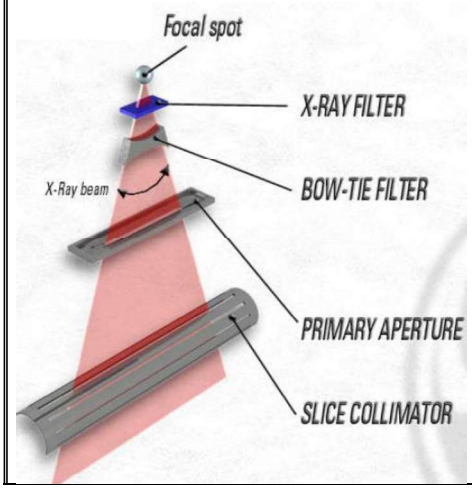
۲) دلیل دیگر برای تصویر برداری در صفحه متفاوت برای کاهش آرتیفکتهای ناشی از ساختارهای مجاور است. برای مثال برای تصویر برداری از هیپوفیز تصویر برداری در صفحه کورونال به دلیل کاهش آرتیفکتهای خطی ناشی از سخت شدگی اشعه توسط استخوان پتروس ارجح است.

جمع آوری داده	
توضیح مقدماتی	برای اینکه بدانیم این سیستم چگونه کار می کند باید عملکرد اساسی هر جزء و تنوع در طراحی آنها را یاد بگیریم. به طور معمول قسمتهای اصلی دستگاه سیتی برای تمامی شرکت ها مشابه بوده و شامل گانتری، ژنراتور اشعه ایکس، سیستم کامپیوتری ،کنسول اپراتور و کنسول نمایش تصاویر می باشد. 
اجزای مختلف دستگاه سی تی اسکن	
گانتری	گانتری بخش حلقه ای شکل اسکنر سی تی است. این بخش، قسمت های زیادی از دستگاه که برای تولید و آشکارسازی اشعه ایکس مورد نیاز است را در خود جای می دهد. اندازه گانتری بسته به قطر دهانه آن میتواند متغیر باشد. بازه ی اندازه قطر دهانه بین ۷۰ تا ۹۰ سانتی متر است. همچنین گانتری میتواند به جلو یا عقب زاویه بگیرد تا در پروتکلهای مختلف مورد استفاده قرار گیرد. بازه مقدار درجه گیری گانتری نیز بین ۱۵ تا ۳۰ درجه است برای موقعیت دهی صحیح بیمار نیز گانتری دارای لیزر است صفحه کنترل در جلو و پشت دستگاه با نمایشگر مربوطه امکان جابه جای تخت و موقعیت دهی بیمار را فراهم می نماید. در بیشتر کنسولها این صفحه کنترل در اتاق کنترل اپراتور نیز وجود دارد یک میکروفون نیز درون گانتری قرار گرفته است تا امکان برقراری ارتباط بین بیمار و تکنولوژیست را در حین اسکن فراهم نماید.

<table>
<tr><td></td><td> 
</td></tr>
<tr><td>حلقه های لغزنده</td><td>در نسلهای ابتدایی سیتی از سیستم کابلی برای چرخش تیوب گانتری استفاده می شد، که نوع اسکن را به step and shotو زمان چرخش گانتری را محدود می کرد.
اما امروزه از وسایل الکترومکانیکی به نام حلقه های لغزنده یا slip rings استفاده می شود این وسیله از یک دستگاه مسواک مانند استفاده می کند تا برق مورد نیاز را از طریق یک سطح دوار و تماس با آن تامین کند. این دستگاه اجازه چرخش بدون محدودیت و پیوسته تیوب و اجزاء چرخنده گانتری را فراهم می کند.
 



High voltage Slip Ring
Low voltage Slip Ring</td></tr>
<tr><td>ژنراتور</td><td>امروزه ژنراتورهای با فرکانس بالا در سیتی مورد استفاده قرار می گیرند. آنها به قدری کوچک اند که درون گانتری جای می گیرند. ژنراتورهای سه فاز بسیار پایدار نیز استفاده می شوند که به دلیل بزرگتر بودن بیرون و در نزدیکی گانتری قرار می گیرند. البته این نوع در حال منسوخ شدن است .ژنراتور وظیفه تولید ولتاژ بالا و انتقال آن به تیوب را دارد.</td></tr>
</table>

	ظرفیت توان ژنراتور با واحد کیلو وات بیان می شود. این ظرفیت تعیین کننده ی بازه ی تکنیک های اکسپوژر از قبیل کیلو ولتاژ و میلی آمپر در یک سیستم خاص است. ⚠ ژنراتورهای CT تولید کیلو ولتاژ بالا می نماید تا قابلیت نفوذ اشعه ایکس را بالاتر برده و از این طریق دوز بیمار را کاهش دهد. (از چه طریق!)
منبع اشعه ایکس	تیوپ سی تی معمولا بیش از یک ناحیه هدف یا Focal spot دارد که در حدود ۰,۵ تا ۱ میلی متر می باشد. ظرفیت گرمایی بیشینه تیوپ بر حسب مگا هیت یونیت (MHU) بیان می شود.
فیلتراسیون	فیلترهای جبران کننده برای شکل دادن به پرتو ایکس استفاده می شوند این فیلترها دوز دریافتی بیمار را کاهش میدهند و به کاهش آرتیفکت تصاویر کمک می کنند. پرتو ایکس پلی کروماتیک و با طیف انرژی است که فیلترها این طیف انرژی را کاهش داده و با حذف پرتوهای کم انرژی که نقشی در تشکیل تصویر نداشته و فقط دوز دریافتی بیمار را افزایش می دهند مفید واقع می شوند. همچنین این امر باعث کاهش آرتیفکت سخت شدگی اشعه با یکنواخت کردن انرژی اشعه می شود (فیلتر آلومینیوم) در حین تصویر برداری از تنه نسبت به سر فیلترهای متفاوتی به کار میروند. ضخامت بدن در میانه نسبت به حاشیه ها بیشتر است از این رو فیلترهای تصویر برداری از این نواحی نیز متفاوت اند به دلیل شکلشان، معمولا به این فیلترها پاپیونی گفته می شود. 
کولیماسیون	کولیماتورها تابش اشعه ایکس را به ناحیه خاصی محدود می کنند. به همین دلیل پرتوهای پراکنده را کاهش می دهند. ⚠ پرتوهای پراکنده کیفیت تصاویر را کاهش و دوز بیمار را افزایش می دهند. ⚠ کاهش پرتوهای پراکنده قدرت تفکیک کنتراست را افزایش و دوز بیمار را کاهش می دهد. همچنین کولیماتورها ضخامت مقطع را با تغییر ضخامت اشعه ایکس تغییر می دهند.	

میدان دید اسکن (SFOV)
میدان دید نمایش داده شده(DFOV)

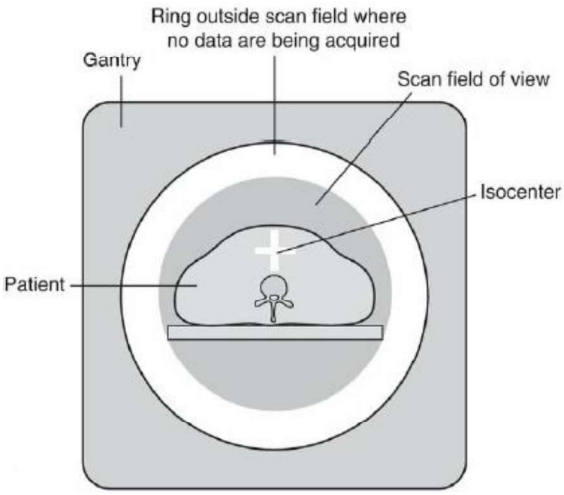
۱) میدان دید اسکن یا SFOV

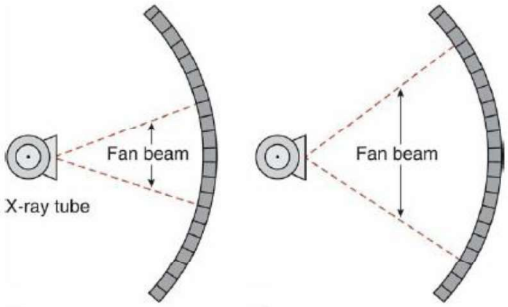
انتخاب مقدار این میدان دید ناحیه ای از درون گانتری را که داده های خام از آن جمع آوری می شود را تعیین می کند.

با انتخاب SFOV با مقدار ۲۵ سانتی متر تکنولوژیست داده های خام را درون یک حجم کروی با دیامتر ۲۵ سانتی متری در ایزوسنتر (مرکز) گانتری جمع آوری می کند. به این دلیل که SFOV از مرکز ایزوسنتر محسوب می شود باید بیمار را هنگام موقعیت دهی روی تخت، در مرکز تخت و موقعیت تخت را در مرکز گانتری قرار دهیم همچنین انتخاب SFOV تعیین می کند چه تعداد از سلولهای دتکتوری به جمع آوری اطلاعات بپردازند(چه کاربردی دارد؟).

انتخاب SFOV در دستگاههای شرکتهای مختلف متفاوت است:

اما به طور معمول SFOV به انواع کوچک در حدود ۲۵ سانتی متری که برای اسکن سر استفاده می شود متوسط در حدود ۳۵ سانتی متری که اغلب برای تصویر برداری قفسه سینه استفاده می شود و ۴۲ تا ۵۰ سانتی متری که برای اسکن شکم مورد استفاده قرار می گیرد، تقسیم می شود. در برخی سیستمها دو انتخاب مورد استفاده است، نیم میدان که برای سر استفاده میشود و تمام میدان که برای سایر نواحی مورد استفاده قرار می گیرد.



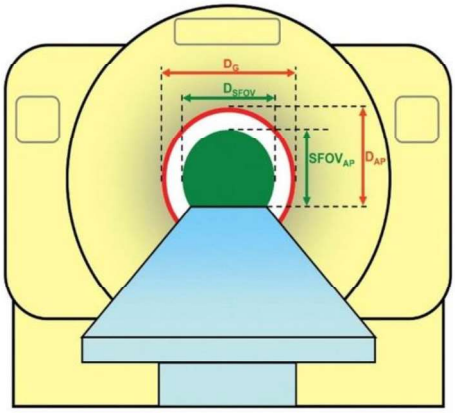


⚠ هر چیزی خارج از SFOV قرار گرفته باشد تصویری نخواهد داشت چون داده خامی از آن قسمت در دسترس نیست.

نکته تکمیلی: البته برخی سیستم ها داده های ناحیه خارج از SFOV را نیز جمع آوری می کنند اما کالیبراسیون را فقط برای داده های درون SFOV اعمال می کنند. به همین دلیل در این اسکنرها آناتومی خارج از SFOV آرتیفکتی در تصویر ایجاد نمی کند.

⚠ نکته مهم: برای افزایش کیفیت تصویر تکنولوژیست باید تا حدی که آناتومی مورد نظر را از دست ندهد، SFOVرا کوچک انتخاب کند. امر مهم دیگر قرار نگرفتن بخشی از بیمار خارج از SFOV است چون این قسمت باعث ایجاد آرتیفکتی با عنوان آرتیفکت خارج از میدان می شود که کیفیت تصویر را کاهش میدهد.

⚠ از تمامی فضای داخل گانتری نمی توان داده جمع آوری کرد. به عنوان مثال گانتری با دهانه ۷۰ سانتی متر بیشینه SFOV با اندازه ۴۸ سانتی متر ارائه می دهد.

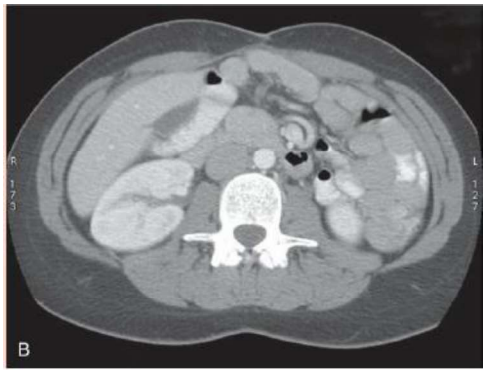


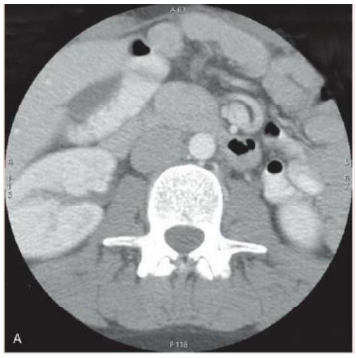
۲) میدان دید نمایش یافته یا DFOV

این میدان دید تعیین میکند چه دیامتری از SFOV که داده خام از آن تهیه شده به داده تصویری تبدیل شده و نمایش یابد برای مثال برای اسکن مهره های کمری، حین تصویر برداری ممکن است علاوه بر مهره ها قسمتی از بافت شکم نیز در SFOV وجود داشته باشد ولی با انتخاب DFOV کوچکتر از SFOV در حقیقت روی ناحیه مهرهها زوم کرده و فقط این قسمت را نمایش دهیم.

⚠ در واقع DFOV تاحیه ی مورد نمایش در تصویر نهایی است تغییر DFOV با تغییر در اندازه پیکسل تصویری کیفیت تصویر را تحت تاثیر قرار می دهد.

⚠ به این دلیل که دادههای مورد استفاده برای تنظیم DFOV زیر مجموعه ای از داده جمع آوری شده خام SFOVاست همواره DFOV نمی تواند بزرگتر از SFOV باشد.





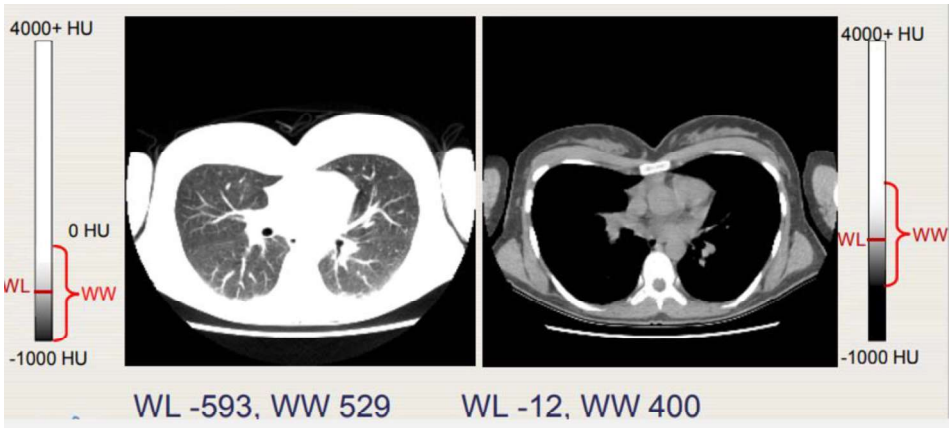
نمایش تصویر

تنظیمات پنجره مقیاس خاکستری

⚠ در یک دنیای ایده آل هر عدد سیتی می بایست با یک رنگ خاکستری متفاوت نمایش داده شود اما اگر چه بیش از ۲۰۰۰ عدد سیتی مختلف داریم مانیتور قادر به نمایش ۲۵۶ رنگ خاکستری مختلف است علاوه بر این چشم انسان نیز قادر به افتراق بین کمتر از **۴۰ رنگ خاکستری** است.

به عنوان یک قاعده کلی چشم انسان نمی تواند اختلاف کنتراست کمتر از حدود ۱۰ درصد را تشخیص دهد، در حالی که اسکنر سیتی به آسانی اختلاف کنتر است کمتر از ۱ درصد را نیز نشان می دهد. برای غلبه بر این محدودیت ذاتی یک طیف خاکستری در نمایش تصاویر استفاده می شود. در این سیستم یک پردازشگر یک عدد مشخص سیتی را به هر سطح از خاکستری نسبت میدهد **تعداد اعداد سیتی نسبت داده شده به هر سطح خاکستری توسط WW تعیین می شود** .

⚠ عدد سیتی صفر به آب خالص، ۱۰۰۰- به هوا و ۱۰۰۰ به یک ماده چگال مثل استخوان نسبت داده می شود اعداد سیتی بالای ۲۰۰۰ مربوط به مواد بسیار چگال مانند مواد استفاده شده در پرکردگی دندان است. به صورت رایج طیف خاکستری نسبت داده شده به اعداد سیتی بالاتر خاکستری روشن تر و پایین تر خاکستری تیره تری است.

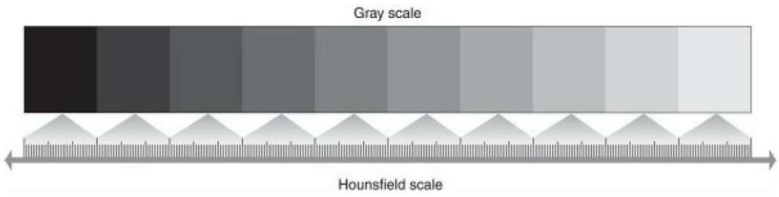


عرض پنجره

عرض پنجره تعداد اعداد سیتی نمایش داده شده در یک تصویر خاص را تعیین می کند نرم افزار طیف خاکستری را به اعداد سیتی که در این بازه میافتد، نسبت میدهد تمامی اعداد سیتی بالاتر از این بازه سفید کامل و پایین تر از این بازه سیاه کامل دیده می شود با افزایش عرض پنجره، تعداد بیشتری از اعداد سیتی به یک طیف خاکستری نسبت داده می شوند.

⚠ با کاهش عرض پنجره کنتراست افزایش می یابد.

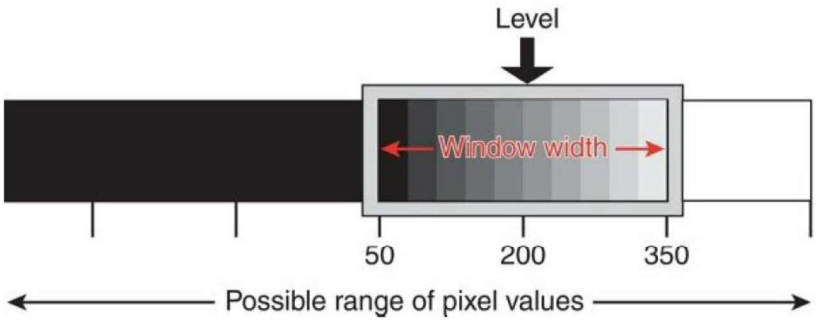
⚠ با افزایش عرض پنجره محدوده وسیع بافت از استخوان و بافت نرم قابل بررسی است



سطح پنجره

⚠ **سطح پنجره تعیین می کند کدام عدد سیتی رنگ خاکستری متوسط را به خود اختصاص می دهد**

سطح پنجره window level **و مرکز پنجره** (window center) **هر دو مفهوم یکسانی دارند از این طریق** WL **تعیین می کند چه بازه ای از اعداد سی تی به رنگ های مختلف خاکستری دیده شوند. اگر عدد سی تی صفر به عنوان سطح پنجره یا مرکز پنجره اختصاص یابد چون عرض پنجره ۳۰۰ است بازه ای که دارای رنگ خاکستری خواهد شد از عدد ۱۵۰ تا ۱۵۰ را شامل می شود. اعداد سیتی بالاتر از ۱۵۰ + کاملا سفید و اعداد سی تی پایین تر از ۱۵۰ - کاملا سیاه دیده می شوند.**



پیشنهاداتی برای تنظیم عرض و سطح پنجره

۱) **مرکز پنجره را باید در نقطه ای تنظیم کرد که مقارن با عدد سیتی بافت مورد مطالعه است. برای مثال مرکز پنجره ای که برای دیدن پارانشیم ریه به کار میرود تقریبا برابر با ۶۰۰ است که مقارن با عدد سیتی بافت پارانشیم ریه است. به عمل دستکاری عرض و مرکز پنجره به منظور دستیابی به کنتراست مطلوب اصطلاحا** (Windowing)**می گویند.**

۲) **به طور معمول عرض پنجره وسیع (۵۰۰-۲۰۰۰) برای تصویر برداری بافت هایی که دارای بازه ی اعداد سی تی وسیعی هستند و میخواهیم تمام این بافت را در یک تصویر مشاهده کنیم بهتر است برای مثال در تصویر برداری بافت ریه میخواهیم بافت ریه با کمترین و بیشترین دانسیته و ساختارهای عروقی با کنتراست افزایش یافته را در یک تصویر ببینیم عرض پنجره وسیع، تنوع آناتومیکی وسیع تری را نمایش میدهد اما افتراق جزئی دانسیته های مشابه کاهش مییابد به این دلیل که عرض پنجره وسیع، کنتراست تصویر را کاهش میدهد مقدار نویز تصویر را نیز می کاهد به همین دلیل یک تکنیک رایج کاهش نویز در مواردی که تصویر به علت چاقی بیمار یا آرتیفکت فلزی دارای نویز است استفاده از عرض پنجره وسیع است.**

۳) بافت های با دانسیته یا عدد سیتی مشابه باید در یک عرض پنجره باریک یا کم نمایش داده شوند (۵۰-۵۰۰) مثال این مورد در تصویر برداری مغز است که بافت های مختلف مغز اعداد سیتی نزدیک به هم دارند به این دلیل که هر کدام از بافتهای با اختلاف عدد سیتی کم (ماده سفید و خاکستری)، یک رنگ خاکستری مختص به خود را دریافت کرده و چشم بیننده قابل به تمایز این دو بافت خواهد شد. ⚠ البته تنظیمات پنجره پیش فرض ارائه شده برای مناطق مختلف مثل ریه شکم و استخوان و ... همواره بهترین کیفیت تصویری را ارائه نمیکند و ممکن است تغییر مختصر این تنظیمات به کاهش آرتیفکت و نویز تصویر ختم شود .	

Examination	Width	Level
Head		
Posterior fossa	150	40
Brain	100	30
Temporal bone	2,800	600
Neck	250	30
Chest		
Mediastinum	350	50
Lung	1,500	−600
Abdomen		
Soft tissue	350	50
Liver (high contrast)	150	30
Pelvis		
Soft tissue	400	50
Bone	1,800	400
Spine		
Soft tissue	250	50
Bone	1,800	400

یک گزینه نمایش تصویر قابل دسترس در تمامی اسکنرها تعیین یک ناحیه مورد نظر (ROI) است. یک ROI اغلب یک دایره یا چهار گوشی است که توسط تکنولوژیست روی تصویر کشیده می شود. تعیین اندازه شکل و موقعیت ROI قدم اول در بیشتر اندازه گیریها توسط ROI است با کشیدن یک ROI اطلاعاتی در مورد عدد سیتی میانگین پیکسل های داخل آن ROI و مساحت ROI و انحراف معیار اعداد سی تی درون ROI و ... روی تصویر نمایان می شود. (کاربرد؟)	گزینه نمایش تصویر ناحیه مورد نظر (ROI)

روش های جمع آوری داده

توضیح مقدماتی

در این فصل سه روش عمومی جمع آوری داده ها در اسکنر را بررسی می کنیم:

۱) اسکن ابتدایی یا لوکالیزاتور

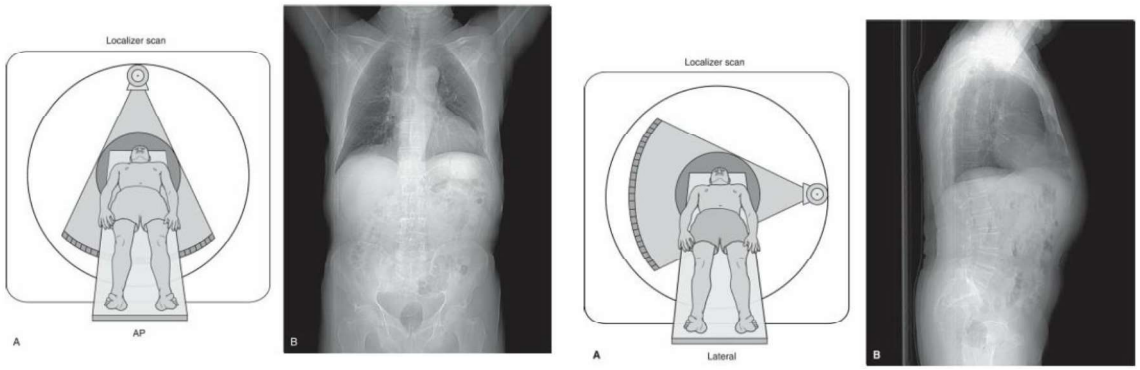
۲) اسکن اگزیال

۳)اسکن اسپیرال

اسکن لوکالیزاتور

اکثر آزمون های سیتی با گرفتن یک یا تعدادی تصویر لوکالیزر شروع می شوند. این تصاویر ماهیت مقطعی ندارند و مشابه تصاویری هستند که در تصویر برداری رادیولوژی رایج گرفته می شود به همین دلیل حین گرفتن این تصاویر نیازی به چرخش تیوب وجود ندارد این تصاویر در واقع تصاویر رادیولوژیک دیجیتالی هستند که با یک تیوب ثابت و حرکت تخت به درون گانتری تصویر برداری می شوند.

تصاویر لوکالایزر نسبتا کیفیت تصویر پایین تری نسبت به رادیولوژی رایج دارند. موقعیت تیوب تعیین کننده جهت تصویر خواهد بود. برای مثال اگر تیوب بالای سر بیماری که طاقباز خوابیده قرار بگیرد، لوکالایزر AP و اگر در طرفین بیمار قرار بگیرد، لوکالایزر LATERAL خواهد بود .



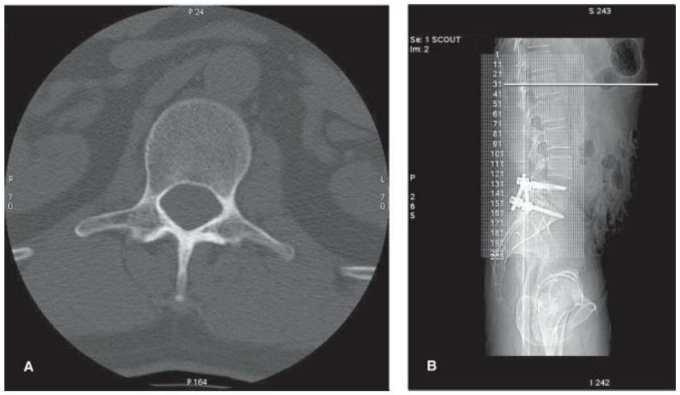
⚠ تصاویر لوکالایزر با نامهای مختلفی از قبیل اسکات، سرویو، توپوگرام، ،پایلوت پریویو و اسکنوگرام در دستگاههای مختلف شناخته می شوند.

در تمامی تصویر برداری های روتین حداقل یک تصویر لوکالایزر گرفته می شود. یک لوکالایزر بهینه باید شامل تمامی آناتومی (نکته مهم) باشد که قرار است اسکن شود و همچنین آناتومی مورد نظر در بازه قابل اسکن قرار گرفته باشد.

در تمامی سیستمهای سیتی باید موقعیت قرارگیری بیمار روی تخت برای سیستم تعریف شود head first یا foot first بودن و دمر یا طاقباز و ....

درصورتی که این اطلاعات به درستی وارد شود سیستم قادر خواهد بود مارکرهای جهت های مختلف و سایر یادداشتها را به درستی سرجای خود قرار دهد و برعکس وارد کردن اطلاعات غلط درج جهت های غلط روی تصویر و اشتباه های فاحش تشخیصی را در بر خواهد داشت.

- تصاویر لوکالایزر به تکنولوژیست کمک میکند تا DFOV بهینه برای مقاطع انتخاب و مرکز تصویر را به درستی انتخاب کند
- DFOVو مرکز تصویر با انتخاب دقیق و اندازه مناسب خطوط باکس مشاهده شده روی لوکالایزر تعیین میشود دقت انتخاب DFOV و مرکز تصویر را میتوان با گرفتن یک لوکالایزر ثانویه عمود بر لوکالایزر اولیه افزایش داد برای مثال اگر لوکالایزر اولیه AP است یک لوکالایزر LATERAL نیز گرفته شود. برای مثال یک اسکن از فقرات کمری را در نظر بگیرید. بدین منظور دو توپوگرام AP و LAT برای چینش برش ها تهیه می شود با استفاده از لوکالایزر AP مرکز تصویر را از نظر جابجایی بیمار به طرفین تخت می توان بررسی نمود.
- یکی دیگر از کاربردهای لوکالیزاتور تصویر مرجع برای تعیین موقعیت برش ها پس از اسکن می باشد.



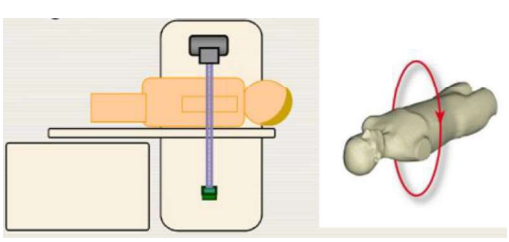
- تصاویر لوکالایز همچنین به عنوان تصویر مرجع برای تعیین موقعیت برش ها پس از اتمام اسکن کاربرد دارد.
- تاثیر توپوگرام و تعداد آن بر دوز بیمار چیست؟

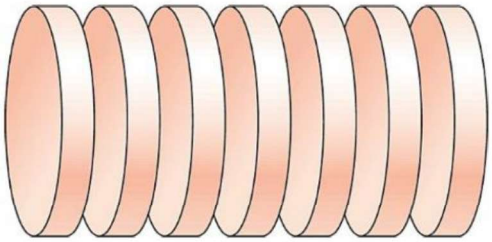
اسکن اگزیال

نسلهای اولیه سیتی منحصرا بر پایه اسکن اگزیال کار می کردند. اصطلاحات دیگری که برای این روش به کار می رود شامل کانونشنال، سریال یا سیکوئنس اسکنینگ هستند.

⚠ نکته کلیدی در این روش ثابت بودن تخت حین اکسپوز شدن بیمار برای گرفتن تصویر است.

در سیستمهای اولیه، به دلیل وجود یک ردیف دتکتور در جهت Z هر چرخش تیوب یک مقطع تصویری ایجاد می کند این روش با همین شیوه جمع آوری اطلاعات در نسلهای جدیدتر نیز حضور دارد. در این روش یک مکث کوتاه وجود دارد که اشعه به بیمار نمی تابد و در طی آن تخت جلوتر رفته و به محل تولید برش بعدی می رسد. در نسلهای اولیه به دلیل بالا بودن زمان یک بار چرخش تیوب در زمان معمول حبس تنفس بیمار، امکان گرفتن یک برش ایجاد می شد اما سیستمهای امروزی امکان گرفتن چندین برش به این روش را به دلیل زمان چرخش پایین تر در یک بار حبس تنفس بیمار می دهند. همچنین یک چرخش تیوب به دلیل وجود تعداد ردیفهای دتکتوری بیشتر، تعداد مقاطع بیش از ۱ را ایجاد می کند.
هر چه بیمار زمان بیشتری قادر به حبس تنفس بوده و سرعت چرخش تیوب بالاتر باشد تعداد مقاطع بیشتری را در این روش میتوان پوشش داد. اسکن های تولید شده توسط این روش تصاویری عمود بر محور Z یا تخت می دهند.





⚠ مزایا:

در مقایسه ی کیفیت تصاویر این روش با روش اسپیرال، تصاویر این روش دارای کیفیت بالاتری می باشد. دلیل این مورد ماهیت آگزیال و دقیقا عمود بودن برش ها ، ثابت بودن تخت حین جمع آوری دیتا و اطلاعات حقیقی است.
در این روش میتوان برش ها را بدون فاصله یا با ایجاد فاصله بین برش ها جمع آوری کرد.

⚠ همچنین میتوان دقیقا همین برش ها را در همین موقعیت بار دیگر تصویر برداری کرد برخی پروتکلها که سینه توموگرافی یا دینامیک خوانده می شوند و زمانی انجام می شوند که میخواهیم بدانیم یک ساختار در مراحل زمانی مختلف چگونه به نظر می رسد.

⚠ در برخی اسکن ها تصویر برداری از یک یا چند برش محدود که یک دید کلی از ناحیه را به ما میدهند کافی است به این دلیل که برخی از نواحی بی دلیل اکسپوز نمی شوند و بین برش ها فاصله زیاد ایجاد می شود دوز دریافتی بیمار کاهش می یابد. (در کدام ناحیه اندیکاسیون دارد؟)

⚠ **کاربرد ها:**

تصویر برداری به روش آگزیال در جایی مناسب خواهد بود که طولانی شدن زمان اسکن مشکلی ایجاد نکند و ما بیشتر به دنبال تصاویر با قدرت تفکیک فضایی بالا باشیم مثل تصویر برداری از کانال گوش داخلی همچنین این روش در تصویر برداری هایی که گپ یا فاصله بین مقاطع زیاد مشکلی برای تشخیص پدید نمی آورد قابل استفاده است مثل سیتی با قدرت تفکیک فضایی بالا از ریه.

⚠ تصویر برداری دارای فاصله یا گپ اغلب برای تصویر برداری با قدرت تفکیک بالا از ناحیه قفسه سینه و یا در مطالعات مشکوک به دایسکشن آئورت استفاده می شود.

⚠

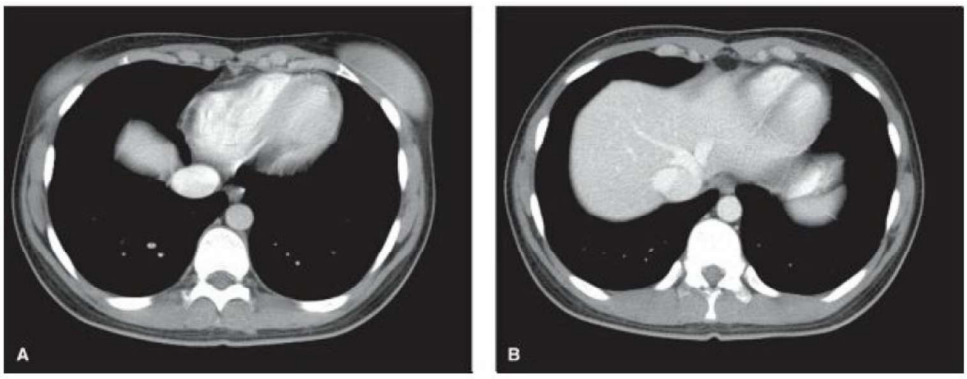
⚠ **عدم مزایا:**

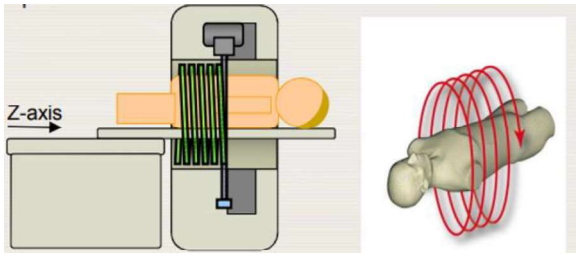
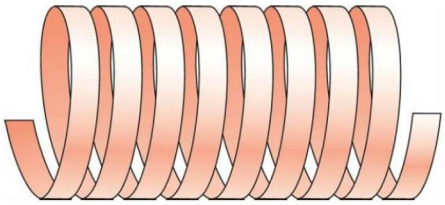
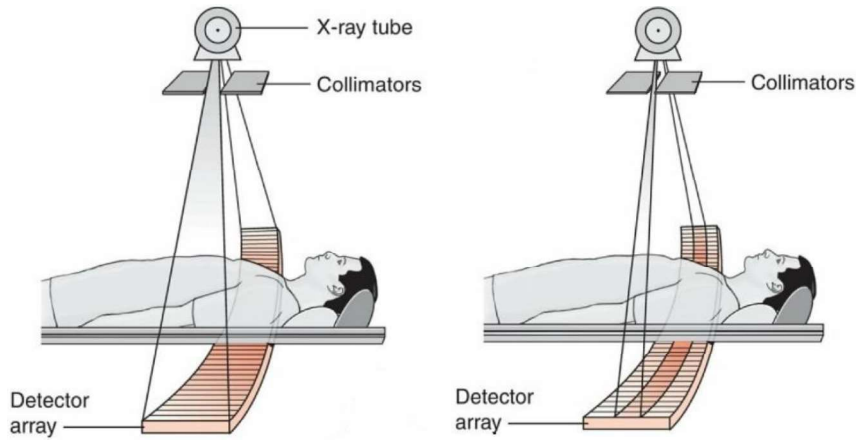
با وجود اینکه در اسکنرهای امروزی اکثر مطالعات توسط روش اسپیرال انجام می شود، اما در برخی مطالعات هنوز استفاده از روش آگزیال ارجح است.

⚠ روش اگزیال انجام اسکن های سریع برای عروقی که ماده کنتراست به مدت کوتاهی درون آنها دارای غلظت بالاست و همچنین مطالعاتی که نیاز به حبس تنفس دارند را غیر ممکن می کند. همچنین به دلیل زمان اسکن بالا، امکان بروز آرتیفکتهای حرکتی افزایش می یابد همچنین در مقایسه با روش اسپیرال امکان محدودی برای بازسازی پس از اسکن تصاویر وجود دارد.

⚠ عدم ثبت صحیح:

زمان تاخیر طولانی بین تصویر برداری برشها در روش آگزیال باعث می شود بیمار نتواند تمام طول اسکن نفس خود را حبس نماید. به همین دلیل در طول انجام یک اسکن کامل از یک ناحیه ممکن است نیاز به حبس تنفس بیمار بیش از یک بار وجود داشته باشد در این صورت اگر بیمار نفس خود را با دو شدت متفاوت حبس نماید ساختارهای آن ناحیه در حبس تنفس دوم نسبت به اول دارای موقعیت متفاوتی می شوند و برشها از محل تعیین شده تصویر برداری نمی شود و ممکن است از یک ناحیه دو برش تکراری داشته باشیم یا از یک ناحیه برشی نداشته باشیم و اطلاعات آن ناحیه را از دست بدهیم.



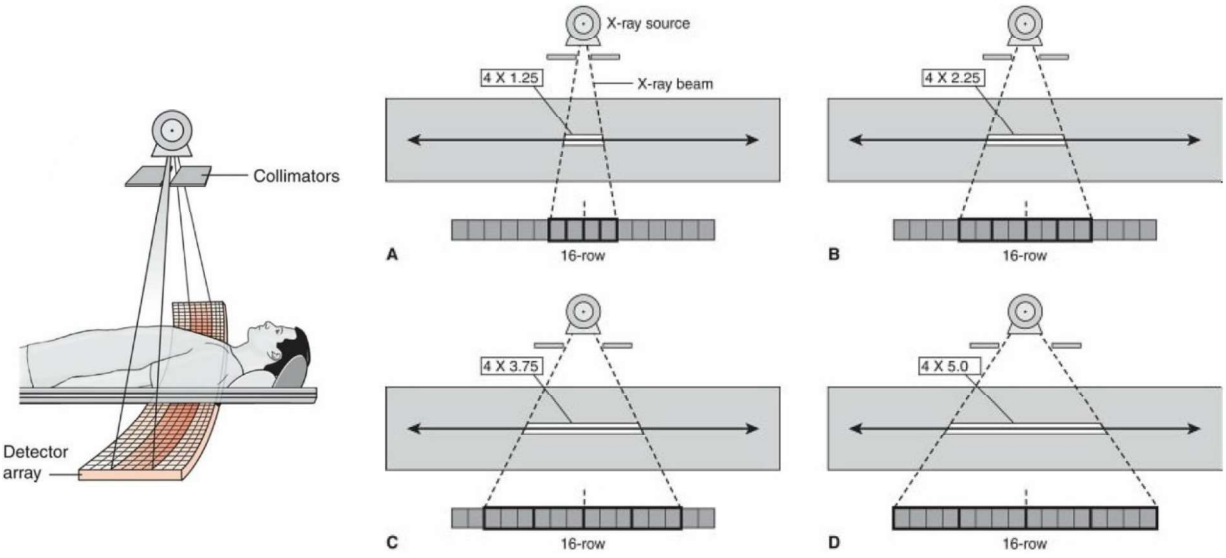
اسکن هلیکال یا اسپیرال	این روش با حذف زمان تاخیر بین گرفتن تصاویر مقاطع کاهش زمان اسکن چشمگیری را ایجاد می کند. سه عنصر اصلی که فرایند یک اسکن هلیکال را تعیین می کند. شامل یک تیوب در حال چرخش پیوسته، یک خروجی اشعه ایکس پایدار و یک حرکت تخت بدون وقفه هستند. افزایش سرعت تصویر برداری باعث بهبود کیفیت تصویر به دلیل توانایی گرفتن تصاویر با غلظت ماده کنتراست بالاتر کاهش آرتیفکت های حرکتی، تنفسی و قلبی و قابلیتهای بالاتر بازسازی های چند صفحه ای و سه بعدی شده است. همچنین سرعت بالاتر اسکن، راحتی بیمار و توانایی خدمت رسانی بیشتر مراکز را نیز فراهم میکند در ابتدا روش هلیکال با SDCT آغاز شد سپس با گسترش استفاده از MDCT تعداد ردیف های بالای دتکتوری کاربردهای بالینی مثل سیتی آنژیوگرافی و برونکوسکوپی مجازی را به ارمغان آورد.  
سیستم های با دکتور تک ردیفی	دتکتورهای تک ردیفی در هر دو نسل ۳ و ۴ استفاده می شدند. در نسل سوم تقریبا ۷۰۰ جزء دتکتوری در یک قوس قرار گرفته بودند. در نسل ۴ این تعداد به ۴۸۰۰ جزء در یک حلقه کامل و یک تک ردیف رسید(سیستم به نسبت ناکارآمد). در سیستم تک ردیفی هر دتکتور در جهت عریض هستند (۱۵ میلی متر) و باز کردن و بستن کولیماتور، ضخامت مقطع را توسط کنترل بخشی از دتکتور که در معرض اشعه ایکس قرار می گیرد تعیین میکند. عرض دتکتور در جهت Z در این سیستم ها ضخامت مقطع بیشینه را تعیین میکند باز کردن بیش از حد کولیماتور در این نوع علاوه بر دوز دریافتی بیمار پرتو پراکنده را نیز افزایش داده و باعث افزایش ضخامت مقاطع نمی شود در این سیستم ها یک چرخش تیوب یک مقطع تصویری ایجاد می نماید. 

سیستم های با دتکتور چند ردیفی

در سیستمهای جدیدتر نیز استفاده از چندین جزء دتکتوری در یک ردیف ادامه داشته و همچنین استفاده از چندین ردیف دتکتوری از ۴ تا ۶۴ ردیف رایج است. به این سیستمها MultiDetector row CT یا MDCT گفته می شود. در این اسکنرها یک بار چرخش تیوب چندین مقطع تصویری ایجاد می کند. از همین رو برای پوشش یک ناحیه مشخص از آناتومی بیمار در این اسکنرها نیاز به زمان کمتری وجود دارد.

همچنین در MDCT های جدید زمان چرخش تیوب نیز کاهش یافته است ضخامت مقطع در این روش با ترکیب عرض پهنای پرتو توسط کولیماتور و نحوه استفاده از چند ردیف دتکتورها تعیین می شود .پرتو تابیده از منبع تولید پرتو در این اسکنرها پرتو مخروطی نامیده می شود کانالهای چندگانه دتکتوری در این اسکنرها میتوانند برای تصویر برداری به روش آگزیال یا هلیکال استفاده شوند بسته به شرکت سازنده و تعداد ردیفهای دتکتوری ردیفهای موازی ممکن است اندازه یکسان آرایه) (یکنواخت یا متغیر با ردیفهای با دتکتورهای باریک تر در مرکز و پهن تر در حاشیه داشته باشند(آرایه تطبیقی یا هیبرید یا غیر یکنواخت)

اسکنرهای با چهار کانال جمع آوری داده بیش از ۴ ردیف موازی دتکتوری دارند. این امر باعث میشود بتوانیم با ضخامت مقطع مختلف تصویر برداری کنیم برای مثال اسکنر شرکت جنرال الکتریک که دارای ۱۶ ردیف دتکتوری است و هر دتکتور ۱,۲۵ میلیمتر عرض دارد، در ترکیبهای مختلف می تواند با هم گروه بندی شده و ۴ مقطع تصویری ایجاد کند.



⚠ در MDCT بر خلاف SDCT ضخامت مقطع تنها تابع کولیماسیون نیست و چگونگی ترکیب استفاده از دتکتورها نیز روی ضخامت مقطع تاثیر دارد. زمانی که از دو ردیف دتکتوری برای یک مقطع استفاده میکنیم یک سیگنال شناسایی میشوند. سیگنال دریافتی از دو دتکتور مجاور در دو ردیف با هم جمع میشوند و به عنوان یک سیگنال شناسایی می شوند.

pitch

توضیح اولیه

در طی یک اسکن ،هلیکال تیوب اشعه ایکس پیوسته روشن بوده و پیچ پارامتری است که به صورت رایج برای توصیف حرکت تخت به کار می رود. پیچ معمولا به عنوان مسافت طی شده ی تخت سیتی در هر چرخش ۳۶۰ درجه ای تیوب تقسیم بر پهنای کولیماسیون اشعه ایکس تعریف می شود. زمانی که مسافت حرکت تخت و کولیماسیون پرتو مشابه اند پیچ برابر با ۱ است. زمانی که مسافت حرکت تخت کمتر از کولیماسیون پرتو باشد پیچ کمتر از ۱ بوده و اسکن overlap یا همپوشانی کننده رخ می دهد.

⚠ تاثیر پیچ بر دوز بیمار، کیفیت تصویر، سرعت اسکن و پوشش آناتومیک دارای اهمیت است.

پیچ در تک ردیف دتکتور

افزایش پیچ باعث:

۱) پوشش آناتومی بیشتر در یک زمان معین میشود.

۲) همچنین دوز دریافتی بیمار را کم میکند

۳) کاهش پیچ سرعت حرکت تخت را کم می کند پیچ کمتر از ۱ مقاطع همپوشانی کننده را ایجاد می کند پیچ کمتر از ۱ آناتومی کمتری را پوشش داده و دوز بیمار را افزایش میدهد به صورت رایج در SDCT از پیچ کمتر از ۱ استفاده نمی شود در حقیقت در برخی سیستمهای SDCT امکان انتخاب پیچ کمتر از ۱ وجود ندارد.

⚠ نکته تکمیلی عملی: زمانی که از پیچ بیشتر از ۱ استفاده می کنیم باید یک مصالحه وجود داشته باشد. برای مثال در قبال کاهش زمان اسکن و کاهش دوز دریافتی بیمار به قیمت از دست رفتن تیزی تصویر خواهد بود .این مصالحه به صورت خطی نیست یعنی با کمی غیرتیزی می توان از مزایای به نسبت بیشتری بهره برد اثر این کار روی تصویر زمانی بیشتر خود را نشان می دهد که پیچ از ۱/۵ بیشتر انتخاب شود.

.به دلیل وجود همین مزایا و عدم مزایا، باید در شرایط خاص بسنجیم کدام برای ما اهمیت بیشتری دارد برای مثال در تصویر برداری با حبس تنفس، اگر افزایش مختصر پیچ باعث شود زمان اسکن کاهش یافته و بیمار قادر به حبس تنفس شود استفاده از پیچ بیشتر دارای مزایای بیشتری است همچنین نمونه نیاز به سرعت و پیچ بالا در سی تی آنژیوگرافی است که نیاز به وجود بیشترین غلظت ماده کنتراست در عروق دارد.

ضخامت مقطع بازسازی شده

MDCT این امکان را فراهم می کند تا برخلاف SDCT پس از اسکن نیزبتوانیم ضخامت مقطع را تغییر دهیم.

⚠ (می توان ضخامتی کمتر از ضخامت اولیه کسب کرد؟!)

البته حتی در این اسکنرها نیز انتخاب های موجود برای ضخامت مقطع نامحدود نیست بسته به شرکت سازنده میزان حدود ضخامت مقطع متنوع است معمولا در اکثر سیستمها قابلیت ترکیب چند برش نازک و ایجاد ضخامت مقطع ضخیم تر وجود دارد اما در بیشتر اسکنرها عکس این موضوع صادق نیست. یعنی از یک برش ضخیم که از ابتدا با ضخامت مقطع بالا تصویر برداری شده نمی توان برشهای نازک تر ایجاد کرد. همچنین در اسکنرهایی نیز که این قابلیت را ایجاد کنند پارامترهای اسکنی که برای مقطع ضخیم کافی بوده اند (میلی آمپر و کیلو ولتاژ) ممکن است برای تصویر با ضخامت مقطع پایین کافی نباشد و کیفیت تصویری مناسبی ایجاد نکند. نکته اساسی در MDCT این است که بدانیم بین چگونگی جمع آوری داده ها و چگونگی نمایش آنها اختلاف وجود دارد. این اختلاف به ضرورت افتراق بین ضخامت مقطع چگونگی جمع آوری داده و ضخامت تصویر چگونگی نمایش داده های بازسازی شده می انجامد.

- Single-Slice Helical CT:

Intrinsic slice thickness = x-ray (beam) collimation

$$\text{Helical Pitch} = \frac{\text{table travel per rotation}}{\text{x-ray collimation}}$$

- Multi-Slice Helical CT:

$$\text{Helical Pitch} = \frac{\text{table travel per rotation}}{\text{detector Z collimation}}$$

فصل دوم

کیفیت تصویر

توضیح مقدماتی پارامترهای اسکن	فاکتورهای زیادی کیفیت تصویر را تحت تاثیر قرار می دهند. برخی از این عوامل توسط تکنولوژیست تصحیح می شود و برخی دیگر مثل اندازه بیمار توسط تکنولوژیست قابل تصحیح نیست. مواردی که روی کیفیت تصویر تاثیر دارند و تکنولوژیست تعیین کننده آن است شامل میلی آمپر، زمان اسکن، ضخامت مقطع، میدان دید، الگوریتم بازسازی و کیلوولتاژ است. زمانی که از اسکن هلیکال استفاده میشود تکنولوژیست می تواند پارامتر پیچ را نیز تنظیم کند. به تمامی این عوامل گروه پارامترهای اسکن می گویند. ابتدا بحث را با معرفی این پارامترها شروع میکنیم و سپس میبینیم هر کدام از آنها چگونه کیفیت تصویر را تحت تاثیر قرار می دهند.
میلی آمپرثانیه	اسکنرهای مختلف انتخاب های مختلفی از میلی آمپر را ارائه می دهند. استفاده از میلی آمپر بالا و زمان کوتاه باعث می شود آرتیفکت حرکتی بیمار باعث افت کیفیت تصویر نشود. حتی در موارد همکاری بیمار و عدم حرکت و حبس تنفس خوب، حرکات غیر ارادی بیمار مثل پریستالسیس و حرکات قلب باعث ایجاد آرتیفکت در زمان اسکن بالا می شود. زمان اسکن کوتاه البته این آرتیفکت را کاهش میدهد ولی برطرف نمی کند. البته مقدار بروز این آرتیفکت ها به ناحیه مورد بررسی نیز بستگی دارد برای مثال حرکت غیرارادی در بررسی عروق کرونر آرتیفکت قابل ملاحظه ای ایجاد می کند در بررسی روتین شکم مقدار این آرتیفکت ناچیز بوده و در بررسی مغز روتین وجود ندارد. به عنوان یک قانون کلی، استفاده از زمان اسکن پایینتر برای ایجاد یک میلی آمپر ثانیه ثابت ارجح است البته برای این قانون استثنائاتی نیز وجود دارد برای مثال در طرح ریزی رادیوتراپی استفاده از زمان اسکن طولانی برای ارزیابی حرکت عضو دلخواه ماست. ⚠ در یک زمان ثابت با افزایش میلی آمپر کیفیت تصویر بهبود پیدا کرده اما دوز بیمار نیز افزایش می یابد. ⚠ گزینه های معمول برای انتخاب میلی آمپر بین ۲۰ تا ۴۰۰ و برای زمان اسکن بین ۰,۴ ثانیه تا ۲ ثانیه می باشد.
تغییر و تصحیح جریان تیوب به صورت اتوماتیک	وفق دادن mAs با اندازه بدن بیمار و وزن او عامل کلیدی در کاهش دوز بیمار است. در کاربرد بالینی امروزه از گزینه تغییر اتوماتیک mAs با توجه به آناتومی مورد تصویر برداری توسط نرم افزار است . با توجه به اینکه الان در چه ناحیه ای در حال تصویر برداری هستیم و تضعیف چقدر است به صورت اتوماتیک جریان تیوب را تغییر می دهد. برای مثال در تصویر برداری از قسمت بالایی توراکس که شانهها حضور دارند و چگالی بیشتر است نسبت به قسمت پایینی توراکس که چگالی کمتر می شود. از جریان بیشتری استفاده می کند. در برخی نرم افزارها سیستم از طریق آنالیز تصاویر گرفته شده در اسکن لوکالایزر روبرو و نیمرخ به میزان چگالی بافتها پی می برد. در بعضی دیگر به صورت زنده و آنی، شدت سیگنال رسیده به دتکتور اندازه گیری و میزان سیگنال آنالیز می شود و از طریق آن جریان تیوب افزایش یا کاهش می یابد. برخی نرم افزارهای دیگر نیز از هر دو روش به صورت همزمان کمک می گیرند. استفاده از این روش