

تهیه و تنظیم PDF کتاب:

محمد رضا شیروانی فارسانی

کارشناس رادیولوژی

WWW.RADIOLOGYHA.BLOGFA.COM

دییایچه‌ای بر

برش‌نگاری رایانه‌ای

(توموگرافی کامپیوتری)

نگارش: الویس ا. دزمالتس

برگردان: علی کیانی نظری
کارشناس رادیولوژی - تبریز

وگردان: جلیل پیرایش - اسلامیان - علی کیانی نظری

پیشگفتار مؤلف		چهار
پیشگفتار مترجمین		شش
بخش I. مفاهیم برش نگاری رایانه‌ای (Computed Tomography Concepts)		۲
۱- اصول پایه‌ای برش نگاری رایانه‌ای		۳
۲- ایجاد تصویر برش نگاری رایانه‌ای		۱۱
۳- عوامل مؤثر بر کیفیت تصویر		۲۸
۴- روشهای جمع‌آوری داده		۳۵
۵- نمایش تصویر		۴۷
۶- دوزسنجی پرتو		۵۹
۷- روشهای تشدید کنتراست		۶۹
۸- روشهای عمومی تصویربرداری		۸۱
بخش II. برنامه‌های کاری نواحی مورد امتحان (Examination Protocols)		۹۱
۹- مغز و سر		۹۳
۱۰- گردن		۱۰۰
۱۱- سینه		۱۰۲
۱۲- شکم		۱۰۶
۱۳- لگن		۱۱۲
۱۴- ستون مهره		۱۱۴
۱۵- سیستم عضلانی اسکلتی		۱۱۹
۱۶- مطالعات اختصاصی CT		۱۲۱
۱۷- CT مداخله‌ای		۱۲۷
ضمیمه‌ها		۱۳۱
واژگان محاوره‌ای		۱۳۳
کتابنامه		۱۳۸
راهنمای موضوعات		۱۳۹

بخش اول

مفاهیم برش نگاری رایانه‌ای



اصول پایه‌ای برش‌نگاری رایانه‌ای

واژه‌شناسی

شرح فرایند تکامل برش‌نگاری رایانه‌ای (Computed tomography) یا (CT) می‌تواند خود یک جلد کتاب را پر کند. با وجود این برای آسانتر شدن، تنها تعداد معدودی از عوامل کلیدی ذکر خواهند شد.

اگر چه تمام کارخانه‌های سازنده CT با روش پایه‌ای یکسان شروع می‌کنند ولی هر کدام تلاش می‌نمایند تا با توسعه فن‌آوری و افزودن طرحهایی برای اسکنرهای خود در بازار جایگاه ویژه‌ای باز کنند. همچنانکه قسمت جدیدی به سیستم افزوده می‌شود کارخانه سازنده نامی را به آن اختصاص می‌دهد. بهمین دلیل طرحی یکسان ممکن است بسته به کارخانه سازنده نامی متفاوت داشته باشد.

به عنوان مثال، تصویر مقدماتی که هر اسکنر ایجاد می‌کند نامهای فراوانی دارد. زیمنس این تصویر را توپوگرام (topogram)، جنرال الکتریک آنرا اسکات (Scout)، توشیبا اسکنوگرام (Scanogram) می‌نامد. فهرست این اسامی همین‌طور ادامه می‌یابد.

یکی از جدیدترین و نمایشی‌ترین پیشرفته‌ها در این زمینه، یعنی اسکن با جمع‌آوری پیوسته (Continuous acquisition scanning) اطلاعات، نمونه‌ای از تغییرات در اسامی را ارائه می‌دهد. زیمنس اولین

شرکت عرضه کننده این تولید به بازار بود و تحت نام اسکن مارپیچی (Spiral Scanning) تلاش کرد تا روی مزایای آن سرمایه‌گذاری کند. عرضه کننده‌های تجاری دستگاه زیمنس، اسکن مارپیچی را به عنوان موج آتی ذکر کردند و اصرار داشتند که برای پویش‌های جدید وجود آن ضروری است. این راهکار تا حد زیادی موفق بود.

رقیب اول زیمنس، جنرال الکتریک، به عرضه اسکنر با جمع‌آوری پیوسته اطلاعات تا رفع کامل برخی از نواقص اقدام نکرد. در نهایت آنها اسکنری تولید کردند که به برخی از معایب ذاتی سیستم اولیه مارپیچی زیمنس فائق آمد. با این حال جنرال الکتریک زمان گرانبها و سهم بازاریابی را به مدت دو سال بطور موقت از دست داد. آنها چگونه می‌توانستند جایگاه خود را در بازار دوباره بدست آورند؟ چگونه می‌توانستند مشتریان خود را قانع کنند که آنها واقعاً سیستمی متفاوت (و به عقیده خودشان، برتر) دارند؟ جنرال الکتریک برای اینکه به مشتریان نشان دهد که اسکنر اطلاعات به شکل پیوسته آنها مستلزم توجه جدی است و تنها یک کپی از اسکنر زیمنس نیست نظریه خود را تحت عنوان اسکن پروانه‌ای (helical scanning)^۱ به بازار عرضه

۱- به تقلید از پروانه ماش-

کرد. بنابراین در مقایسه اسکن ماریپیچی با پروانه‌ای درک این نکته که هر دو مطابق با همان هدف و فن‌آوری بنیادی می‌باشد مهم است. با اینحال هر کدام کارایی، بانقاط قوت و ضعف مربوط به خود را دارا می‌باشند.

مقایسه سیستم‌های CT از کارخانه‌های مختلف کار مشکلی است. تولیدکنندگان تا حدودی راهکاربازاریابی را با حقایق در هم می‌آمیزند. اغلب آمار و ویژگیهای دستگاه طوری است که کاستی‌های سیستم را تا حدی از نظر دور می‌کند. بسیاری از شرکتها، بجای تکمیل نقص سیستم‌شان بر این نکته که نیازی به افزودن امکانات نیست، اصرار می‌ورزند. بهترین راه برای انجام ارزیابی دقیق از نقاط ضعف و قدرت یک سیستم خاص درک کامل اصول پایه‌ای درگیر در CT است. با درک این مطلب، دریافتن نوآوریها و جداکردن حقایق از ادعاهای بازاریابی خیلی آسانتر صورت می‌گیرد.

این تناقضها به سردرگمی مبتدی می‌افزایند. اگرچه استانداردسازی واژه‌ها بین تکنولوژیستها و رادیولوژیستها پیوسته مورد بحث است ولی رسیدن به آن بعید به نظر می‌رسد. بازار بر قدرت سیستم‌ایجاد شده اصرار می‌ورزد. جدولی جهت کاهش سردرگمی بالقوه ایجاد شده در اثر واژه‌شناسی غیر ثابت ارائه می‌شود (ضمیمه الف را ببینید). در این جدول برای هر یک از اعمال CT، واژه‌هایی توسط تولیدکنندگان عمده فهرست شده است.

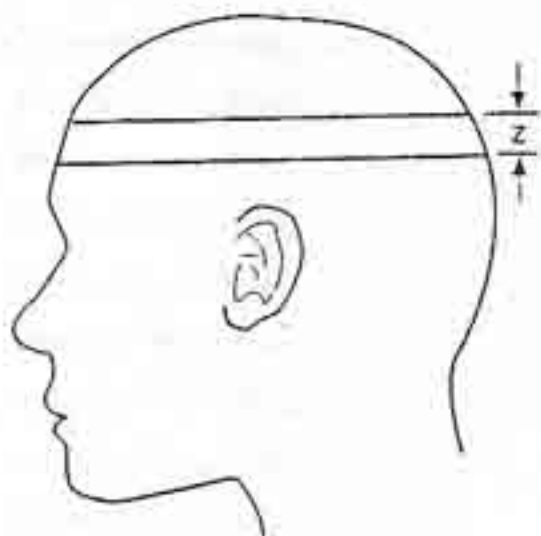
این متن به هر عملکرد با نامی که آنرا بهتر توصیف می‌نماید و یا با واژه‌ای که بیشترین کاربرد را دارد، اشاره می‌کند. اگر دانشجویی نقش هر عملکرد را یاد بگیرد، تبادل اصطلاحات برای تطبیق دادن اسکنرها آسان می‌گردد.

تعریف برش‌نگاری رایانه‌ای یا CT

CT از یک رایانه جهت پردازش اطلاعات جمع‌آوری شده از عبور دسته پرتوهای ایکس از میان یک ناحیه از ساختار تشریحی بدن استفاده می‌کند. تصاویر حاصل

مقاطع عرضی هستند. جهت کمک به مبتدی در مشاهده مناظر CT، استفاده از الگویی شبیه به قرص نان سفید می‌باشد. اگر بدن بیمار مانند یک قرص نان تصور شود هر برش CT به برشی از نان مربوط می‌باشد. قسمت برشته نان با پوست بدن بیمار و قسمت سفید آن با ارگانهای داخلی بدن بیمار همسان می‌باشد.

یک برش CT تنها قسمتهای ساختار تشریحی تصویر شده در آن سطح را نشان می‌دهد، بنابراین اسکنی که در سطح استرنوم انجام شده است قسمتهایی از ریه، مדיاستن و دنده‌ها را نشان می‌دهد ولی نواحی دیگر بدن به عنوان مثال کلیه‌ها و مثانه نشان داده نمی‌شود. داشتن معلومات قوی از ساختار تشریحی اساسی است. تشخیص موقعیت هر عضو نسبت به بقیه اعضا از همان اهمیت برخوردار است. هر برش CT سطح معینی از بدن بیمار را نمایش می‌دهد. ضخامت آن سطح به عنوان محور Z (Z axis) آن ذکر میگردد. محور Z ضخامت برشها را تعیین می‌کند (شکل ۱-۱ را ببینید). اپراتور ضخامت برش را از



شکل ۱-۱ محور Z

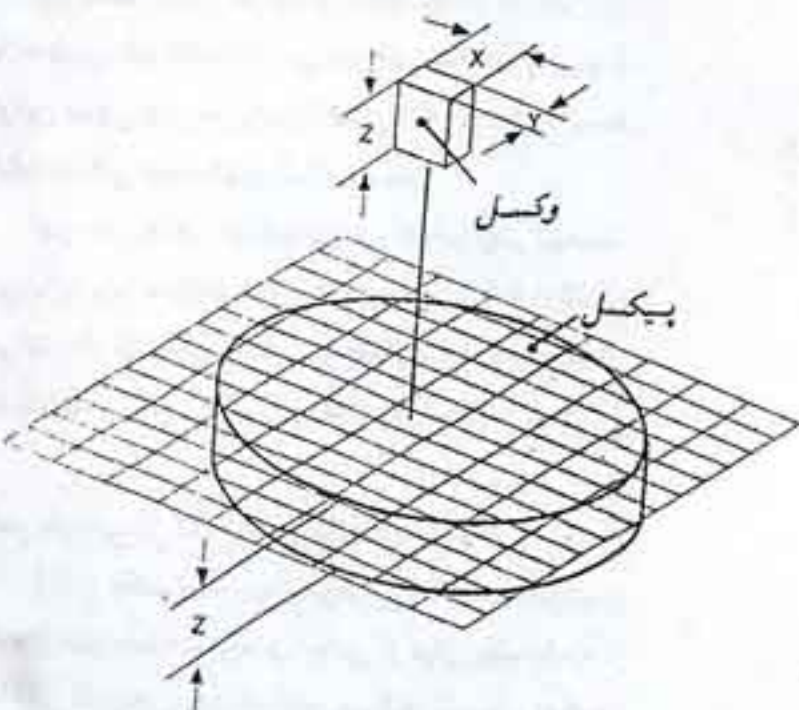
۵۱۲ است. این اندازه به صورت ۵۱۲ ردیف پیکسل افقی و ۵۱۲ ستون پیکسل عمودی تفسیر می‌شود. تعداد کل پیکسل‌های موجود در هر ماتریکس برابر با حاصلضرب تعداد ردیف‌ها در تعداد ستون‌ها است. در این مورد ۵۱۲×۵۱۲ یعنی ۲۶۲۱۴۴ پیکسل می‌باشد. هر پیکسل شامل اطلاعاتی است که رایانه از اسکن بدست می‌آورد.

تضعیف دسته پرتو (Beam Attenuation)

ساختارهای موجود در یک تصویر CT، توسط سایه‌های مختلفی از مقیاس خاکستری نشان داده می‌شوند. ایجاد این سایه‌های خاکستری به اصول اساسی تشعشع بستگی دارد. میزان انرژی پرتوایکسی که از یک ساختار معین با مقادیر متفاوتی عبور کرده یا توسط آن متوقف می‌شود به چکالی ساختار فوق بستگی دارد. این فرایند به عنوان تضعیف (attenuation) دسته پرتوایکس شناخته می‌شود.

انتخابهای در دسترس اسکنر خاص برمی‌گزیند. انتخاب ضخامت یک برش، دسته پرتو ایکس را طوری محدود می‌کند که آن تنها از حجم مذکور عبور می‌کند. از اینرو تشعشع پراکنده و رویهم افتادن سایر ساختارها تا حد زیادی کاهش می‌یابند. داده‌های تشکیل دهنده برش CT دارای اجزایی نیز می‌باشند: همانطوری که در شکل ۲-۱ دیده می‌شود پهنا یا x و درازا یا y نشان داده می‌شوند. هر کدام از این مربعهای دوبعدی روی نمایشگر CT یک پیکسل (Pixel) یا (عنصر تصویری) می‌باشد که روی نمایشگر CT نشان داده می‌شود (شکل ۲-۱ را ببینید). تصویر CT ترکیبی از پیکسل‌های مربوط به هر برش می‌باشد. اگر محور z نیز حساب شود نتیجه بجای یک مربع یک مکعب خواهد بود. این مکعب به عنوان یک وکسل (Voxel) یا (عنصر حجمی) نامیده می‌شود. یک ماتریکس (Matrix) شبکه‌ای متشکل از ردیف‌ها و ستون‌هایی از پیکسل‌ها است. اگر چه در برخی از اسکنرهای جدید اندازه ماتریکس ۱۰۲۴ می‌باشد، متداولترین اندازه

شکل ۲-۱، صفحه خاکستری یک برش مقطعی عرضی مربوط به مقطعی از بدن بیمار را نشان می‌دهد. برای ایجاد یک تصویر، داده‌های بدن بیمار قطعه‌بندی می‌شوند. یک پیکسل یک مربع دوبعدی است. یک وکسل ضخامت یک برش را مشخص می‌کند و مکعبی سه بعدی است.



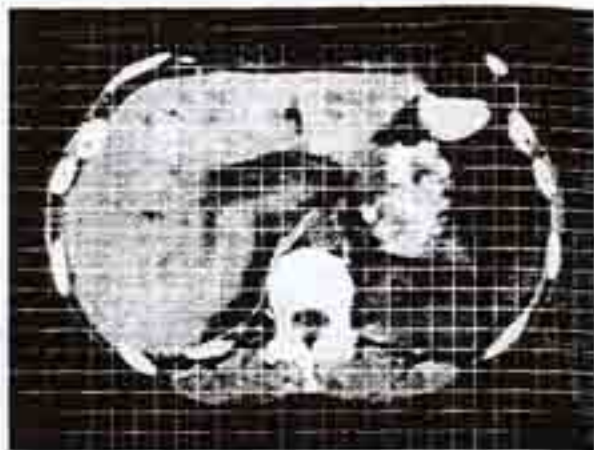
چگالی چیست؟

چگالی یک شیء با ساختار مولکولی آن معین می‌شود. عناصری با عدد اتمی بالاتر، الکترونهاى گردشی بیشتر و هسته‌های سنگین‌ترى دارند. هرچه ذرات اتمی بیشتری در عنصر وجود داشته باشد ساختار مولکولی آن متراکم‌تر خواهد بود، در عوض عنصر چگالتر می‌شود.

فلزات عموماً کاملاً چگال بوده و از بیشترین ظرفیت جهت تضعیف پرتو برخوردارند. در نتیجه پنس‌های جراحی و سایر اشیاء فلزی به صورت نواحی سفیدی روی تصویر CT نمایان می‌شوند. هوا (گاز) چگالی خیلی کمی دارد بنابراین ظرفیت تضعیف آن اندک است. ساختمانهای پراز هوا (برای مثال ریه‌ها) روی تصویر CT به صورت نواحی سیاهی نمایان می‌شوند.

تجویز خوراکی و یا داخل وریدی ماده حاجب، ساختار مورد نظر را با ماده متراکم‌تری پر می‌کند که سبب افزایش تضعیف دسته پرتو می‌گردد. ساختار فوق بر روی تصویر CT مشخص گردیده می‌شود. شکل ۴-۱ (الف) تصویری را نشان می‌دهد که در سطح کبد بدون افزایش کنتراست حاصل از ماده حاجب وریدی گرفته شده است. شکل ۴-۱ (ب) همان برش را پس از تزریق ماده حاجب پدیدار نشان می‌دهد. عروق خونی به علت افزایش دانسیته مشخص‌تر شده‌اند.

یادآوری این مطلب مهم است که ماده حاجب به طور دائمی خواص فیزیکی ساختاری را که در داخل آن قرار می‌گیرد، تغییر نمی‌دهد. یک همسان مفید ممکن است لیوان آبی باشد که از یک فاصله مشاهده می‌شود. چون آب شفاف است مشاهده پیرامون لیوان مشکل است. اگر رنگی به آب افزوده شود، طرح لیوان بیشتر قابل مشاهده خواهد بود. موقعی که بجای آب زلال آب رنگی در داخل لیوان ریخته شود، در واقع لیوان عوض نمی‌شود و تنها به نمای اولیه‌اش برمی‌گردد.

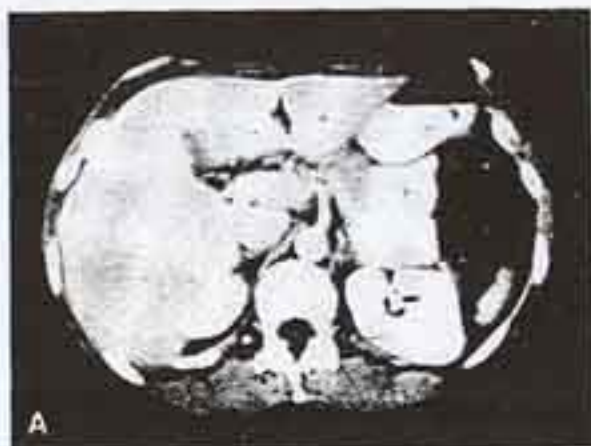


شکل ۳-۱: تصویر برش‌نگاری رایانه‌ای (CT) مجموعه‌ای از پیکسل‌هاست که به صورت مربعهای دوبعدی روی نمایشگر CT نشان داده می‌شوند.

در رادیوگرافی متداول، دسته پرتوایکس از بدن بیمار عبور کرده و فیلم فوتوکرافی را متأثر می‌سازد. به همان ترتیب در CT، دسته پرتوایکس از بدن بیمار عبور کرده و توسط آشکارسازها ثبت می‌شود. رایانه این اطلاعات را جهت تشکیل تصویر CT پردازش می‌کند. در هر دو مورد کمیت دسته پرتوهای ایکسی که از بدن بیمار عبور می‌کند سایه‌های خاکستری تصویر را تعیین می‌کنند.

مطابق معمول دسته پرتوهای ایکس که حین عبور از اشیاء با مانعی روبرو نمی‌شوند به صورت یک ناحیه سیاه روی تصویر نمایان می‌شوند، برعکس دسته پرتوهای ایکس، که به طور کامل توسط یک شیء متوقف می‌شوند، نمی‌توانند آشکار شوند. بنابراین قسمتی از تصویر که پرتو به آن نرسیده، سفید می‌شود. تمامی تضعیفهای بین‌این دو حالت با سایه‌های مختلف خاکستری نمایان می‌شوند.

بطوریکه ذکر شد چگالی یک شیء است که مقدار عبور دسته پرتو ایکس را از میان شیء معین می‌کند، ولی واقعاً



شکل ۴-۱: الف) برشی از کبد، بدون افزایش کنتراست داخل وریدی. به تضعیف پرتوی ناچیز عروق خونی و کلیه چپ توجه کنید. ب) برش پس از تزریق ماده حاجب وریدی.

تیره) در کلیه چپ را نشان می‌دهد. با اعمال خوانش هانسفیلد این ناحیه، اندازه آن ۴ HU بدست می‌آید. در آن صورت می‌توان فرض کرد که توده‌ای پراز مایع است (خیلی شبیه به یک کیست). به خاطر داشتن این مطلب مهم است که اعداد هانسفیلد برای کیست مقروض کاملاً دقیق نیست. در این مثال مایع بودن توده مشکوک است زیرا مقدار عددی آن نزدیک به آب خالص است اختلاف ۴ واحد می‌تواند به علت وجود ناخالصی‌ها در درون کیست باشد (احتمال این که یک کیست حاوی آب خالص باشد، وجود ندارد). عوامل دیگری که به غیر دقیق بودن مقادیر هانسفیلد کمک می‌کنند بعدها در این متن مورد بحث قرار گرفته است (ر.ک. فصل ۲).

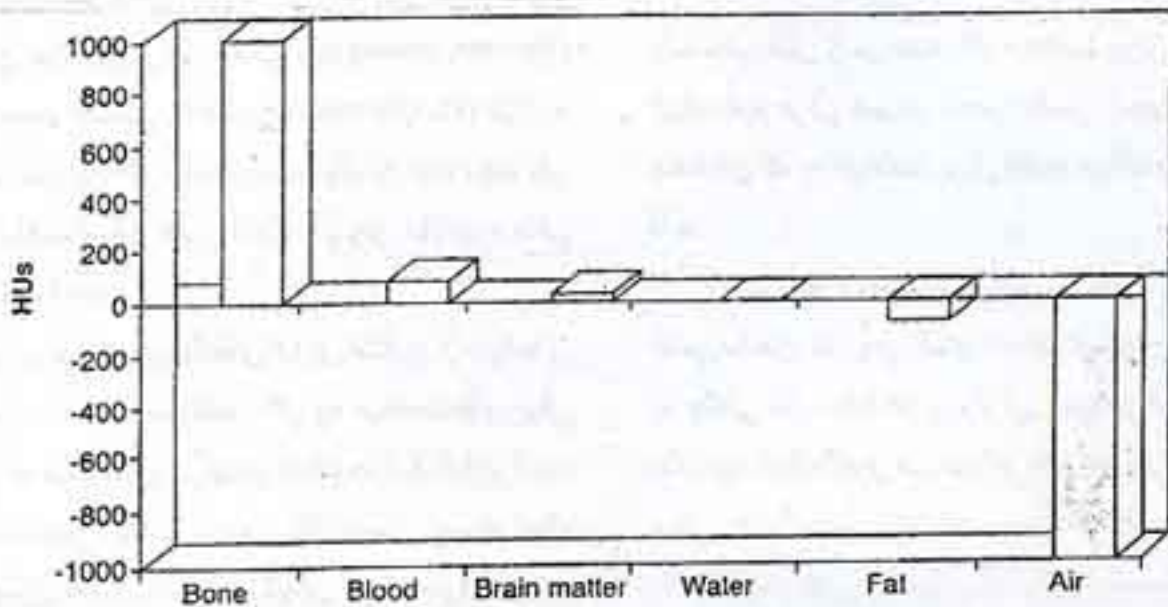
در بسیاری از مؤسسات مشخص نمودن اندازه هانسفیلد بر روی تصاویر به عنوان یک روش استاندارد در نظر گرفته می‌شود در هر روش اسکنی که انجام این عمل به طور متداول در آن انتظار می‌رود، در فصول آتی مشخص شده است. فصل ۵ سیستم‌های اندازه‌گیری در دسترس برای CT را توضیح می‌دهد.

اعداد هانسفیلد (Hounsfield Units)

درجه تضعیف دسته پرتو بر روی یک تصویر CT را می‌توان تعیین مقدار نمود (اعداد اندازه‌گیری شده بر حسب اعداد هانسفیلد (Hounsfield units) یا (HUs) بیان می‌شوند که پس از گلدفری نیوبولد هانسفیلد - کسی که پیشگام توسعه CT بود - نامگذاری شد. این اعداد بنام اعداد CT یا (CT number) نیز نامیده می‌شوند.

هانسفیلد به طور قراردادی عدد آب را صفر تعیین کرد (شکل ۵-۱). همچنین عدد ۱۰۰۰ را برای استخوان و ۱۰۰۰- را برای هوا تعیین نمود. اشیا با قدرتی تضعیف کمتر از آب دارند مطابق با میزان کاهش آن عدد منفی دارند. برعکس موادی با قدرت تضعیف بیشتر از آب، بطور متناسب اعداد هانسفیلد مثبتی دارا می‌باشند.

با این سیستم، اندازه‌گیری یک ساختار نامشخص که بر روی یک تصویر ظاهر می‌شود، صورت گرفته و مقدار حاصله با مقادیر مواد مشخص مورد مقایسه قرار می‌گیرد. در آن صورت ترکیب ساختار نامشخص تا حدودی ممکن می‌شود. برای مثال برشی از شکم، ناحیه‌ای مدور با تضعیف کم



شکل ۵.۱: اعداد تقریبی هانسفیلد

مفید می‌باشد. این بار، نان از نوع کشمشی است. هرگاه قرص نان را تکه‌تکه کرده و اسکن کنیم مشاهده خواهیم کرد که بعضی از برشها حاوی کشمش و برخی فاقد آن خواهند بود. اگر برشها ضخیم باشند، حتی اگر در برش فوق کشمش هم باشد این احتمال که توسط نان پوشیده شود، بیشتر می‌شود و اگر برشها نازک باشند احتمال مخفی ماندن کشمش ها کاهش می‌یابد ولی تعداد کلی برشها زیاد می‌شود. اگر مقایسه با نان چاودار انجام شود و قرار بر مشاهده بذرهاى Caraway^۱ باشد درک اینکه چگونه ضخامت برش باید بسته به شیء و مورد آزمون تنظیم شود، آسان می‌شود.

برشهای ضخیم تر CT احتمال از دست دادن نواحی خیلی کوچک را افزایش می‌دهند. برای مثال اگر برشهای ۱۰ میلی‌متری برداشته شوند و اندازه ناحیه پاتولوژیک تنها ۲ میلی‌متر باشد، بافت طبیعی ۸ میلی‌متر خواهد بود و همراه با بافت پاتولوژیک میانگین‌گیری می‌شود، به روشی مشابه با کشمشهایی که در نان مخفی می‌شوند. این فرایند

همه رادیولوژیستها روی اهمیت و دقت عدد هانسفیلد CT اتفاق نظر ندارند. اگر چه بسیاری از آنها بدون داشتن اندازه‌گیری اولیه مایل به تشخیص نیستند، افرادی نیز وجود دارند که عقیده دارند دخالت عوامل می‌تواند مسبب اندازه‌گیریهای غیر دقیق شود. برخی از عواملی که بر دقت اندازه‌گیری تأثیر می‌گذارد عبارتند از: ارتی‌فکت‌ها و میانگین‌گیری حجمی. در فصل ۳ ارتی‌فکت‌ها و علل بوجود آورنده آنها مورد بحث قرار گرفته است.

میانگین‌گیری حجمی (Volume Averaging)

تمام امتحانات CT با به دست آوردن یک سری برش از ناحیه مورد نظر انجام می‌شوند. ماهیت ساختار تشریحی و آسیب شناسی مشکوک، نحوه انجام CT را تعیین می‌کنند. اسکنرها به تکنولوژیست اجازه می‌دهند تا ضخامت برش را انتخاب کنند و اسکنرهایی با قدرت انتخاب ضخامت‌های مختلف در دسترس می‌باشند.

به طور کلی هر چه شیء مورد نظر برای اسکن کوچکتر باشد، برش CT نازکتری نیاز دارد. دوباره مثال قرص نان

۱- بذرهاى معطر که برای خوشمزه کردن نان اضافه می‌کنند. - م. (نقل از فرهنگ آکسفورد).

یک ماتریکس را می‌دهند. اگر ضخامت برش نیز در نظر گرفته شود در آن صورت عناصر، وکسل نامیده می‌شوند. صفحه‌ای که به ضخامت برش اشاره می‌کند محور Z نام دارد.

CT بر پایهٔ تضعیف پرتوایکس در حین عبور از سطح خاص ساختار تشریحی استوار است. تضعیف پرتو بستگی به چگالی شیء دارد که پرتو از آن عبور می‌کند و با عدد هانسفیلد اندازه‌گیری می‌شود. این اعداد مطلق نیستند زیرا میزان دقت آنها می‌تواند تحت مصالحه قرار گیرد؛ مانیکه بافتهای مختلف با هم معدل‌گیری می‌شوند میانگین‌گیری حجمی رخ می‌دهد. این فرایند مقادیر CT را تغییر می‌دهد. پدیده فوق اثر حجم جانبی نامیده می‌شود.

سئوالات مروری

- ۱- محور Z چه چیزی را تعیین می‌کند؟
- ۲- پیکسل، وکسل و ماتریکس را تعریف کنید.
- ۳- تضعیف پرتو را تعریف کنید. چه چیزی قابلیت یک ساختار را در تضعیف پرتوایکس تعیین می‌کند؟
- ۴- مادهٔ حاجب خوراکی یا داخل وریدی چه تأثیری روی قدرت تضعیف یک عضو دارد؟
- ۵- چه واحدی قابلیت ساختار را در تضعیف دسته پرتو ایکس تعیین مقدار می‌کند؟
- ۶- چرا با استفاده از برشهای ۱۰ میلی‌متری، یک ضایعهٔ ۲ میلی‌متری ممکن است آشکار نشود؟

به عنوان میانگین‌گیری حجمی (Volume averaging) یا اثر حجم جانبی (Partial volume effect) نامیده می‌شود. بنابراین اگر ناحیه‌ای مشکوک به توده بوده ولی قطعی نباشد، اسکن همان ناحیه با برش نازکتر ممکن است مفید باشد.

چرا برخی از برنامه‌های کاری اسکن از برشهای ضخیم‌تری استفاده می‌کنند؟ اگر چه ضخامت‌های برش یک یا دو میلی‌متری در بیشتر اسکنرها امکانپذیر است، استفادهٔ معمول از چنین برشهای نازک عملی نیست. انجام دادن اسکن معمولی شکم با برشهای ۲ میلی‌متری به بیش از ۱۵۰ برش نیاز خواهد داشت که پرتو زیاد و غیرقابل قبولی به بیمار می‌رساند. روشهای اسکن جهت فراهم نمودن بهترین ترکیب آشکارسازی ضایعه و دوز قابل قبول طراحی می‌شوند. با این حال درک این مطلب حائز اهمیت است که هر برنامه کاری برای هر بیمار صحیح نمی‌باشد. تکنولوژیست در صورت نیاز با نظارت رادیولوژیست در صورت نیاز بایستی امتحان را براساس نیازهای هر بیمار تنظیم نماید.

جمع‌بندی فصل

عده‌ای از اسامی عملکرد پایه‌ای مشابهی را در CT توضیح می‌دهند که ارائه آن اسم به تولیدکننده بستگی دارد. تصاویر حاصله در CT به صورت مقاطع عرضی هستند. تصویر CT از تعداد بسیاری مربعهای کوچک بنام پیکسل تشکیل می‌شود. همهٔ پیکسل‌ها با هم تشکیل



ایجاد تصویر برش نگاری رایانه‌ای

الکترونهاى رانده شده به عنوان جریان لامپ اشعه ایکس برحسب یک هزارم آمپر اندازه‌گیری شده و به صورت میلی آمپر (mA) نشان داده می‌شود. سپس الکترونها به هدف آند دوار برخورد می‌کنند و آرایه الکترونهاى موجود در آند را به هم می‌زنند. نتیجه این عمل تولید گرما و فوتونهاى پرتوایکس است. جهت پخش کردن حرارت در یک سطح بزرگتر، هدف می‌چرخد. افزایش ولتاژ میزان انرژی الکترونهاى برخوردی به هدف و شدت دسته پرتوایکس را افزایش می‌دهد.

قابلیت لامپ اشعه ایکس در تحقّل حرارت بوجود آمده ظرفیت گرمایی (heat capacity) نامیده شده و توانایی آن برای رها کردن خود از گرما پخش گرمایی (heat dissipation) نامیده می‌شود. مدت زمان هر اسکن و تناوب آن تا اندازه‌ای با ظرفیت گرمایی و میزان پخش گرمایی تعیین می‌گردد.

دسته پرتوهای ایکسی که از بیمار عبور می‌کنند به آشکارساز برخورد می‌کنند. اگر آشکارساز از ماده جرقه زن جامد باشد، انرژی دسته پرتوهای ایکس متوقف شده به نور تبدیل خواهد شد. عناصر دیگری در آشکارساز (معمولاً یک لامپ دو قطبی) ترازهای نوری را به یک جریان

اسکترها از نظر ساختمان مکانیکی بسیار متنوع هستند. شکل و نحوه ساخت ایده‌آل لامپ اشعه ایکس و آشکارسازها جزو عناوین مورد بحث در صنعت هستند. هر تولیدکننده ادعا می‌کند که طرح اسکتر وی بهترین است. متأسفانه بیان صریح اینکه کدام دسته از عوامل طراحی کاملترین اسکتر را تولید می‌کنند غیرممکن است. جهت انجام مطالعات کاملتر دانستن ساختمان دقیق اسکترهایی که در بازار موجود است، ضروری نیست. این فصل فهم اساسی از تصویرسازی CT را فراهم می‌کند.

نظری اجمالی بر عملکرد CT

(Overview of CT operation)

قسمتهایی از دستگاه که دسته پرتوهای ایکس را تولید می‌کنند در گنتری جای دارند. لامپ اشعه ایکس فیلمانهایی دارد که الکترونها را جهت تولید پرتوایکس تأمین می‌کنند. این عمل با گرم کردن فیلمان تا جایی که الکترونها از فیلمان خارج شوند، صورت می‌گیرد. مولد، اختلاف پتانسیل یا کیلوولت بالایی را تولید کرده و آنرا به لامپ اشعه ایکس منتقل می‌کند. ولتاژ بالا الکترونها را از فیلمان، لامپ اشعه ایکس، به آند می‌راند. مقدار

جمع‌آوری داده (Data Acquisition)

اجزایی که در این مرحله از ایجاد تصویر درگیر هستند عبارتند از:

- مولد - گنتری - تخت بیمار

مولد (Generator)

مولد، ولتاژ بالا را تولید کرده و آنرا به لامپ اشعه ایکس منتقل می‌کند. ظرفیت توان مولد برحسب کیلوولت (KW) بیان می‌شود. یک مولد می‌تواند خروجی کیلوولت اوج (kVp) واحد یا متغیری داشته باشد. در سیستم‌های kVp واحد، دقت به سهولت بیشتری حاصل می‌شود. با این حال سیستم‌های kVp متغیر، افزایش ظرفیت را جهت ایجاد تمایز بین بافت‌های مختلف مقدور می‌سازند. جهت تولید خروجی دقیق با سیستم kVp متغیر، وجود یک مولد پیشرفته ضروری است.

گنتری (Gantry)

گنتری قسمتی از سیستم CT است که در تداول عامه آنرا دوات بزرگ^۱ می‌نامند. گنتری‌ها عین قطر دهانه ورودی بیماراندازه کلی متفاوتی دارند. گنتری لامپ اشعه ایکس را که در یک مسیر دایره‌ای حرکت می‌کند، در خود جای می‌دهد. با حرکت لامپ اشعه ایکس در مسیر فوق انرژی پرتوایکس انتشار می‌یابد تا به بیمار که در داخل دهانه قرار گرفته است، برسد. قسمتی از انرژی پرتوایکس از بیمار عبور می‌کند و قسمتی از انرژی نیز تضعیف یا پراکنده می‌شود. دسته پرتوهای ایکسی که از بیمار می‌گذرند توسط آشکارسازهای رایانه جمع‌آوری می‌شوند.

الکترونیکی تبدیل می‌کنند. اگر آشکارساز از نوع گاز گزنونی باشد، فوتونهای برخوردکننده گاز گزنون را یونیزه می‌کنند. این یونها توسط ولتاژ بالایی که در صفحات آشکارساز برقرار است، شتاب می‌گیرند.

صرفنظر از جنس آشکارساز، هر سلول آشکارساز چندین بار (تا ۱۰۰۰ بار در ثانیه) توسط سیستم دریافت داده (DAS) نمونه‌برداری می‌شود. در سیستم DAS از تبدیلهای پیوسته به رقمی جهت تبدیل سیگنال الکتریکی به یک قالب رقمی استفاده می‌شود. هر نمونه کامل یک منظر دید (view) نامیده می‌شود. سپس داده رقمی از DAS به واحد پردازش مرکزی (CPU) منتقل می‌گردد. CPU اغلب به عنوان مغز اسکنر CT اطلاق می‌شود.

پردازشگر بازسازی کننده اغلب از پردازشگر ردیفی با چندین کانال موازی است که مناظر دید تکی را برداشته و چگالی‌های موجود در برش رابازسازی می‌کند. برای ایجاد یک تصویر، اطلاعات حاصل از DAS باید به ماتریکس ترجمه شود. برای انجام این کار سیستم به هر یک از پیکسل‌های موجود در ماتریکس یک مقدار یا شماره چگالی در نظر می‌گیرد. این عدد چگالی یا عدد هانسفیلد (HU) معدل اندازه‌گیریهای آن پیکسل است. این داده‌های رقمی شده سپس به یک پردازشگر نمایش تصویری فرستاده می‌شوند که آنها را به سایه‌های خاکستری تلویزیونی تبدیل می‌کند. تصویر حاصله سپس روی نمایشگر لامپ پرتوکاتدی (CRT) نمایش داده می‌شود.

اگر چه تنوع گسترده‌ای در طرح اسکنرها وجود دارد، با این حال خصوصیات وجود دارند که همه در آن مشترکند. فرآیند CT را می‌توان به سه مورد قسمت تجزیه کرد: دریافت داده، بازسازی تصویر و نمایش تصویر. این فصل جنبه‌های بازسازی تصویر و کسب داده تشکیل تصویری را مورد بحث قرار می‌دهد. نمایش تصویر در فصل ۵ شرح داده می‌شود.

۱- نان شهری که تقریباً به شکل حلقه می‌باشد - م.

خوانش‌هایی را که یک منظر دید را درست می‌کند، فراهم می‌سازد. این امر زمان‌های اسکن را تا حد زیادی کاهش داد. این سیستم‌ها گاهی اوقات بنام اسکنرهای چرخشی - چرخشی (Rotate - Rotate Scanners) تعریف می‌شوند. طرح نسل سوم و سیعترین شکل مورد استفاده را در صنعت امروزی دارد (شکل ۱-۲ را ببینید).

اسکنرهای نسل چهارم از آرایه ردیفی آشکارسازها استفاده می‌کنند که در یک دایره ۳۶۰ درجه‌ای داخل گنتری ثابت است. لامپ اشعه ایکس داخل آشکارسازهای تثبیت شده می‌چرخد و پرتو بادبزی شکلی تولید می‌کند. با این حال تعداد آشکارسازهایی که در هر بار فعال می‌شوند تحت کنترل پهنای دسته پرتو می‌باشد. در طرح آشکارساز ساکن مقادیر خوانده شده‌ای که تشکیل یک منظر دید را می‌دهند تقریباً در زمانی بیش از $\frac{1}{2}$ زمان اسکن، پی‌درپی ثبت می‌شوند. اسکنرهای نسل چهارم سیستم‌های چرخشی - ثابت (rotate - only) نیز نامیده می‌شوند. پیکر (Picker) تنها شرکتی است که در حال حاضر از طرح نسل چهارم استفاده می‌کند (شکل ۲-۲ را ببینید).

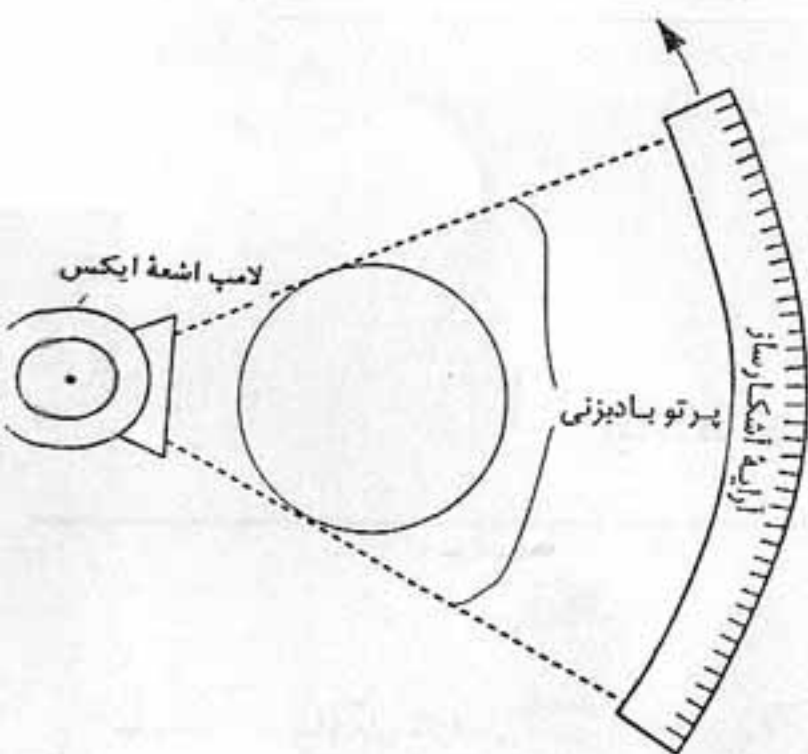
گونه‌هایی از این طرح‌های پایه‌ای عرضه شده و سپس برچیده شده‌اند. تنها طرح مناسب دیگری که در حال حاضر مورد استفاده است، تصویرگیری با دسته الکترونی (electron beam imaging) نامیده می‌شود. این روش از چند جهت با رادیوگرافی معمولی تفاوت دارد. این سیستم که در ابتدا توسط شرکت ایماترون (Imatron) تولید شد، از یک تغنگ الکترونی بزرگ به عنوان منبع پرتو ایکس استفاده می‌کند. یک هدف آند حجیم در یک حلقه نیم دایره‌ای حول بیمار واقع شده است. نه تنها منبع پرتو ایکس، بلکه آشکارسازها حرکتی ندارند و اسکن‌ها را می‌توان در زمان کوتاهی برداشت. بعلاوه تفاوت‌های پایه‌ای فراوان آن از بردش‌نگاری رایانه‌ای متداول، تصویربرداری بادسته الکترونی در این متن مورد بحث قرار نمی‌گیرد.

نسل اسکنر (Scanner Generation)

موقعیت لامپ اشعه ایکس نسبت به آشکارسازها نسل اسکنرها را تعیین می‌کند. اولین سیستم که توسط شایه پزشکی EMI - که اکنون دیگر وجود ندارد - ساخته شد، طرحی داشت که به نسل اول معروف می‌باشد. دسته پرتو ایکس ظریفی به طور خطی از بدن بیمار عبور می‌کرد و یک آشکارساز در طرف مقابل بیمار حرکت راهمراهی می‌کرد لامپ اشعه ایکس و آشکارساز به آرامی می‌چرخیدند و مرحله تکرار می‌گردید تا قوس ۱۸۰ درجه پوشش داده می‌شد. زمان‌های اسکن خیلی طولانی بود. این طرح مدت زمان زیادی بکار نرفت.

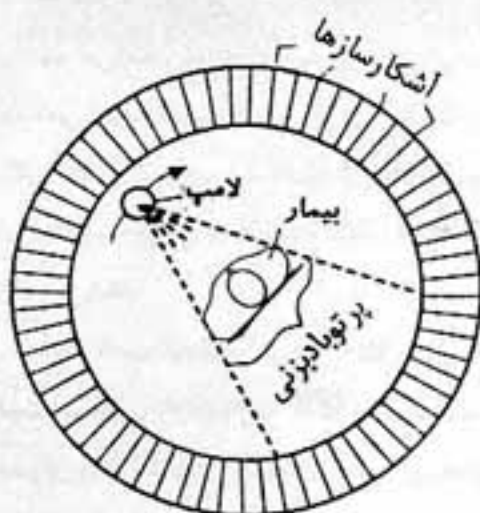
با به وقوع پیوستن پیشرفت‌های جدید در اسکن هر طرح جدید لامپ - آشکارساز با یک شماره نسل متوالی نامگذاری شد. طرح نسل دوم طرحی است که در آن دسته پرتو ایکس همچنان به طور خطی عرض بدن بیمار را قبل از چرخش طی می‌کند. با این حال به جای باریکه نازک مورد استفاده در طرح‌های نسل اول، یک دسته پرتو ایکس بادبزی بکار رفت. با این پرتو بادبزی تنها قسمتی از میدان رؤیت می‌توانست پوشش داده شود. یک آرایه ردیفی از آشکارساز نیز در طرح نسل دوم شرکت داده شده بود. در حالیکه زمانهای اسکن کوتاهتر از طرح اولیه شده بود ولی هنوز خیلی طولانی بودند. این نوع طرح نیز مدت زمان زیادی بکار نرفت.

پیشرفت بعدی در فن آوری CT طرح نسل سوم را به ارمغان آورد. این طرح شامل یک ردیف آشکارساز و یک لامپ اشعه ایکس می‌باشد که باریکه بادبزی شکل را تولید می‌نماید و تمام میدان دید به علاوه آرایه‌ای از آشکارسازها را می‌پوشاند و دیگر چندان نیازی به تطبیق پرتو و آشکارساز همانند زمانی که هر دو در مسیر دایره‌ای داخل گنتری حرکت می‌کردند نمی‌باشد. طرح آشکارساز چرخان امکان ثبت آنی و همزمان کلیه اعداد



شکل ۱-۲: طرح اسکنر نسل سوم طرحی است که در آن لامپ اشعه ایکس در مقابل ردیفی از آشکارسازها قرار می‌گیرد. لامپ اشعه ایکس و آشکارسازها هر دو داخل گنتری در مسیر دایره‌ای داخل گنتری می‌چرخند.

منبع دسته‌پرتو ایکس (X-ray Beam Source) لامپ‌های اشعه ایکس، پرتوایکس انرژی‌داری تولید می‌کنند که تصویر CT را می‌سازد. طرح آنها شکل تغییر یافته‌ای از یک لامپ اشعه ایکس استاندارد با آنند چرخان است، مشابه آن که در آنژیوگرافی بکار می‌رود. به این تفاوت که فشار مازادی بر لامپ CT وارد می‌شود. برنامه‌های کاری اسکن (Scanning protocols) به چندین پرتو دهی در زمان کوتاهی نیاز دارند که روزانه برای تعداد زیادی از بیماران اجرامی شود. جدول ۱-۲ نمونه‌ای از تعداد روزانه پرتو دهیها را در یک بخش پرکار برای رادیوگرافی، آنژیوگرافی و CT استاندارد مقایسه می‌کند. براحتی می‌توان مشاهده کرد که چرا یک لامپ اشعه ایکس CT باید برای تحمل یک چنین فشار بالایی طراحی شود.



شکل ۲-۲: طرح یک اسکنر نسل چهارم از یک ردیف ثابت آشکارساز در یک دایره ۳۶۰ درجه‌ای داخل گنتری استفاده می‌کند. لامپ اشعه ایکس داخل گنتری می‌چرخد.

برنامه‌های کاری که لامپ اشعه ایکس آنها را تحمل می‌کند و اینکه با چه سرعتی می‌توان آنها را دوباره تکرار کرد نیز حائز اهمیت است.

تمام منابع دسته پرتوایکس CT و رادیوگرافی معمولی، انرژی پرتوایکس با طیفی پیوسته تولید می‌کنند. دسته

جدول ۱-۲: مقایسه تعداد پرتودهیها در یک روز کاری ۸ ساعته

رادیوگرافی		
استاندارد	انژیوگرافی	CT
۱۷۵ اکسپوز	۶۰ اکسپوز	۱۹۶۰ اکسپوز

روش پراکندن حرارتی که در طی تولید پرتوایکس بوجود می‌آید، اساسی است. همه تولید کنندگان قابلیت‌های سردکنندگی لامپ اشعه ایکس و مولد را در لیست توصیف محصولاتشان می‌آورند. این لیست‌ها معمولاً حداکثر توان مولد سیستم را ارائه می‌دهند. توان مولد برحسب KW نوشته می‌شود. همچنین ظرفیت گرمایی آند (برحسب میلیون واحد گرمایی، MHU) و حداکثر میزان پخش حرارتی آن (برحسب هزار واحد گرمایی، KHU) در فهرست نوشته می‌شوند. این ویژگیها در مقایسه سیستم‌های مختلف CT می‌تواند سودمند باشند. یادآوری این نکته مهم است که این مقادیر حد بالایی عملکرد لامپ اشعه ایکس را نشان می‌دهند. مقایسه طول زمانی اجرای



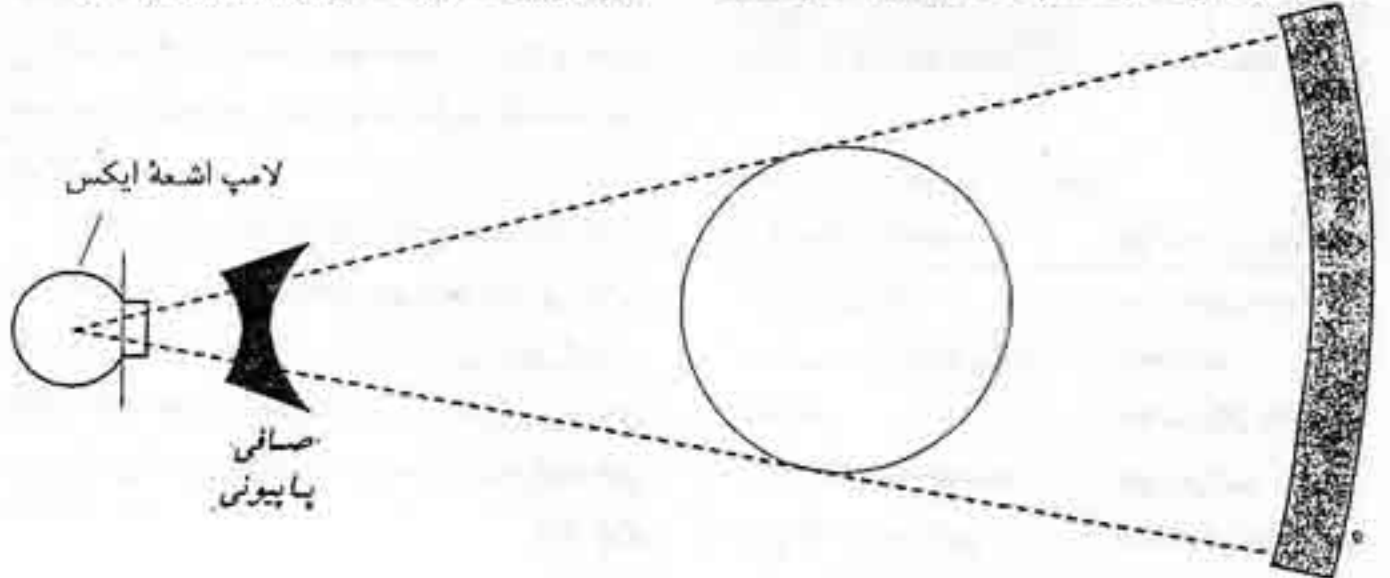
شکل ۳-۳: آرتیفکت‌های رگه‌ای موجود در حفره خلفی در اثر سخت شدن پرتو بوجود می‌آیند.

بسیار مشهود است. این آرتیفکت به صورت رگه‌های تیره روی تصویر دیده می‌شود. آرتیفکت سخت شدن پرتو همچنین به صورت نواحی نامعین با کاهش دانسیته و آرتیفکتهای فنجانی شکل دیده می‌شود (شکل ۲-۳ را ببینید).

صاف کردن دسته پرتو یا حاده‌ای مانند قفلون یا آلومینیم به کاهش محدوده انرژی‌های پرتوایکسی که به بیمار می‌رسد، کمک می‌نماید. ایجاد دسته پرتوی با شدت یکنواخت‌تر از طریق کاهش آرتیفکت تصویر CT رایج‌تر می‌گردد. این صافی‌های مکانیکی به شدت دسته پرتوایکس شکل می‌دهند. صاف کردن، پرتوهای ایکس کم انرژی یا نرم را حذف کرده و پرتوگیری بیمار را به حداقل می‌رساند.

از صافی‌های خاصی جهت کاهش شدت دسته پرتو در لبه‌های دسته پرتوی که به سطوح نازکتر ساختار تشریحی بیمار مربوط می‌شوند استفاده می‌شود. صاف کردن، درجه کمتری از شدت فوتون را ایجاد می‌کند. اغلب به این صافی‌ها به علت شکل آنها، صافی‌های پایونی (Bow tie filters) گفته می‌شود (شکل ۲-۴ را ببینید). همچنین برنامه‌های تصحیح نرم‌افزاری وجود دارند که

پرتوهای ایکس منتشر شده طیف پهنی از انرژیها را دارند. بعضی از فوتونهای اشعه ایکس ضعیف و برخی دیگر نسبتاً قوی هستند. درک اینکه چگونه این خاصیت اساسی روی تصویر اثر می‌گذارد ضروری است. دسته پرتوهای ایکس کم انرژی به سهولت بیشتری توسط بیمار تضعیف می‌شوند. آشکارسازها نمی‌توانند با میزان تضعیفی که توسط دسته پرتوهای ایکس کم انرژی حاصل می‌شود، تفاوت قایل شوند. هر پرتوایکسی که به آشکارساز می‌رسد به طور یکسان با آنها عمل می‌شود، اعم از اینکه با انرژی بالا یا پائین شروع شده باشد. این پدیده می‌تواند ایجاد آرتیفکت (Artifact) نماید. آرتیفکتهای منظره‌ای هستند که روی تصویر دیده می‌شوند ولی در شیء اسکن شده وجود ندارند. آرتیفکتهای همیشه ارزش تصویر را پائین می‌آورند. آرتیفکتهایی که از جذب انتخابی فوتونهای کم انرژی و باقی گذاردن فوتونهای با شدت بیشتر جهت برخورد به آرایه آشکارساز ناشی می‌شوند، آرتیفکتهای سخت شدن پرتو (beam hardening artifacts) نامیده می‌شوند. نتیجه نهایی، کاهش عمومی اعداد CT است. این اثر موقعی که لازم است دسته پرتوایکس در ابتدا به یک ساختار متراکمی نظیر ساختار قاعده جمجمه نفوذ کند،



شکل ۲-۴: صاف کردن به شدت دسته پرتو شکل می‌دهد. با حذف انرژیهای پائین، پرتو دریافتی بیمار را به حداقل رسانده پرتو یکنواخت تری تولید می‌کند.

می باشد که عبارتند از:

الف) قدرت توقف ماده آشکارساز

ب) کارایی جرعه زن (در انواع حالت جامد)

پ) کارایی جمع آوری بار (در انواع گزنونی)

ت) کارایی هندسی که بنابه تعریف عبارتست از مقدار

فضای اشغال شده توسط صفحات محدود

کننده آشکارساز نسبت به مساحت سطح آشکارساز و

ث) پس تابی پرتو پراکنده.

آشکارسازهایی که امروزه مورد استفاده قرار می گیرند از

کریستالهای گاز گزنون یا کریستالهای جامد ساخته

می شوند (جدول ۲-۲ را ببینید). گاز گزنون با فشار اتاقکهای

توخالی را پرمی کند تا آشکارسازهایی ایجاد شوند که حدود

۶۰ تا ۸۷ درصد فوتونهایی را که به آنها

می رسند جذب کنند. آشکارسازهای گاز گزنون ارزان تر تولید می شوند

و واسنجی آنها تا حدودی آسانتر بوده و کاملاً پایدارند.

کانال آشکارساز گزنونی شامل سه صفحه تنگستنی

است. وقتی فوتونی وارد کانال می شود گاز گزنون را یونیزه

می کند. این یونها توسط میدان الکتریکی بین صفحات

شتاب گرفته و تقویت می شوند. بار جمع آوری شده جریان

الکتریکی تولید می نمایند. سپس این جریان به عنوان داده

خام پردازش می شود. عیبی که گاز گزنون دارد این است که

باید در یک محفظه آلومینیومی و تحت فشار

جدول ۲-۲: ویژگیهای آشکارسازها

گاز گزنون پرفشار	کریستال حالت جامد
جذب فوتونی متوسط	جذب فوتونی بالا
کاملاً پایدار	حساس به درجه حرارت و رطوبت
ماده کم چگال (گاز)	ماده جامد
بدون پس تابی	می تواند پس تابی داشته باشد
به علت وجود پنجره جلویی	بدون حذف پنجره جلویی
و فاصله بین صفحات	
حذف وجود دارد.	

می توانند اثر سخت شدن دسته پرتو را بر روی تصویر، بعد از تضعیف پرتوایکس توسط بدن بیمار کاهش دهند.

محدود کردن (اشعه) (Collimation)

محدود کننده های منبع در داخل لامپ اشعه ایکس

قرار گرفته و میزان دسته پرتو خروجی را به نوارهای باریکی

از ۱ تا ۱۰ میلی متر محدود می کنند. آنها شبیه دریچه های

کوچکی هستند که بسته به انتخاب ضخامت برش دهانه

آنها توسط تکنولوژیست تنظیم می شود. مزیت این (روش)

محدودسازی ظریف، کاهش پرتو پراکنده است. پرتو

پراکنده کیفیت تصویر را کاهش و مقدار دوز پرتویی بیمار را

افزایش می دهد. کاهش پراکندگی قدرت تفکیک

کنتراست (Contrast resolution) را بهبود می بخشد.

قدرت تفکیک کنتراست عبارت از میزان افتراق بین

تفاوتهای کوچک دانسیته بر روی تصویر است.

محدودکننده منبع ضخامت برش را با باریک کردن یا

غریض کردن دسته پرتو ایکس کنترل می کند. برحسب

انتخاب ضخامت برشهای موجود، اسکنرها متفاوت

می باشند. محدوده انتخابها از ۱ تا ۱۰ میلی متر است.

آشکارسازها = (Detectors)

آشکارسازها می توانند از مواد مختلف با مزایا و معایب

خاص خود ساخته شوند. خصوصیات مطلوب یک آشکارساز

عبارتند از:

۱- کارایی بالای آشکارسازی که به صورت قابلیت

آشکارساز برای گرفتن فوتونهای عبور کرده و تبدیل آنها به

علائم الکترونیکی تعریف می شود. ۲- پس تابی اندک

(Low afterglow) به صورت تابش کوتاه مدت و پایای

جرعه زن تعریف می شود که باید به حساب آورده شده و قبل

از بازسازی تصویر برداشته شود. ۳- سرکوب بیشتر پرتو

پراکنده و ۴- ثبات بالا.

کارایی کل آشکارساز حاصل ضرب یک عده عوامل

نگه داشته شود. این محفظه دسته پرتوایکس را تا حدودی صاف می‌کند. هدر رفتن دسته پرتوها در پنجره محفظه و فضایی که توسط صفحات اشغال می‌شود عوامل مهمی هستند که کارایی آشکارساز را مختل می‌سازند.

آشکارسازهای کریستالی حالت جامد از مواد مختلفی شامل یدورسديم، ژرمنیات بیسموت، تنگستات کادمیم، یدورسزیم و خاک نادر سرامیک ساخته می‌شوند. آنها تقریباً صددرصد فوتونهای را که به آنها می‌رسد، جذب می‌نمایند. به علاوه، هدر رفتن فوتونها در پنجره جلویی بر خلاف سیستم‌های گزنونی وجود ندارد. این افزایش کارایی جذب، مزیت عمده آشکارسازهای حالت جامد می‌باشد. آشکارسازهای حالت جامد ممکن است پس‌تابی مختصری تولید کنند. با این حال آشکارسازهای جامد جدید این عیب را کاهش داده یا حذف کرده‌اند. این نوع آشکارساز نسبت به انواع گازی به نوسانهای درجه حرارت و رطوبت حساس‌تر هستند.

هنگامی که دسته پرتوایکس به آشکارساز جامد برخورد می‌کند، توسط ماده جرقه‌زن آشکارساز جذب می‌شود. سپس این ماده مقدار متناسبی نور تولید می‌کند. آشکارساز این مقادیر نوری را به جریان الکتریکی تبدیل می‌نماید که سپس به عنوان داده خام پردازش می‌شود. جاگذاری نسبی آشکارسازها بر مقدار تشعشع پراکنده‌ای که به تصویر می‌رسد اثر می‌گذارد. شکل ۵.۲ رابطه بین ترتیب قرار گرفتن آشکارساز و پذیرش پراکندگی را نشان می‌دهد.

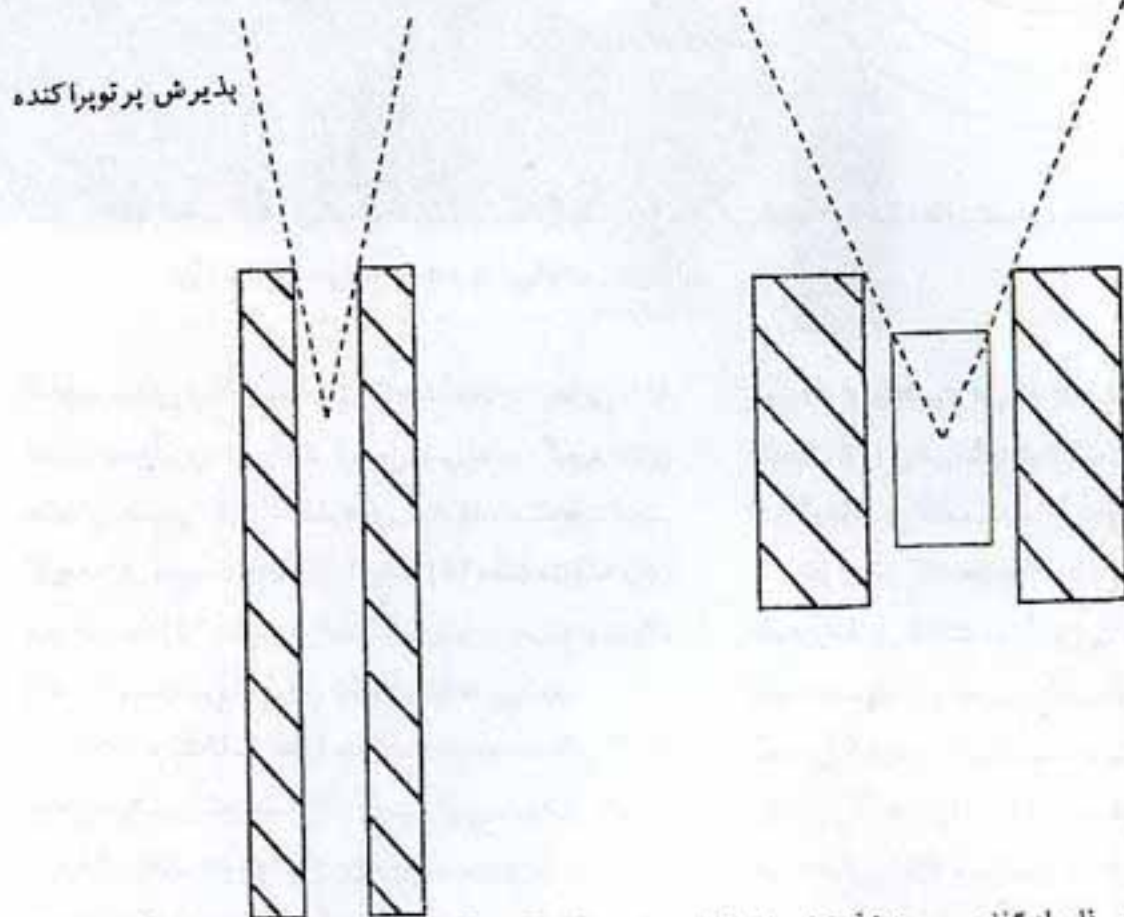
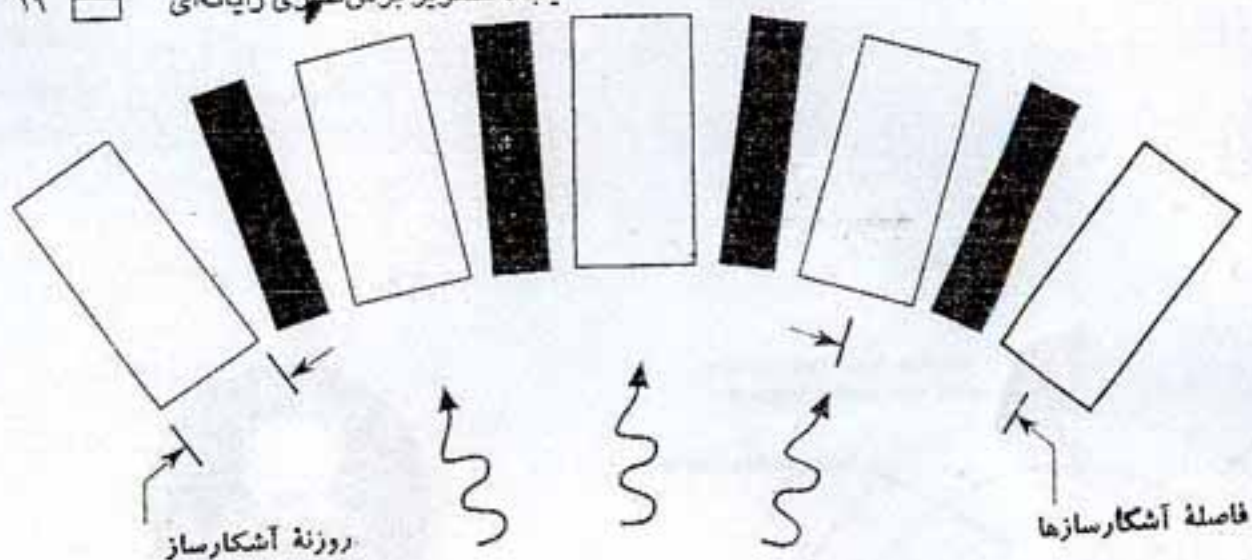
تخت بیمار

بیمار روی تخت می‌خوابد و تخت برای انجام اسکن به داخل گنتری حرکت می‌کند. عمل حرکت تخت با یک اندازه معین غالباً درون روی (increment) گفته می‌شود ولی Step, Feed یا Index نیز اطلاق می‌شود. عدد نمایان شده موقعیت تخت نسبت به گنتری را

نمایش می‌دهد. زمانی که بیمار داخل گنتری قرار می‌گیرد یک نشان تشریحی مانند زائده گزیفونید یا کرسٹ ایلیاک طوری تنظیم می‌شود که در نقطه اسکن قرار گیرد. در این سطح تخت در وضعیت مرجع قرار داده می‌شود. به این معنی که موقعیت تخت توسط تکنولوژیست به طور دستی صفر می‌شود. مرجع‌گذاری دقیق تخت به حفظ ثبات بین امتحانها کمک می‌کند. برای مثال اگر ضایعه‌ای در تصویر دیده شود که ۵۰ میلی‌متر پائین‌تر* از نوک زائده گزیفونید (نقطه صفر) باشد، بیمار از گنتری خارج شده و از یک خط‌کش برای اندازه‌گیری ۵۰ میلی‌متر پائین‌تر از زائده گزیفونید استفاده می‌شود. این نقطه تقریبی از محل ضایعه را فراهم می‌کند. این سیستم همچنین در مواقعی که نیاز به تکرار اسکن از ناحیه مورد نظر در زمانهای آینده وجود داشته باشد سودمند است. بهمین دلیل تنظیم علامات تشریحی باید بین پرسنل بخش CT رایج باشد.

ویژگیهای تخت‌ها در دستگاههای مختلف متفاوت است ولی همگی محدودیت معین وزنی دارند. اگر وزن بیمار از محدودیت معین شده تجاوز کند، هنوز هم انجام اسکن ممکن می‌باشد. با وجود این حرکت تدریجی تخت ممکن است کاملاً دقیق نباشد. این مسأله در حرکتهای تدریجی کم نسبت به حرکتهای تدریجی بیش از ۵ میلی‌متر بیشتر اثر می‌گذارد. در اکثر اسکنرها امکان قراردادن بیمار در حالت اسکن از طرف سر یا از طرف پا به حالت خوابیده به پشت یا خوابیده به شکم وجود دارد. وضعیت قرارگیری بیمار در داخل گنتری به امتحانی که قرار است انجام شود بستگی دارد.

* اکثر اسکنرها به این نقطه به صورت ۵۰۰ اشاره می‌کنند. با پیش رفتن اسکن به طرف پای بیمار از اعدادی استفاده می‌کنند که به ترتیب منفی‌تر می‌شوند. با این حال برخی از سیستم‌ها این شماره‌بندی را معکوس می‌کنند. همچنین سیستم‌هایی وجود دارند که به این نقطه عدد ۱۵۰ می‌دهند، به این معنا که ۵۰۰ پائین‌تر از نقطه صفر می‌باشد.



شکل ۵-۲: فاصله گذاری و روزنه آشکارساز. الف) عرض و فاصله بین آشکارسازها بر میزان پرتو پراکنده‌ای که ثبت می‌شود اثر می‌گذارد. ب) پذیرش پرتو پراکنده کم مطلوب است. اصول ساده هندسی بر میزان پذیرش پراکنده تأثیر می‌گذارند.

بازسازی تصویر (Image Reconstruction)

هنگامی که لامپ اشعه ایکس در مسیر دایره‌ای خود حرکت می‌کند، انرژی پیوسته پرتوایکس تولید می‌شود. به مسیری که دسته پرتوایکس از تیوب تا آشکارساز طی می‌کند شعاع (ray) گفته می‌شود. آشکارساز هر شعاع رسیده را می‌خواند و مقدار پرتویی را که تضعیف شده است اندازه می‌گیرد. این اندازه «جمع شعاعی» (ray sum) نام دارد. سری کاملی از حاصل جمع‌های شعاعی به عنوان یک منظر دید (View) شناخته می‌شود. یک منظر دید شبیه به شخصی است که به یک شیء نگاه می‌کند. کسب درک واقعی شکل شیء تنها از یک زاویه، کار سختی است.

برای بدست آوردن واقع بین‌ترین تصویر از یک شیء بهترین کار قدم زدن در پیرامون آن و مشاهده از زوایای فراوان خواهد بود. ارزیابی نهایی مشاهده کننده از شیء، کل مشاهدات وی را در برخواهد گرفت. تصویر CT نیز تا حدود زیادی به همین شکل ساخته می‌شود. مناظر دید زیادی برای ساختن یک تصویر مورد نیاز می‌باشند.

این سیستم، ویژگیهای تضعیف هر سری از مجموعه شعاع پرتوی را مدنظر قرار داده و بسته به وضعیت شعاع پرتوی آنها را تصحیح می‌کند. نتیجه این نوع تصحیح به عنوان یک ثمامی تضعیف (attenuation profile) گفته می‌شود. برای هر منظر دید در اسکن یک نمای تضعیف ساخته می‌شود. اطلاعات حاصل از تمام نماها بر روی یک ماتریکس انداخته می‌شود این روش تبدیل داده از نمای تضعیف به ماتریکس به عنوان پس‌نمایش (Back projection) نامیده می‌شود.

در روی ماتریکس برای پس‌نمایش داده اشکال چشم‌گیری وجود دارد: آن یاریکه‌ها یا ارتیفکتهایی را بر روی تصویر تولید می‌کند. برای به حداقل رساندن این ارتیفکتها قبل از آنکه به نمایش آنها افتاد، فیلتر

موسوم به صاف کردن (filtering) داده اسکن اعمال می‌گردد. فرایند صاف کردن طی مراحل پیچیده ریاضی انجام می‌گردد. فرایندی که طی آن صاف کردن روی یک نمای تضعیف انجام می‌شود پیچشی (Convolution) نامیده می‌شود. عملیات ریاضی مختلف بسته به اینکه کدام قسمتهای داده باید تقویت یا فرونشانی شوند، می‌توانند مورد انتخاب قرارگیرند. بسته به سلیقه تولیدکننده، تابع صافی ممکن است الگوریتم یا صافی پیچشی یا صافی CR نامگذاری شود.

هر بار که لامپ فعال می‌شود اطلاعات جمع‌آوری شده و به رایانه سیستم داده می‌شود. رایانه هزاران بیت (Bite) داده را که از هر اسکن بدست آمده، جهت ایجاد تصویر CT پردازش می‌کند. این داده‌ها باید روی یک فایل رایانه‌ای ذخیره شوند، طوریکه اطلاعات جهت استفاده در تشکیل تصویر قابل دسترسی باشند. این داده‌های ذخیره شده را می‌توان بعداً بازیابی و دستکاری کرد. دیسک سخت وسیله‌ای در داخل رایانه است که اطلاعات را ذخیره می‌کند. دیسک سخت قسمت اساسی تمام سیستم‌های CT است. تعداد تصاویری که دیسک سخت می‌تواند ذخیره کند مطابق با طرح و ساخت اسکنر تفاوت می‌کند. لازم به یادآوری است که برای هر تصویر مقادیر متناهی اطلاعات جمع‌آوری می‌شوند.

برای مثال یک تصویر واحد با ماتریکس ۵۱۲ دارای ۲۶۲۱۴۴ پیکسل (۵۱۲×۵۱۲) است. رقمی کردن، به ۱۰ تا ۱۲ بیت (Bit) نیاز دارد و یک بایت (Byte) به ۸ بیت استاندارد محدود می‌شود. بنابراین برای پوشاندن هر پیکسل در محدوده دینامیک ۲ بایت اشغال می‌شود. این حجم مورد نیاز به $524288 \text{ بایت} = 2 \times 262144$ یا ۰/۵۲ مگابایت برگردانده می‌شود. اگر از سیستم ماتریکس ۱۰۲۴ استفاده شود هر تصویر تقریباً ۲MB نیاز دارد.

موقعیکه ظرفیت فضای دیسک تکمیل می‌شود قبل از آنکه داده‌ها به نمایش افتاد، فیلتر

نشان می‌دهد. مقدار پیکسل میزان متناسبی از انرژی پرتو ایکسی را که از بافت بدن عبور کرده و به آشکارساز برخورد می‌کند نشان می‌دهد. هر موقع که داده‌ها معدل‌گیری شوند (طوری‌که هر پیکسل یک عدد مربوط به خود را بگیرد) یک تصویر تشکیل می‌شود. داده موجود در این تصویر به تناسب، داده تصویری (image data) نامیده می‌شوند. داده تصویری تقریباً $\frac{1}{5}$ فضایی را که برای داده خام لازم است اشغال می‌کند. به همین دلیل سیستم‌های CT ممکن است فضایی برابر ۳۰۰۰ فایل برای داده تصویری و ۲۵۵ فایل برای داده خام در نظر بگیرند*.

اگر تنها داده‌های تصویری در دسترس باشند، دستکاری داده محدود می‌شود. اطلاعات تصویری اندازه‌گیری‌هایی مانند اعداد هانسفیلد، انحراف معیار (ر.ک. فصل ۵) و فاصله‌ها را میسر می‌سازد ولی هر چیزی که روی تصویر دیده نشود قابل تجزیه و تحلیل نخواهد بود.

میدان منظر دید اسکن (Scan field of view)
میدان منظر دید اسکن بنام میدان منظر دید واسنجش (Calibration Field of view) نیز گفته می‌شود. انتخاب میدان منظر دید اسکن وسعت ناحیه‌ای را در داخل گنتری تعیین می‌کند که اطلاعات خام از آن دریافت می‌گردد (شکل ۶-۲ را ببینید). با انتخاب میدان منظر ۲۵ سانتیمتری برای اسکن، تکنولوژیست اطلاعات را از دایره‌ای با قطر ۲۵ سانتیمتر که در مرکز مطلق یا نقطه هم مرکز (isocenter) گنتری قرار می‌گیرد، دریافت می‌کند. چون اطلاعات اسکن همیشه از اطراف هم مرکز دریافت می‌شوند، بیمار باید در مرکز گنتری قرار بگیرد.

* نسبت فایل‌های داده تصویری به داده خام بستگی به ساخت و مدل اسکنرها دارد. نمونه مذکور برای مدل‌های PO 2000 SLR - پیکر استفاده می‌شود.

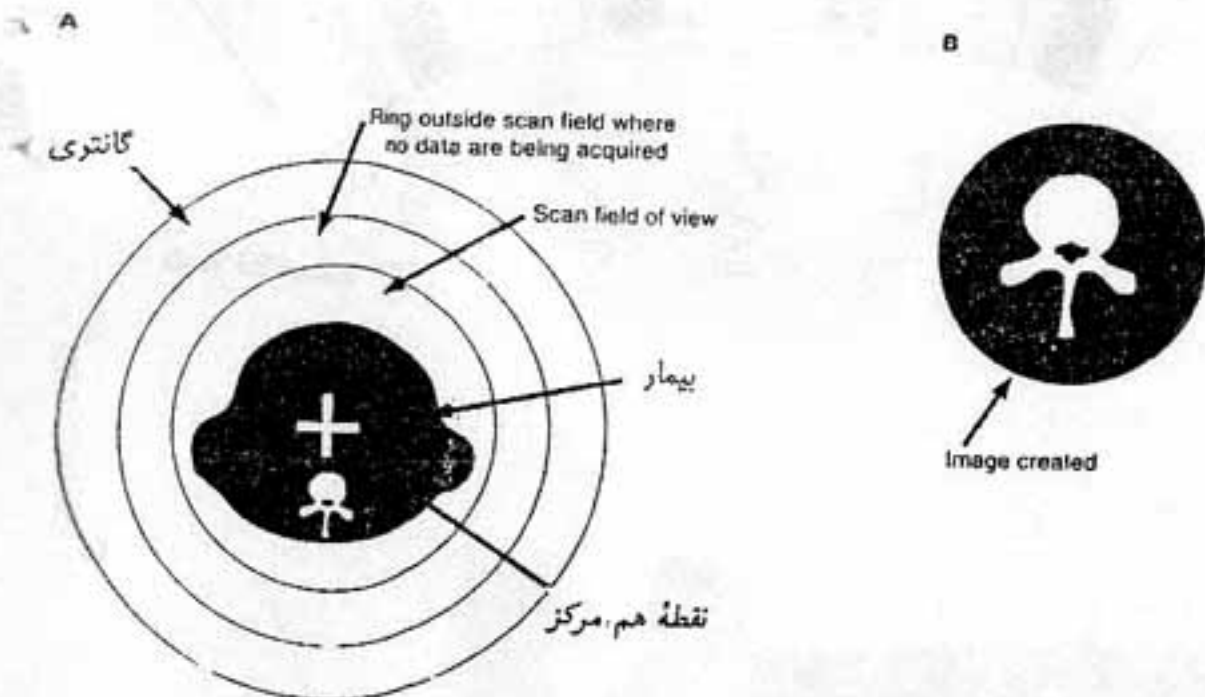
حذف شود. بسیاری از کارخانجات سازنده از یک دستگاه ذخیره طولانی مدت جهت ثبت این داده‌ها استفاده می‌کنند. ذخیره مطالعات بر روی وسایل ضمیمه‌ای برای امکان نمایش در آینده، به عنوان آرشیوکردن (archiving) نامیده می‌شود. گزیده‌های زیادی که برای بایگانی وجود دارند در فصل هشتم مورد بحث قرار خواهد گرفت.

داده خام (Raw Data)

همه هزاران بیت داده‌ای که در هر اسکن توسط سیستم دریافت می‌شوند داده خام (raw data) نام دارند. واژه داده اسکن (scan data) و داده خام به طور قابل تبدیل برای اشاره به داده مستقر در رایانه و درانتظار برای تشکیل تصویر بکار می‌رود. فرایند استفاده از داده خام جهت ایجاد یک تصویر را بازسازی تصویر (image reconstruction) می‌نامند. بازسازی که به طور خودکار در طی اسکن صورت می‌گیرد اغلب به عنوان بازسازی آینده‌نگر (Prospective reconstruction) گفته می‌شود همان داده خام ممکن است بعدها برای ساختن تصویری جدید مورد استفاده قرارگیرد. این فرایند بازسازی گذشته‌نگر (retrospective) نامیده می‌شود. چون داده خام تمام اندازه‌های بدست آمده از ردیف آشکارسازها را شامل می‌شود از یک سری داده، تصاویر مختلفی را می‌توان ساخت. از آنجایی که داده خام نیازمند مقادیر زیادی از فضای دیسک سخت است، سیستم‌های CT فضا‌های محدود دیسکی را برای ذخیره داده خام ارائه می‌دهند.

داده تصویری (Data Image)

برای تشکیل یک تصویر، رایانه برای هر پیکسل یک ارزش یا عدد هانسفیلد تعیین می‌کند. این مقدار یا عدد دانسیته، معدل کلیه اندازه‌گیری‌های مربوط به آن پیکسل است. پیکسل دو بعدی برشی سه بعدی از بافت بیمار را



شکل ۲-۶: الف) داده خام موجود در میدان منظر دید جمع‌آوری می‌شوند. ب) داده‌های تصویری به اطلاعاتی که روی مونیتور نمایش داده می‌شوند محدود می‌گردد.

انتخاب میدان منظر دید اسکن تعداد آشکارسازهایی را که داده را جمع‌آوری می‌کنند تعیین می‌نماید. گزیده‌های میدان منظر بین اسکنرهای مختلف متفاوت است. گزیده‌های نمونه عبارتند از: کوچک (۲۵ سانتیمتر) که برای سر، متوسط (۳۵ سانتیمتر) که اغلب برای سینه و بزرگ (۴۵ سانتیمتر) که برای شکم استفاده می‌شود.

علاوه بر انتخاب اندازه میدان دید، سیستم‌های CT با عوامل دیگری نیز سروکار دارند. این عوامل شامل بردارهای واسنجش و انواع پردازش تصویری (سر یا بدن) هستند. درک این نقطه که کدامیک از عوامل با کدام میدان منظر دید اسکن در ارتباطند حائز اهمیت می‌باشد. برای مثال اگر دو میدان دید کوچک در یک اسکنر در دسترس باشند که هر دو اندازه ۲۵ سانتیمتر را ارائه می‌کنند، چه تفاوتی با هم دارند؟ معمولاً تفاوت با پردازش تصویری

مربوطه ارتباط پیدا می‌کند که مبادرت به جبران اندازه یک قسمت از بدن می‌نماید (رک، فصل سوم). گزیده‌های ویژه هر کارخانه در کتاب راهنمای تولید آن شرح داده می‌شود. هر چیزی که خارج از میدان دید واقع شده باشد در تصویرسازی شرکت نمی‌کند زیرا هیچ داده‌ای خارج از این دایره جمع‌آوری نمی‌شود^{۱۰}. برای ساختن تصویری با بهترین کیفیت، تکنولوژیست باید میدان منظر دید اسکن را طوری انتخاب کند که از نزدیکترین ناحیه بدن بیمار می‌آید. این نکته مهم است که هیچ بخشی از بدن بیمار در

۱۰- سیستم‌های انگشت‌شماری داده‌های خارج از میدان دید را جمع‌آوری می‌کنند ولی واسنجش را تنها برای اندازه میدان اسکن انتخاب شده اعمال می‌کنند. در این سیستم‌ها ساختار نرسیمی واقع در بلافاصله خارج از میدان منظر دید اسکن آرتیفکتهای چشمگیری را موجب نخواهند شد.

به عنوان مثال اگر بیننده‌ای از داخل عدسی دوربین به یک شبکه نگاه کند و بخواهد کل شبکه را مشاهده کند، عدسی دوربین را مطابق با نقطه مورد نظر تنظیم می‌کند. ولی هرگاه بخواهد قسمت خاصی از شبکه را واضح‌تر ببیند زوم عدسی را جهت بزرگ کردن آن قسمت تنظیم می‌نماید حتی اگر سایر قسمت‌های شبکه چندان قابل مشاهده نشوند. در تصویر بزرگ شده‌ای که از طریق عدسی دوربین دیده می‌شود هر مربع شبکه بزرگتر شده ولی انحراف تصویری شبکه پیش نمی‌آید (شکل ۲-۷ را ببینید). فهم اینکه تغییر میدان دید نمایش، تصویر نهایی را مغشوش نمی‌کند حائز اهمیت است. بزرگنمایی تصویر بعد از پردازش که موجب انحراف می‌شود در فصل ۵ مورد بحث قرار گرفته است. مثال عدسی‌های دوربین می‌تواند به صورت یک معادله نیز بیان شود. بطور خلاصه، بازسازی هدف (به عبارت دیگر تنظیم اندازه میدان دید) به تکنولوژیست اجازه می‌دهد قدرت تفکیک اسکنر را با اندازه پیکسل تطبیق دهد. بزرگنمایی فقط تصویر را بزرگتر می‌کند.

اکثر اسکنرها اندازه‌هایی را برای نمایش میدان منظر دید دارند. اندازه‌ای که تکنولوژیست انتخاب می‌کند به پویشی که قرار است انجام شود و اندازه بیمار بستگی دارد.

جمع‌بندی فصل

تصاویر CT به وسیله دسته پرتوهای ایکس که به بدن بیمار نفوذ کرده و با درجات متغیری به آشکارساز برخورد می‌کنند، ساخته می‌شوند. موقعیت لامپ اشعه ایکس نسبت به آشکارسازها، نسل اسکنر را تعیین می‌کند.

فرایند CT به سه بخش تقسیم می‌شود: دریافت داده، بازسازی تصویر و نمایش تصویر.

جهت دریافت داده یک مولد، گنتری و تخت لازم هستند. مولد متبع انرژی گنتری را تأمین می‌کند لامپ اشعه ایکس، سیستم دریافت داده محدود کننده‌ها و آشکارسازها در داخل گنتری قرار دارند.

خارج از میدان منظر دید اسکن قرار گیرد. قسمت‌هایی از بدن بیمار که خارج از میدان منظر دید واقع می‌شوند ممکن است خطاهایی را در تصویر ایجاد کنند که آرتیفکتهای خارج از میدان (out - of - field artifacts) گفته می‌شوند. این آرتیفکتهای خطوط، سایه‌ها و اعداد هانسفیلد نادرست را بوجود می‌آورند.

داده‌ها از هر چیز واقع در داخل گنتری جمع‌آوری نمی‌شوند. برای مثال، اگر دهانه گنتری ۷۰ سانتیمتر بوده و آلی بزرگترین میدان دید اسکن قابل استفاده ۴۸ سانتیمتر باشد، حلقه‌ای وجود خواهد داشت که داده‌ها نمی‌توانند از آن حلقه جمع‌آوری شوند.

نمایش میدان منظر دید

انتخاب میدان منظر دید نمایش (Display field of view) (zoom یا target نیز گفته می‌شود) تعیین می‌کند که چه مقدار داده خام جهت ایجاد یک تصویر مورد استفاده قرار می‌گیرند. به طور مثال اگر فقرات کمری به طور صحیح با یک میدان دید بزرگ جهت در برگرفتن کل بدن اسکن شود ولی تکنولوژیست هدفگیری تصویر را طوری انتخاب کند که مهره‌های بیشترین قسمت صفحه را اشغال کنند، باقی قسمت‌های شکم بیمار روی تصویر مشاهده نخواهد شد. قسمتی که نمایان می‌شود میدان منظر دید نمایش است. با افزایش نمایش میدان منظر دید اندازه هر پیکسل تصویر بیشتر می‌شود. به علت اینکه اطلاعات بیشتری در هر پیکسل انباشته می‌شود، از دست دادن قدرت تفکیک می‌تواند حاصل گردد.

نمایش میدان منظر دید و ماتریکس، اندازه پیکسل را تعیین می‌کنند. با تقسیم کردن میدان منظر دید بر اندازه ماتریکس، اندازه پیکسل را می‌توان تعیین کرد.

اندازه ماتریکس $\times$ اندازه پیکسل = میدان منظر دید

میدان منظر دید = اندازه پیکسل



شکل ۷-۲: انتخاب نمایش میدان منظر دید مقدار داده خام بکاررفته برای تصویرسازی را تعیین می‌کند. نمایش میدان مشابه کانون متغیر در دوربین عمل می‌کند و برای نشان دادن کل منطقه یا نمایش ناحیه خاص مورد نظر با جزئیات بیشتر استفاده می‌شود.

اسکن CT به وجود این محدودسازی ظریف مربوط می‌شود.

اشکارسازها به طور کلی دو نوع هستند: اشکارساز با گاز گزنون فشرده شده و اشکارساز کریستالهای حالت جامد، موقعی که کریستال حالت جامد توسط دسته پرتوایکس تحریک می‌شود نور منتشر می‌کند، بدین علت این کریستالها را اغلب جرقه زن می‌نامند. هر دو نوع اشکارساز مزایا و معایبی دارند.

داده خام شامل تمام مقادیر اندازه‌گیری شده‌ای است که از آرایه اشکارساز بدست می‌آید. برخی از این داده‌های خام در ایجاد داده تصویری مورد استفاده قرار می‌گیرند.

پس از اینکه داده‌های خام معدل‌گیری شدند و به هر پیکسل یک عدد هانسفیلد تعیین شد، تصویر می‌تواند بازسازی شود. داده‌هایی که این تصویر را تشکیل می‌دهند، بنام داده تصویری گفته می‌شوند.

به علت تعداد پرتودهیهای معمول یک اسکنر CT و بازدهی بالای انرژی پرتوایکس در آن اسکنرها، لامپ‌های اشعه ایکس باید طوری طراحی شوند که مقادیر عظیم گرما را تحمل کنند. میزان گرمایی که لامپ قادر است تحمل کند و میزان پخش گرما عامل‌های کلیدی در تعیین قیمت اسکنرهای خاص هستند.

ارتیفتهای سخت شدن پرتو به علت یکنواخت نبودن انرژی پرتوهای ایکس بوجود می‌آیند این ارتیفتها مقادیر هانسفیلد تصویر را تغییر می‌دهند، صافی‌ها در بیشتر سیستم‌ها جهت کم کردن میزان دسته پرتوهای ایکس کم انرژی که به بیمار می‌رسند، تعبیه می‌شوند.

محدودکننده‌های منبع همانند دریچه‌های کوچکی عمل می‌کنند که تنها به باریکه‌های ظریفی از دسته پرتوایکس اجازه خروج می‌دهند. محدودکننده‌ها می‌توانند توسط تکنولوژیست تنظیم شوند. پرتو پراکنده کم در

CT را بیان کنید.

۹- آرتیفکت را تعریف کنید.

۱۰- چه چیزی باعث آرتیفکت‌های سخت‌شدن پرتو می‌شود؟

۱۱- صاف کردن چگونه موجب بهبود تصویر CT می‌شود؟

۱۲- قدرت تفکیک کنتراست را تعریف کنید.

۱۳- پس تابی تأخیری چیست؟ کدام نوع آشکارساز متاثر از آن است؟

۱۴- کدام نوع آشکارساز کارایی بیشتری در قابلیت گرفتن فوتونهای عبور کرده و تبدیل آنها به علایم الکتریکی دارد؟

۱۵- چرا برای تمام پرسنل CT تنظیم نشانه‌های تشریحی به روش مشابه اهمیت دارد؟

۱۶- پس نمایش چیست؟

۱۷- تفاوت بین داده خام و داده تصویری چیست؟

۱۸- چرا دیسک سخت سیستم CT فایل‌های داده تصویری بیشتری را نسبت به داده خام، بیشتری نگه می‌دارد؟

۱۹- چه چیزی علاوه بر اندازه، باید در انتخاب میدان منظر دید اسکن دخیل باشد؟

۲۰- چگونه می‌توان از آرتیفکت‌های خارج از میدان اجتناب کرد؟

داده‌های خام مقدار زیادی از فضای دیسک را اشغال می‌کنند. به همین دلیل فضای داده خام محدود است.

میدان منظر دید اسکن به دایره انتخاب شده در مرکز گنتری گفته می‌شود. داده‌های خام هر شیء که در این دایره قرار می‌گیرد جمع‌آوری و واسنجی می‌شوند. کل دایره اسکن یا بخشی از دایره را جهت نمایش بر روی نمایشگر می‌توان انتخاب کرد. اندازه دایره‌ای که نمایش داده می‌شود، میدان منظر دید نمایش نام دارد.

اندازه پیکسل با تقسیم کردن میدان منظر دید بر اندازه ماتریکس تعیین می‌شود.

سوالات مروری

۱- تراز میلی‌آمپر چیست؟

۲- ظرفیت گرمایی و پخش گرمایی را تعریف کنید.

۳- چرا کریستالهای جامد گاهی اوقات بنام جرقه زن نام برده می‌شود؟

۴- کار سیستم دریافت داده چیست؟

۵- به کدام قسمت سیستم CT اغلب مغز اسکنر گفته می‌شود؟

۶- برای هر پیکسل در ماتریکس تصویری، چه تعداد عدد هانسفیلد وجود دارد؟

۷- سه بخش فرایند CT کدام هستند؟

۸- اختلاف اساسی بین نسل سوم و چهارم سیستمهای

در این بخش، به بررسی مفاهیم و روش‌های برش‌نگاری رایانه‌ای می‌پردازیم. برش‌نگاری، فرآیندی است که در آن، یک شیء سه‌بعدی را بر اساس یک صفحه برش، به دو بخش مجزا تقسیم می‌کنیم. این فرآیند در گرافیک رایانه‌ای برای ایجاد تصاویر سه‌بعدی از اشیاء مختلف استفاده می‌شود.

یکی از روش‌های رایج برای برش‌نگاری، استفاده از الگوریتم برش‌خطی (Line Clipping) است. در این روش، ابتدا یک شیء سه‌بعدی را به خطوط و سطوح دو بعدی تبدیل می‌کنیم. سپس، این خطوط و سطوح را با یک صفحه برش مشخص، تقاطع می‌دهیم. نقاط تقاطع را پیدا می‌کنیم و خطوطی که از صفحه برش عبور می‌کنند را حذف می‌کنیم. در نهایت، خطوط باقی‌مانده را به یک شیء دو بعدی تبدیل می‌کنیم.

روش دیگر، استفاده از الگوریتم برش‌سطحی (Surface Clipping) است. در این روش، یک شیء سه‌بعدی را به یک سری از سطوح دو بعدی تقسیم می‌کنیم. سپس، این سطوح را با یک صفحه برش مشخص، تقاطع می‌دهیم. نقاط تقاطع را پیدا می‌کنیم و سطوحی که از صفحه برش عبور می‌کنند را حذف می‌کنیم. در نهایت، سطوح باقی‌مانده را به یک شیء دو بعدی تبدیل می‌کنیم.

برش‌نگاری در گرافیک رایانه‌ای، نقش مهمی در ایجاد تصاویر سه‌بعدی از اشیاء مختلف دارد. با استفاده از این روش‌ها، می‌توانیم اشیاء سه‌بعدی را به دو بخش مجزا تقسیم کنیم و این بخش‌ها را به یک شیء دو بعدی تبدیل کنیم. این فرآیند، یکی از پایه‌های اصلی گرافیک رایانه‌ای است.



عوامل مؤثر بر کیفیت تصویر

با جریان آب از یک شیلنگ می‌باشد. شدت یا نیرویی که با آن آب از میان شیلنگ جریان می‌یابد مشابه تراز کیلوولت اوج است. مقدار آبی که از شیلنگ جریان می‌یابد مشابه تراز میلی‌آمپر بوده و طول زمانی که آب در شیلنگ جریان دارد مشابه با زمان اسکن است. اندازه کمی دسته پرتو ایکس حاصل ضرب میزان میلی‌آمپر و زمان اسکن است که بنام میلی‌آمپر - ثانیه (mAs) شناخته می‌شود.

تنظیم میلی‌آمپر - ثانیه

در داخل لامپ اشعه ایکس فیلامانها (کاتد و آنود) قرار گرفته‌اند. این عناصر الکترونیایی که دسته پرتو ایکس را تولید می‌کنند، فراهم می‌سازند. سیستم، فیلامان را آنقدر گرم می‌کند که الکترونها شروع به "تبخیر شدن" و کنده شدن از فیلامان نمایند. این جریان برحسب میلی‌آمپر اندازه‌گیری می‌شوند، افزایش میلی‌آمپر تعداد الکترونهایی را که سبب ایجاد دسته پرتوهای ایکس می‌شود، افزایش می‌دهد. استفاده از یک فیلامان کوچک اندازه نقطه کانونی را کوچک کرده و قدرت تفکیک فضایی را بهبود می‌بخشد. قدرت تفکیک فضایی (Spatial resolution) بصورت

پارامترهای اسکن

عوامل زیادی بر کیفیت تصویر ایجاد شده اثر می‌گذارند. برخی از این متغیرها را می‌توان توسط اوپراتور تنظیم کرد، در حالیکه سایر موارد (نظیر اندازه بدن بیمار) را نمی‌توان تنظیم کرد.

بین عواملی که اوپراتور می‌تواند کنترل کند عبارتند از: تراز میلی‌آمپر (mA)، زمان اسکن، ضخامت برش، میدان منظر دید و الگوریتم اسکن. در برخی از سیستم‌ها، اوپراتور می‌تواند کیلو ولت - اوج (Kilovolt-Peak) یا (kVp) را تنظیم نماید، اگرچه در بسیاری از سیستم‌ها kVp در ۱۲۰ kVp ثابت می‌باشد. این عوامل بصورت گروهی معمولاً تحت عنوان پارامترهای اسکن اطلاق می‌شوند.

همانند پرتونگاری استاندارد، کل میزان پرتو دهی دسته پرتو ایکس در CT به ترکیبی از میزان میلی‌آمپر، زمان اسکن و میزان کیلو ولت اوج وابسته است. تراز میلی‌آمپر و زمان اسکن با همدیگر کمیت انرژی پرتوایکس را تعریف می‌کنند، در حالیکه میزان کیلو ولت اوج کیفیت یا متوسط انرژی دسته پرتو را معین می‌کند. این عوامل مشابه

قابلیت نمایش اشیاء کوچک و تمایز بین اشیاء نزدیک بهم تعریف می‌شود. متأسفانه فیلامانهای کوچک قادر به تحمل میلی آمپر بالا نیستند، بنابراین سیستم‌هایی با میزان میلی آمپرهای بالا معمولاً دو فیلامان جداگانه دارند. فیلامان کوچک برای میلی آمپرهای پایین (معمولاً کمتر از ۲۰۰) و فیلامان بزرگ برای میلی آمپرهای بالاتر بکار می‌رود. در حقیقت کاهش قدرت تفکیک فیلامان بزرگتر جزئی بوده و مشاهده آن در یک تصویر استاندارد CT معمولاً غیر ممکن است.

میزانهای نادرست میلی آمپر - ثانیه بر تصاویر CT تأثیری متفاوت از پرتونگاری معمولی می‌گذارند. این تفاوت اثر حاصل گستره وسیع دینامیک آشکارسازها (بالغ بر ۱۰۰۰۰ به ۱) در مقایسه با پرتونگاری مرکب از فیلم / اسکرین (تقریباً ۱۰۰ به ۱) می‌باشد.

اگر میلی آمپر - ثانیه خیلی پایینی مورد استفاده قرار گیرد تصویر خیلی روشنی نظیر آنچه در پرتونگاری قفسه سینه پیش می‌آید، نمایان نمی‌شود. در عوض تصویر CT با شرایط تابش کم به علت تعداد ناکافی فوتونهای پرتو ایکس رسیده به آشکارسازها ظاهری دانه دار دارد. یک تصویر CT با شرایط تابشی زیاد، چندان نامطلوب نمی‌شود، اگرچه احتمال ایجاد آرتیفکتهای رگه‌ای وجود دارد. مسأله عمده در استفاده از میزان میلی آمپر ثانیه بیشتر بجای مقدار ایده‌آل بخاطر پرتوگیری غیرضروری بیمار می‌باشد.

یک مثال رابطه بین میزان میلی آمپر و زمان اسکن را روشن خواهد کرد. اگر برای مطالعه خاصی از شکم ۳۳۰ میلی آمپر ثانیه لازم باشد، این عدد می‌تواند از یک عده ترکیبات برمیزانهای میلی آمپر و زمانهای اسکن موجود در سیستم بدست آید. بوی مثال انتخاب ۸۰ میلی آمپر و زمان اسکن ۴ ثانیه‌ای همان مقدار انرژی پرتو ایکس شرایط ۱۶۰ میلی آمپر و زمان اسکن ۲ ثانیه‌ای را تولید می‌کند.

اسکنرها برحسب میزانهای میلی آمپرشان تفاوت می‌کنند. مثال قبلی نشان داد که چگونه میزانهای میلی

آمپر بالاتر امکان استفاده از زمانهای اسکن کوتاهتر را فراهم می‌کنند. این کار به منظور اجتناب از کاهش کیفیت تصویری حاصل از حرکت بیمار اساسی است. حتی در مورد بیماری که با بیحرکت ماندن و نگه داشتن تنفس همکاری می‌کند، تحرک غیر ارادی نظیر حرکت قلب و پرستالتیس میتواند به عنوان عاملی محسوب شود. زمانهای اسکن کوتاهتر، آرتیفکتهای ناشی از حرکت را کاهش می‌دهند اما آنرا بطور کامل حذف نمی‌کنند. بنابراین اگر بتوان تراز کلی میلی آمپر ثانیه را حفظ کرد، عموماً استفاده از کوتاهترین زمان اسکن موجود ارجحیت خواهد داشت.

با اینحال استثنائایی بر این قاعده وجود دارند. سرعت‌های اسکن پائینتر موقع نمایش دامنه کلی حرکات بدنی برای استفاده در طراحی درمان پرتوی مطلوب هستند. علاوه بر این عامل، در بسیاری از سیستمها با افزایش mA نقطه کانونی بزرگتر بکار می‌افتد بطور فرضی، نقطه کانونی بزرگتر می‌تواند قدرت تفکیک فضایی را کاهش دهد، در واقع این اثر حداقل می‌شود.

با افزایش میزان میلی آمپر ثانیه مقدار گرمای تولید شده در داخل لامپ اشعه ایکس افزایش می‌یابد. این گرما در کلیه اسکنرها عامل محدوده کننده‌ای محسوب می‌شود. در بسیاری از سیستمها رابطه مستقیمی بین تراز میلی آمپر ثانیه و زمان تأخیر بین اسکن وجود دارد هرچه میزان میلی آمپر ثانیه بالاتر رود، زمان بین اسکنها بیشتر می‌شود تا لامپ به حد کافی سرد شده و امکان اسکن بعدی فراهم شود. در اسکنرهای جدیدتر نوع روی خطی (Top-of-the-Line scanners) این زمان تأخیر به حداقل رسیده است. در واقع قابلیت‌های حداکثر میلی آمپر ثانیه، زمانهای تأخیری حداقل بین اسکن و میزانهای زمانی پخش گرمایی مربوطه عوامل هستند که اسکنرها را از لحاظ گستره‌های مختلف قیمت متمایز می‌سازند.

در انتخاب تراز میلی آمپر - ثانیه تعدادی از عوامل مؤثر هستند. این عوامل اساساً همانند عوامل پرتونگاری متعارف هستند. به ویژه، هرچه ناحیه مورد آزمون ضخیم‌تر

بیشتر از یک نیم‌دایره است، اینگونه اسکن‌ها اغلب بعنوان نیم اسکن‌ها (half-Scans) معروف هستند. جهت بازسازی تصویری اسکنهای قطاعی تنهائی می از داده‌ها در دسترس می باشند؛ بنابراین نسبت به اسکن‌های ۳۶۰ درجه‌ای استاندارد نامرغوبتر هستند. با این وجود در مطالعاتی که به زمانهای اسکن کوتاهتری نیاز دارند مانند مطالعات کودکان، این اسکن‌ها کارکرد محدودی دارند.

یک روش دیگر حرکت قوسی لامپ، اسکن ۴۰۰ درجه‌ای معروف به اسکن مازاد (Over scan) می باشد. اسکن مازاد تقریباً اندازه پهنای میدان منظر دید بر اسکن کامل می افزاید. این نوع اسکن‌ها بطور متداولتر در طرح‌های اسکنرهای نسل چهارم مورد استفاده قرار می گیرند. در یک طرح آشکارساز معمول، مناظر دید بطور همزمان ضبط نمی شوند، بلکه تقریباً در یک پنجم زمان اسکن برداشته می شوند. به علت اینکه این زمانبندی عدم ثبات داده‌های مناظر دید را افزایش می دهد، حرکت بیشتر مسأله ساز است. این عیب را می توان با استفاده از اسکن‌های مازاد به حداقل رسانید. اسکن‌های مازاد با رویهم انداختن برخی از داده‌های حاصل از موقعیت‌های ابتدایی و انتهایی لامپ اشعه ایکس، آرتیفکت‌های حرکتی را کاهش می دهند.

اسکنرهای با حرکت لغزشی - حلقوی (Slip-Ring Scanners)

وسیله لغزشی - حلقوی (Slip-Ring Device)

پیشرفتهای اخیر در طرح اسکنر امکان کاهش زمان اسکن و زمان بین اسکن‌ها را فراهم کرده است. یکی از این پیشرفتهای که بیشترین توجه را بخود جلب کرده است گنتری CT نوع لغزشی - حلقوی می باشد. در این نوع سیستم CT، گنتری بطور پیوسته در یک جهت می چرخد. در عوض، سیستم متعارف در یک جهت چرخش ۳۶۰ درجه‌ای انجام داده و در نهایت کاملاً متوقف می شود. سپس ۳۶۰ درجه در جهت مخالف می چرخد. لامپ اشعه ایکس لغزشی -

و چگالتر باشد، جهت ایجاد تصویری مناسب میلی امپر ثانیه‌های بالاتری مورد نیاز می باشد. برای مثال یک مطالعه CT از ریه‌ها به میلی امپر ثانیه کمتری نسبت به مطالعه شکم نیاز خواهد داشت زیرا قسمت عمده سینه شامل ریه‌هاست که دارای هوا بوده و کم چگالتر از اعضا شکمی هستند.

تعیین میلی امپر ثانیه مطلوب اغلب با تجربه و خطا صورت می گیرد. تولید کنندگان اغلب برای مقادیر میلی امپر لازم آزمونه‌های مختلف پیشنهاداتی عمومی ارائه می کنند. تفاوت ۲۰ درصدی مقدار میلی امپر - ثانیه می تواند بدون بروز هرگونه تغییر قابل مشاهده بر روی تصویر وجود داشته باشد. برای مثال اگر میزان پیشنهادی برای مطالعه خاصی ۴۰۰ mAs باشد و اسکنر میزانهای ۸۰، ۱۰۰ و ۱۲۰ میلی امپری با زمانهای انتخابی اسکن ۳ یا ۵ ثانیه‌ای داشته باشد از ۸۰ میلی امپر و ۵ ثانیه (۴۰۰ میلی امپر ثانیه) یا ۱۲۰ میلی امپر و ۳ ثانیه (۳۶۰ میلی امپر ثانیه) می توان استفاده کرد. میزان ۱۲۰ میلی امپر احتمالاً باعث کاهش حرکت در زمان اسکن کوتاهتر انتخاب اول خواهد بود.

هندسه اسکن (Scan Geometry)

عامل مهم دیگر قوس لامپ اشعه ایکس می باشد. بطور تجاری، یک اسکن CT با چرخش ۳۶۰ درجه‌ای لامپ اشعه ایکس در نظر گرفته است. در این مورد، دو نمونه از یکجا از دو زاویه مجزای ۱۸۰ درجه‌ای برداشته می شوند. این نمونه‌ها در تصویر بازسازی شده اطلاعات مشابهی دارند، با معدل گیری از اطلاعات بدست آمده از دو منظر دید متشابه، تصویر معمولاً بهبود می یابد.

با اینکه چرخش ۳۶۰ درجه‌ای لامپ اشعه ایکس در هر اسکن معمولترین انتخاب است ولی آن تنها انتخاب نمی باشد. این امکان وجود دارد که یک اسکن قطاعی را با انجام اسکن ۱۸۰ درجه‌ای به علاوه درجه‌ای قوسی با زاویه پادبزی شکل بدست آورد. با اینکه این اسکن گاهی کمی

حلقوی همچنین به‌عنوان گنتری با چرخش پیوسته (continuous rotation gantry) معروف می‌باشد. زیرا نیاز به توقف و شروع پیوسته ندارد و می‌تواند سرعت چرخش خیلی بالاتری در داخل گنتری برسد. در نتیجه، این سرعت چرخش بالاتر باعث کاهش زمان اسکن می‌شود. برای حفظ همان کیفیت تصویری باید با کاهش زمان اسکن، میزان میلی آمپر افزایش یابد.

جهت تحقق بیشترین مزایای طرح لغزشی - حلقوی، سایر تغییرات سخت افزاری ضروری می‌باشند. توسعه تخت‌های متحرک با حرکت سریع‌تر و نرم‌تر در کاهش زمان بین اسکن‌های آگزیال اساسی بوده است. بهبود امکانات تخت در ظهور اسکن با جمع‌آوری پیوسته (معروف به اسکن پروانه‌ای یا مارپیچی) حیاتی بود (ر.ک. فصل ۳). مکانیسم‌های پیشرفته سرمایه‌های لامپ اشعه ایکس و برنامه نرم افزاری تنظیم حرکت همراه با فن آوری لغزشی - حلقوی عرضه شدند. فن آوریهای جدید همواره در قیمت تجلی پیدا می‌کنند. در حالیکه گونه‌هایی از اسکنرهای لغزشی - حلقوی با محدوده‌ای از قیمت‌ها در بازار موجودند ولی در کل خیلی گرانتر از سیستم‌های متعارف تمام می‌شوند.

میزان کیلو ولت اوج

(Kilovolt-Peak Setting)

در بسیاری از سیستم‌ها میزان کیلو ولت اوج معمولاً در ۱۲۰ kVp ثابت است. برخی از سیستم‌ها میزانهای قابل تغییری دارند. افزایش مقدار کیلو ولت اوج بر شدت دسته پرتو ایکس افزوده و قابلیت دسته پرتو در نفوذ به ناحیه ضخیم (ناحیه تشریحی چگال) را افزایش می‌دهد. در این حالت ممکن است آرتیفکت‌های سخت شدن پرتو با افزایش متوسط انرژی فوتون کاهش یابد. اگر میزانهای کیلو ولت اوج بیشتری در دسترس باشند، معمولاً برای استفاده در حفره خلقی و فقرات کمری توصیه می‌شوند.

ضخامت برش (Slice Thickness)

ضخامت برش در CT حائز اهمیت است. بطور کلی برشهای نازکتر تصاویر تیزتری ایجاد می‌کنند زیرا سیستم (جهت ایجاد یک تصویر) باید ضخامت اسکن (حجم) را به دو بعد (تصویر مسطح) صاف کند. هرچه برش ضخیم‌تر باشد، صاف کردن بیشتری لازم می‌شود. سیستم با برداشتن متوسط مکعبی از بافت (وکسل) برش را صاف می‌کند بطوریکه آن می‌تواند بصورت یک مربع (پیکسل) به نمایش درآید. سیستم بجای مقدار پیکسل (عدد هانسفیلد) کاملاً دقیق، حد متوسطی را ارائه می‌دهد. هرچه ضخامت برش بیشتر شود بی‌دقتی‌ها به ویژه در بافت ناهمگون شاخص‌تر می‌شود. این اثر بنام میانگین‌گیری حجمی (Volume averaging) یا اثر حجم جانبی (Partial Volume effect) نامیده می‌شود.

اگرچه منافع استفاده از برشهای نازک در کاستن از میزان میانگین‌گیری حجمی قابل توجه هستند ولی اشکالات مهمی نیز دارند. یکی از معایب آن است که با کاهش ضخامت برش، مقدار تشعشع رسیده به بیمار افزایش می‌یابد. برشهای نازکتر نیاز به برداشت برشهای بیشتر جهت پوشش دادن به همان ناحیه را مطرح ساخته و نتایج آن طولانی‌تر شدن زمان آزمون، گرم‌شدگی بیشتر لامپ اشعه ایکس، مصرف بیشتر فیلم و افزایش هزینه‌های مربوطه می‌باشد. هنگامی که ناحیه مورد آزمون کوچک باشد از برشهای نازک استفاده می‌شود. برای مثال مطالعات مجاری شنوایی داخلی معمولاً با نازکترین برش در دسترس (۱-۲ میلی متر) انجام می‌گیرد.

دسته پرتو باریکتر تعداد فوتون آشکار شده کمتری تولید می‌کند. بنابراین مقدار میلی آمپر ثانیه باید با کاهش ضخامت برش افزایش یابد. اگر برای جبران برش نازکتر مقدار میلی آمپر ثانیه موازنه نشود، تصاویر حاصل ظاهری دانه دانه یا نوفه‌دار خواهند داشت.

اسکنرها برحسب ضخامت برشی که می‌توانند بردارند

متعددی را ارائه می‌دهند که جهت بازسازی تصاویر مطلوب طراحی شده‌اند.

با انتخاب یک الگوریتم معین، اوپراتور نحوه صاف شدن داده‌ها را در فرایند بازسازی انتخاب می‌کند. فرایند صاف کردن داده اغلب پیچشی (Convolution) نامیده می‌شود. هر الگوریتم از فرمول ریاضی متفاوتی جهت پردازش داده استفاده می‌کند. این فرمول جنبه‌های مشخصی از تصویر CT را تقویت می‌کند. برای مثال اگر اوپراتور یک الگوریتم استخوانی را انتخاب کند لبه‌های ساختارهای تشریحی تقویت شده و تصویری با کنتراست بالا تر تولید می‌شود. با استفاده از این صافی، تصویر حاصله ممکن است تغییر شکل استخوانی را بهتر نمایان سازد. در جایی که صافی کنتراست بالا اثری توفه‌دار می‌دهد، این مزیت به بهای کاهش قابلیت مشاهده ساختارهای بافت نرمی ایجاد می‌شود. به این دلیل برخی مطالعات به بازسازی داده‌ها با دو الگوریتم متفاوت نیاز دارند. یکی از این الگوریتم‌ها قابلیت آشکارسازی ناحیه کنتراست - پایین را در بافت نرم بهبود می‌بخشد، الگوریتم دوم تفکیک فضایی بالایی مطلوبی را که برای استخوان ترجیح دارد، فراهم می‌کند. عموماً الگوریتم‌های کنتراست بالا (که نوع استخوانی، لبه‌ای، یا جزئیات بالا یا تیز نامیده می‌شود) جهت مشاهده ساختارهایی با کنتراست شینی ذاتی بالایی نظیر استخوانهای گیجگاهی یا بافت ریه مورد استفاده قرار می‌گیرند. الگوریتم‌های "نرم" معمولاً برای آزمون نواحی با کنتراست پایین نظیر مغز و شکم ارجح می‌باشند.

بهترین روش تعیین الگوریتم مناسب برای هر مطالعه اختصاصی با آزمایش مشخص می‌شود. با استفاده از داده‌های خام ذخیره شده، داده‌های مشابهی را می‌توان بصورت گذشته‌نگر به چندین تصویر با الگوریتم متفاوت بازسازی نمود. در مقایسه کنار هم خیلی آسانتر است که تعیین نمود کدام الگوریتم برای کاربری خاصی بهترین است.

تا حدی تفاوت می‌کنند. برش نازک به ضخامت بین ۱-۲ میلی متر بوده و یک برش ضخیم عموماً ضخامت ۸-۱۰ میلی متری دارد. امکان برداشت ضخامت‌های متوسط نیز وجود دارد.

میدان منظر دید (Field of View)

انتخاب صحیح میدان منظر دید اسکن، در کاهش آرتیفکت‌های خارج میدان حائز اهمیت می‌باشد (ار که فصل ۲). انتخاب نامناسب منظر دید اسکن را تنها می‌توان با اسکن مجدد از بدن بیمار تصحیح کرد.

انتخاب میدان نمایش مطلوب قابلیت آشکارسازی ناهنجاریها را بالا می‌برد. استفاده از میدان نمایش خیلی بزرگ باعث می‌شود تصویر بصورت غیر ضروری کوچک ظاهر شود. علاوه بر مشکل ذاتی در مشاهده تصاویر کوچکتر، اطلاعات بیشتری در هر پیکسل فراهم می‌شود. بدین علت یک ضایعه کوچک ممکن است در محدوده آشکارسازی از نظر دور بماند. بعبارت دیگر میدان نمایش خیلی کوچک ممکن است ساختار تشریحی لازم بدن بیمار را نادیده بگیرد.

اسکنرها طوری طراحی می‌شوند که داده‌های خام بیشتری را ذخیره کنند. این قابلیت، امکان تصحیح اندازه میدان نمایش نامناسب را با بازسازی گذشته نگراطلاعات به اوپراتور می‌دهد. مشاهده و ارزیابی تصاویر بلافاصله بعد از جمع‌آوری اطلاعات مهم است زیرا داده‌های خام معمولاً مدت زمان طولانی در دسترس نیستند.

الگوریتم (Algorithm)

این واژه بسته به کارخانه تولید کننده، می‌تواند الگوریتم صافی پیچشی، صافی CR، عدد FC یا به زبان ساده صافی نامیده شود. الگوریتم عبارتست از روشی برای حل نوع مشخصی از مسأله. در CT مسأله ایجاد دوباره تصویری است که بطور دقیق شیء اسکن شده را نشان دهد. اسکنرهای کنونی بسته به نوع بافت انتخابهای الگوریتم

آرتیفکت‌ها

(Artifacts)

هر شیء مشاهده شده روی تصویر که در شیء اسکن شده وجود نداشته باشد، بعنوان آرتیفکت (Artifact) در نظر گرفته می‌شود. عده‌ای از منابع باعث بروز آرتیفکت می‌شوند. تشخیص علل احتمالی بروز آرتیفکت‌ها می‌تواند به صرفه‌جویی مقدار چشمگیری از زمان و هزینه منجر

شود. جدول ۱-۳ شایعترین آرتیفکت‌ها را همراه با عوامل اختصاصی ایجادکننده آنها و اقداماتی را که می‌توان جهت برطرف نمودن آنها اجرا نمود، ارائه می‌دهد. بطور ایده‌آل، شناسایی بهتر آرتیفکت‌ها می‌تواند اجازه دهد که آنها بدون درخواست سرویس کار تصحیح شوند، یا اگر شدت آرتیفکت نیاز به یک مهندس سرویس کار داشته باشد می‌توان به سرعت با وی تماس گرفت.

جدول ۱-۳: آرتیفکت‌های مسأله‌ساز در تصویر CT

تظاهر	عامل احتمالی	مراحل تصحیح
حلقه	مشکل آشکارساز: بعلت اینکه در اسکن‌های نسل سوم لامپ اشعه ایکس و آشکارساز باهم حرکت می‌کنند، این مسأله متداولتر است و بندرت در سیستم‌های نسل چهارم دیده می‌شود.	کالیبراسیون مجدد؛ اگر حلقه‌ها باز هم وجود داشته باشند به سرویس کار اطلاع دهید.
اثر شبح (خطوط ریز روی تصویر)	نمونه‌های کاملاً ناچیز	اگر اسکن جزئی بکار رود، با قوس کامل دوباره اسکن انجام داده و زمان اسکن را افزایش دهید.
اثر شیب لبه (خط مستقیم شعاعی از نواحی کنتراست بالایی نظیر استخوان یا بافت نرم)	زاویه دسته پرتو ایکس بین دو منظر دید مشابه تفاوت کند.	زمان اسکن را افزایش داده، ضخامت برش را کاهش دهید.
آرتیفکت سخت شدن پرتو [رگه‌های پهن، فنجان‌شدن (پیرامون تصویر روشنتر است)، نواحی محو کم دانسیته]	دسته پرتوهای ایکس از انرژی‌های متفاوتی تشکیل شده باشند.	میزان kVp را افزایش، ضخامت برش را کاهش، تراز میلی آمپر را کاهش، میزان صاف کردن را افزایش دهید.
توفه (ظاهری دانه‌دار (که با ترازهای پنجره‌ای باریک، بیشتر جلوه می‌کند))	فوتون‌های رسیده به آشکارساز ناکافی بوده، ممکن است در مقدار میلی آمپر پایین و برون‌ده کم لامپ اشعه ایکس ایجاد شود.	تراز میلی آمپر را افزایش، ضخامت برش را افزایش، به سرویس کار اطلاع دهید.
آرتیفکت‌های خارج میدانی (سایه دار شدن پیرامون تصویر)	بیمار کاملاً در میدان اسکن قرار نگرفته باشد.	اندازه میدان اسکن را افزایش دهید.
آرتیفکت تداخل هوا - کنتراست	تفاوت زیاد در چگالی بین کنتراست و هوا، حرکت بیمار ممکن است عاملی باشد؛ بیشتر در تراز سطح مایع - هوای معدای دیده می‌شود.	در صورت لزوم دوباره بیمار را در وضعیت خوابیده به پهلو اسکن کنید.
خطوط روی تصویر اسکات	آشکارساز معیوب	به سرویس کار اطلاع دهید.

میانگین‌گیری حجمی اهمیت اولیه دارد. ضخامت‌های نازکتر، میانگین‌گیری حجمی را کاهش داده ولی میزان پرتوگیری بیمار را افزایش می‌دهند. به منظور اجتناب از تولید تصویر نوفه‌ای لازم است که مقدار میلی آمپر ثانیه را همراه با کاهش ضخامت برش افزایش داد.

انتخاب مناسب میدان منظر دید اسکن، آرتیفکت‌های خارج میدانی را به حداقل می‌رساند. اندازه نمایش میدان منظر دید بر قابلیت آشکار شدن ضایعه تأثیر می‌گذارد. اندازه‌های نمایش میادین را می‌توان بعد از تکمیل مطالعه به شرط آنکه داده‌های خام هنوز موجود باشند، تنظیم کرد. فرایند ریاضی صاف کردن داده، یک الگوریتم نامیده می‌شود. تغییر دادن الگوریتم می‌تواند برخی جنبه‌های تصویر را تقویت کند. انتخاب صحیح الگوریتم به نوع مطالعه در دست اجرا بستگی دارد.

انواع زیادی آرتیفکت در CT وجود دارد. بیش از یک نوع آرتیفکت ممکن است در یک تصویر خاص نقش ایفاء کنند. کلیه آرتیفکت‌ها کیفیت تصویر را کاهش می‌دهند. داشتن توانایی شناسایی انواع و علل آرتیفکت‌ها مفید می‌باشد. اغلب جهت تصحیح آرتیفکت‌هایی که در اثر اشکالات مکانیکی ایجاد شده باشند به سرویس کار نیاز می‌باشد.

سئوالات مروری

- ۱- چه عواملی به عنوان پارامترهای اسکن تعریف می‌شوند؟
- ۲- چه عواملی کمیت انرژی پرتو ایکس تولید شده را تعیین می‌کنند؟
- ۳- چه عاملی شدت دسته پرتو ایکس را تعریف می‌کند؟
- ۴- اندازه فیلامان چگونه بر روی کیفیت تصویر تأثیر می‌گذارد؟
- ۵- قدرت تفکیک فضایی را تعریف کنید؟
- ۶- چگونه تصویر CT تحت تأثیر میزان میلی آمپر ثانیه خیلی پایین قرار می‌گیرد؟
- ۷- عیب عمده مقادیر میلی آمپر بالا چیست؟
- ۸- اسکن جزئی و پاره‌ای را تعریف کنید؟
- ۹- چه تفاوتی بین اسکنر با حرکت لغزشی - حلقوی و

جمع‌بندی فصل

کیفیت تصویر تا حد زیادی می‌تواند تحت کنترل تکنولوژیست باشد. عواملی که می‌توانند از این طریق تنظیم شوند عبارتند از مقدار میلی آمپر، زمان اسکن، ضخامت برش، میدان منظر دید و الگوریتم. در برخی از اسکنرها امکان تنظیم میزان کیلو ولت اوج نیز وجود دارد. مقدار پرتو ایکس تولید شده بعنوان تراز میلی آمپر شناخته می‌شود. طول زمانی که دسته پرتوها در طی آن تولید می‌شوند عبارت از زمان اسکن می‌باشد. حاصل این دو عامل میلی آمپر - ثانیه است که اندازه کمی میزان پرتو دهی دسته پرتو ایکس را مشخص می‌کند.

اگر میلی آمپر ثانیه‌های نامناسبی مورد استفاده قرار گیرند، تصویر نوفه‌دار یا دانه دانه می‌شود زیرا فوتونهای پرتو ایکس ناچیزی به آشکار ساز برخورد می‌کنند. انتخاب مقادیر زمان اسکن و میلی آمپر اغلب یک موضوع مصالحه‌ای است. این نکته اهمیت دارد که نیازمندیهای امتحان خاصی را قبل از تصمیم به اجرای آن ارزیابی کرد. تفاوت‌های جزئی مقدار میلی آمپر ثانیه معمولاً در روی تصویر قابل تشخیص نیستند.

میزانهای میلی آمپر ثانیه بالاتر با تولید گرمای بیشتر بار بیشتری بر لامپ اشعه ایکس اعمال می‌کنند.

شایعترین اسکن مورد استفاده قوس 360° درجه‌ای در گنتری دارد. با این حال در برخی اسکن‌ها از قوس 180° (اسکن جزئی) و 300° درجه‌ای (اسکن مازاد) نیز استفاده می‌کنند.

تراز کیلو ولت اوج عبارت از اندازه میزان انرژی دسته پرتو ایکس می‌باشد. در اکثر سیستم‌ها این تراز در 120 kVp ثابت است. با این حال در برخی از اسکنرها امکان انتخاب میزانهای مختلف کیلو ولت وجود دارد. افزایش میزان کیلو ولت اوج قابلیت نفوذ دسته پرتو را به یک قسمت تشریحی چگال یا ضخیم افزایش می‌دهد.

ضخامت برش برای ناحیه مورد امتحان در

اسکنر رایج وجود دارد؟

۱۰- ضخامت برش چه تاثیری روی مقدار تشعشع دارد؟

۱۱- موقع کاهش ضخامت برش، تنظیم سایر پارامترهای

اسکن چگونه باید باشد؟

۱۲- چرا ممکن است مطالعه‌ای با دو الگوریتم متفاوت

بازسازی شود؟

۱۳- چگونه می‌توان آرتیفکت‌های سخت شدن دسته پرتو

را کاهش داد؟

۱۴- چه چیزی باعث بروز آرتیفکت‌های تداخل کنتراست -

هوا می‌شود؟



روشهای جمع آوری داده‌ها

می‌شدند که به این روش کار کنند. اسکنرهای جدید هنوز در صورت نیاز به شکل آگزیال استاندارد کار می‌کنند. زمان لازم جهت اجرای مراحل ۱ تا ۵ در اسکنرهای مختلف تفاوت می‌کند.

اسکنرها به دلایل چندی منحصراً به روش مذکور کار می‌کنند. دلیل اول اینکه برای چرخش لامپ اشعه ایکس در یک جهت، توقف آن و سپس چرخش در جهت مخالف زمان مورد نیاز است. عموماً بیمار تنها تا یک دوره چرخش لامپ اشعه ایکس می‌تواند نفس خود را نگه دارد.

دلیل دوم اینکه یک سیستم ممکن است نیاز به خنک شدن لامپ اشعه ایکس قبل از بدست آوردن اسکن بعدی داشته باشد. این خنک شدن لامپ اشعه ایکس ۳ تا ۳۰ ثانیه طول می‌کشد. به بیمار باید اجازه داده شود که طی خنک شدن لامپ اشعه ایکس نفس بکشد.

دلیل سوم اینکه در برخی از سیستم‌های اسکنر امکان انجام اسکن‌های پی در پی و نمایش آنها توسط رایانه در طی بازسازی تصاویر وجود ندارد. به این معنی که این سیستم‌های اسکن، پس از بازسازی تصویر آنها نمایش می‌دهند. کل دوره باید قبل از اینکه تصویر بعدی برداشته

پیشرفتهای جدید در اسکن با CT برامکان انتخاب در جمع‌آوری داده افزوده است. این انتخاب‌ها به شکل اسکنر مورد استفاده بستگی دارند. فصل حاضر کلیه روشهای اسکن رایج در بازار را توضیح می‌دهد: ۱) اسکن آگزیال استاندارد، ۲) اسکن گروهی، ۳) اسکن با جمع‌آوری پیوسته داده‌ها و ۴) اسکن سینمایی. اسکنرهای گرانتر عموماً کلیه روشها را اجرا می‌کنند، در حالیکه سیستم‌های ارزانتر معمولاً به روشهای متعارف محدود هستند.

روشهای جمع‌آوری آگزیال استاندارد اطلاعات

(Standard Axial Acquisition Techniques)

این روش قدیمی‌ترین و گسترده‌ترین روش مورد استفاده در جمع‌آوری داده می‌باشد. آن شامل: ۱) حبس نفس بیمار (برای اسکن‌های تنه) ۲) جمع‌آوری داده برای یک برش واحد ۳) اجازه دادن به بیمار جهت انجام تنفس معمولی ۴) حرکت تخت به سمت محل برش بعدی و تکرار روش تا زمانی که سطح مورد نظر پوشش داده شود، می‌باشد. ویژگی که این سیستم را از سایر روشهای اسکن مجزا

دارد. با اینحال چون اغلب بکار گرفته می‌شود، هیچ متن CT بدون ارائه توضیحی درباره‌ی روش‌های مختلفی که واژه در آن مورد بکار برده می‌شود، کامل نخواهد بود.

اسکن‌های اولیه اغلب تأخیرهای زمانی بین اسکن ۳۰ ثانیه‌ای یا بیشتر داشتند. غالباً به علت وجود این تأخیرهای زمانی، بدست آوردن اسکن در زمان حداکثر افزایش کنتراست ناممکن بود. بدلیل وجود این عیب اسکن متحرک متولد شد. در نص صریح کلام، اسکن‌های متحرک عبارت از اسکن‌هایی می‌شوند که با سرعتی سریعتر از روش معمول سیستم انجام می‌گیرند. این روش اغلب با پایین آوردن مقدار میلی آمپر - ثانیه (mAs) جهت کاهش زمان خنک شدن لامپ اشعه ایکس صورت می‌گیرد. در برخی از اسکنرها امکان به تأخیر انداختن بازسازی تصاویر وازایتروافزایش سرعت برداشت اسکن وجود دارد. کبد شایعترین عضو انتخابی برای اسکن متحرک است. با این روش، کبد می‌تواند در موقع حداکثر افزایش کنتراست اسکن شود.

برش نابجا (Slice Misregistration)

یکی از معایب اسکن آگزیمال استاندارد برش نابجا است که به علت تنفس متفاوت بیمار در هر برش رخ می‌دهد. یک تنفس سطحی برش را در تراز خاص تشریحی قرار می‌دهد. تخت به وضعیت اسکن بعدی حرکت داده می‌شود اما در عوض اسکن بعدی در حالت دم عمیق بیمار برداشته می‌شود. این تفاوت تنفس کردن، اسکن دوم را در وضعیت تشریحی نادرستی نسبت به برش اول قرار می‌دهد. تحت همین اثر اطلاعات باارزش ممکن است گم شوند (شکل ۱-۳ را ببینید).

به منظور کاهش احتمال وقوع برش نابجا دادن دستورات انجام تنفس منظم به بیمار مهم است. به بیمار بایستی تأکید شود که حبس نفس بطور ثابت (هر وقت که از وی خواسته شود) جهت تکمیل مطلوب امتحان اساسی است. با اینحال حتی با دستورات دقیق نیز ممکن است برش نابجای چشمگیری رخ دهد.

اسکن متحرک (Dynamic Scanning)

اسکن متحرک واژه گیج کننده‌ای است که به سرعت در حال متسوخ شدن است و نزد افراد مختلف معانی متفاوتی



شکل ۱-۴: برش نابجای حاصل از تنفس بیمار. هر برش متوالی ۱۰ میلی متر پایین تر از برش قبلی بوده در حالیکه تصویر دوم بالاتر ظاهر می‌شود. امکان گم شدن ضایعات به بزرگی ۱ سانتی متر در اثر برش نابجا وجود دارد.

می‌باشند. برای مثال اگر بیماری بتواند نفس خود را ۱۱ ثانیه نگه دارد، یک گروه ۶ اسکنی را می‌توان قبل از اینکه بیمار نفس بکشد، اجرا نمود (۶ ثانیه برای جمع‌آوری و یک ثانیه بین هر اسکن جهت حرکت تخت). عده اسکن‌ها در هر گروه و زمان تنفس بین گروه‌ها موضوعات قابل برنامه‌ریزی بوده و به وضعیت هر بیمار بستگی دارند.

مزیت اولیه این روش اسکن کاستن از میزان بروز برش نابجا است. مزیت دیگر کاهش زمان امتحان است. بیماران عموماً این روش را ترجیح می‌دهند زیرا نیازی به نگهداری مکرر تنفس ندارند.

عیب اسکن با سرعت‌های بالا آنست که بازسازی تصویر و جمع‌آوری داده نمی‌توانند همزمان صورت گیرند. بنابراین تصویر نشان داده شده بر روی نمایشگر با برشی که در حال برداشته شدن است فاصله زیادی خواهد داشت. موقعی که اسکن با چنین سرعت بالایی انجام گیرد شکل متعارف رؤیت تصاویر همگام با ظهور آنها و انجام تنظیمات لازم غیر عملی است.

صنعت تصویرسازی رایانه‌ای در کل سعی در افزایش سرعت بازسازی تصویر دارد. این عیب ممکن است با پیشرفت فن‌آوری رفع شود.

اسکن لوزالمعده مثال خوبی را از اینکه چگونه سرعت اسکن ممکن است برنامه‌کاری موجود را تغییر دهد ارائه می‌دهد. بطور معمول، برش برداری از دیافراگم در ضخامت‌های ۱۰ میلی متری صورت می‌گیرد. تکنولوژیست تصاویر را با نمایان شدن در نمایشگر مشاهده می‌کند و زمانی که اولین علامت لوزالمعده آشکار شد، اسکنر بطور لحظه‌ای ثابت شده و ضخامت برش برداری به ۵ میلی متر تنظیم می‌شود. در روش‌های اسکن سریع، این عمل چندان غیبت نمی‌یابد. چون تاموگرافی که برش اول لوزالمعده روی نمایشگر ظاهر شود، کل امتحان کامل شده است.

جهت سازگار نمودن سرعت اسکن سریعتر لازم است که شکل متعارف اسکن را با آن هماهنگ کرد در مورد

اسکن متحرک اغلب در تشخیص همانژیومهای کبدی مورد استفاده قرار می‌گیرد. برای این کاربری، لازم است که اسکن در همان وضعیت تخت بطور تکراری انجام گیرد. این نوع انجام اسکن جهت ارزیابی میزان تشدید همانژیوم مشکوک انجام می‌گیرد. همانژیومهای کبدی معمولاً بصورت نواحی با تضعیف کم (تیره‌تر) ظاهر می‌شوند سپس با افزایش کنتراست بتدریج به همان دانسیته بافت سالم کبدی (با چگالی) برابر در می‌آید. به علت اینکه از اسکن متحرک بطور معمول به روش فوق بهره گرفته می‌شود بسیاری از صاحب‌نظران، اسکن متحرک را به غلط بعنوان اسکن سریع در تراز مشابه تشریحی تعریف می‌کنند.

از آنجائیکه اسکنرهای جدید خیلی سریعتر بوده و اغلب اسکنرهای متعارف را سریعتر از اسکن‌هایی که زمانی اسکن متحرک نامیده می‌شد انجام می‌دهند، واژه فوق در حال منسوخ شدن است. بجای آن واژه‌های اسکن با جمع‌آوری سریع (rapid acquisition scanning) و اسکن سریع (rapid scan) جایگزین می‌شوند. اگر اسکن در یک تراز تشریحی انجام گیرد، واژه توصیف‌کننده اسکن بدون حرکت درون‌روی تدریجی (nonincremental scanning) است.

اسکن گروهی (Cluster Scanning)

اسکن گروهی عبارت از عمل انجام یک دسته اسکن با یکبار حبس نفس است. انجام اسکن‌های گروهی با این روش امکان پذیر است زیرا اسکنرهای جدیدتر خیلی سریعتر از اسکنرهای قدیمی می‌باشند. جهت توضیح این مفهوم، اسکنر سریع جنرال الکتریک می‌تواند تصویر آگزیال را بعد از هر ۲ ثانیه ایجاد کند (۱ ثانیه برای جمع‌آوری داده، ۱ ثانیه برای حرکت تخت به وضعیت بعدی). در این روش نیازی نیست که از بیمار خواسته شود تا انجام کامل اسکن نفس خود را نگه دارد زیرا سیستم یک گروه از اسکن‌ها را با یکبار حبس نفس کامل می‌کند. تعداد اسکن‌ها وابسته به توانایی نگهداری تنفس بیمار

لوزالمعده، محل مورد امتحان با استفاده از تصویر اسکنات برآورد شده و برشهای نازکتری قبل از شروع امتحان برداشته می‌شوند. عیب این تغییر روش آن است که چون ناحیه مورد نظر تخمین زده می‌شود، برشها ممکن است بیشتر از مقدار مورد نیاز برداشته شوند، مقرون به صرفه بودن این روش به حجم کار و روش کاری هر مرکز بستگی دارد.

اسکن با جمع‌آوری پیوسته داده‌ها

(Continuous Acquisition Scanning)

اسکن با جمع‌آوری پیوسته که معمولاً بعنوان اسکن مارپیچی (spiral) یا پروانه‌ای (helical) شناخته می‌شود، مهمترین نوآوری CT محسوب می‌شود. اسکن‌هایی که امکان انجام اسکن مارپیچی را دارند قادر به تولید اسکن‌هایی با روش آگزیال نیز هستند. روش مارپیچی از یک الگوی حرکت چرخشی پیوسته لامپ پرتوایکس یا میزان برون‌ده ثابت پرتوایکس و بدون توقف حرکت تخت استفاده می‌کند. در برخی موارد می‌توان در عرض یک دقیقه ۶۰ تصویر جمع‌آوری کرد.

چون برخلاف روش شروع و توقف موجود در اسکن آگزیال متعارف، در اسکن مارپیچی داده‌ها بصورت پیوسته جمع‌آوری می‌شوند در نتیجه شکل دریافت داده‌ها بلوکی یا حجمی است. جمع‌آوری حجمی اطلاعات اجازه می‌دهد که تصاویر به روشی دستکاری شوند که با روشهای جمع‌آوری معمول قابل دسترسی نیستند. اگرچه نتیجه، شکلی بلوکی از داده‌ها است ولی بخاطر سپردن این نکته مهم است که این اطلاعات بصورت نوارهای باریکی جمع‌آوری می‌شوند و در هر بار تنها یک بلوک تهیه نمی‌شود. محدودیت ذاتی در کاربری داده‌ها بعداً در این فصل مورد بحث قرار می‌گیرند.

مزایای متعددی که این فن‌آوری را ممکن می‌سازند عبارتند از: (۱) ساخت گمنتری‌های پرتوایکس، با طرح لغزشی - حلقوی، (۲) خنک شدن کاراتر لامپ اشعه ایکس، (۳)

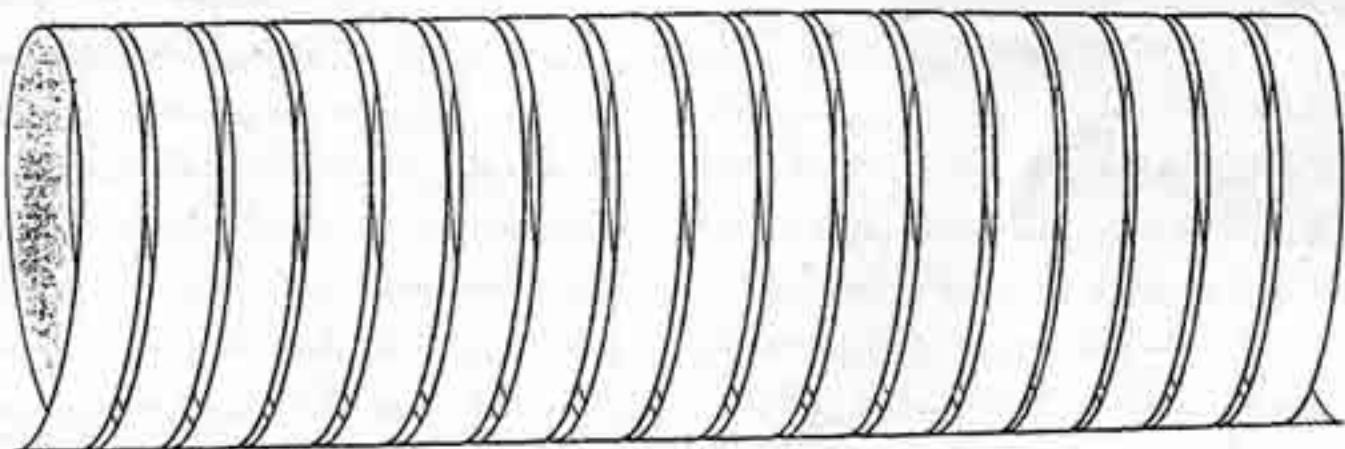
برون ده بیشتر پرتوایکس (قابلیت اعمال میلی‌آمپر بیشتر)، (۴) حرکت نرمتر تخت، (۵) ارائه نرم افزاری که جهت تنظیم حرکت تخت طراحی شده، (۶) بهبود روش مرتب نمودن داده‌های خام و (۷) آشکارسازهای کاراتر.

با اینکه تصاویر تولید شده با این روش بطور دقیق آگزیال نیستند اما این دقیق نبودن در ظاهر قابل تشخیص نمی‌باشد. یک تصویر آگزیال طوری برداشته می‌شود که هر برش به موازات برش دیگر واقع شود، شبیه الگوهای مسج دست (شکل ۲-۴ را ببینید). با استفاده از فن اسکن مارپیچی، تصاویر برداشته شده آرایه‌ای نظیر حلقه‌های فنر را دارا می‌باشند که در آن هر برش با دیگری اندکی زاویه دارد (شکل ۲-۴ را ببینید).

اولین اسکن‌های مارپیچی برای چرخش کامل ۳۶۰ درجه‌ای لامپ یک ثانیه زمان لازم داشتند. این جنبه غیر قابل تنظیم بود. اگر زمان اسکن ثابت نگه داشته شود محدوده‌های بالاتری از مقادیر میلی‌آمپر به منظور ثابت نگه داشتن میزان میلی‌آمپر ثانیه مناسب لازم خواهد شد. عموماً به منظور اعمال محدوده بالاتری از مقادیر میلی‌آمپر لازم است که بر اندازه مولد و ظرفیت سرد شوندگی لامپ اشعه ایکس سیستم افزود. اعمال این تغییرات بطور چشمگیری بر ارزش سیستم CT می‌افزایند.



شکل ۲-۴: برشهای آگزیال به موازات همدیگر قرار می‌گیرند. ابتدای برش بطور کامل با انتهای آن یکی شده و حلقه‌های کاملی تشکیل می‌شوند.



شکل ۳-۴ اسکنهای مارپیچی بطور دقیق اغزیال نیستند زیرا برشهای آغازین آنها به برشهای پایانی شان نمی‌رسد. بنابراین برشها کمی زاویه‌دار می‌شوند.

در این فرمول فرض می‌شود که میزان در آشامی (Pitch) به نسبت ۱ به ۱ است. در مورد در آشامی بعداً در این فصل بحث خواهد شد.

مطابق این فرمول، اسکنی که برای مدت ۳۰ ثانیه (کل زمان جمع‌آوری داده مارپیچی) برنامه‌ریزی شده باشد و از روشی استفاده شود که در آن هر چرخش لامپ اشعه ایکس یک ثانیه زمان لازم داشته باشد (زمان چرخش)، ۳۰ تصویر تولید خواهد کرد. اگر در این روش از برشی به ضخامت ۱۰ میلی متری استفاده شود، ۳۰۰ میلی متر از ناحیه تشریحی تحت پوشش قرار خواهد گرفت. به این معنی که:

$$\frac{1}{\text{زمان چرخش یک ثانیه}} \times \text{زمان جمع‌آوری ۳۰ ثانیه} \times \text{ضخامت برش ۱۰ میلی متری} =$$

$$\text{ضخامت ساختار تشریحی پوشش داده شده ۳۰۰ mm} =$$

تغییر گذشته نگر برش با حرکت درون روی تدریجی
Changing Slice Incrementation Retrospectively

یک مزیت اسکن مارپیچی توانایی تغییر دادن روش بازسازی برش است. از آنجائیکه داده‌ها بطور پیوسته جمع‌آوری می‌شوند، داده‌ها را می‌توان به روشی دیگر بازسازی کرد.

جهت نگه داشتن بهای یک سیستم مارپیچی در محدوده متوسط، برخی از شرکت‌ها سیستم‌های مارپیچی ارائه می‌دهند که در آن بجای میلی آمپر ثانیه‌های پایین‌تر، از کندن زمان چرخش لامپ اشعه ایکس استفاده شده است. کندن زمان چرخش لامپ اشعه ایکس از ۱ به ۲ ثانیه مقدار میلی آمپر ثانیه را دو برابر می‌کند. بدیهی است زمان امتحان و ارتیفکت حرکتی با افزایش زمان اسکن افزایش خواهند یافت.

فرمول اسکن (Scanning Formula)

در اکثر موارد جهت تشکیل هر تصویر بدون توجه به زمان لازم برای چرخش کامل لامپ اشعه ایکس، نیاز به جمع‌آوری داده‌های حاصل از چرخش کامل لامپ اشعه ایکس می‌باشد. این مطلب در فرمول زیر بیان شده است:

$$\text{کل زمان جمع‌آوری داده} \times \frac{1}{\text{زمان چرخش}} = \text{تعداد تصاویر}$$

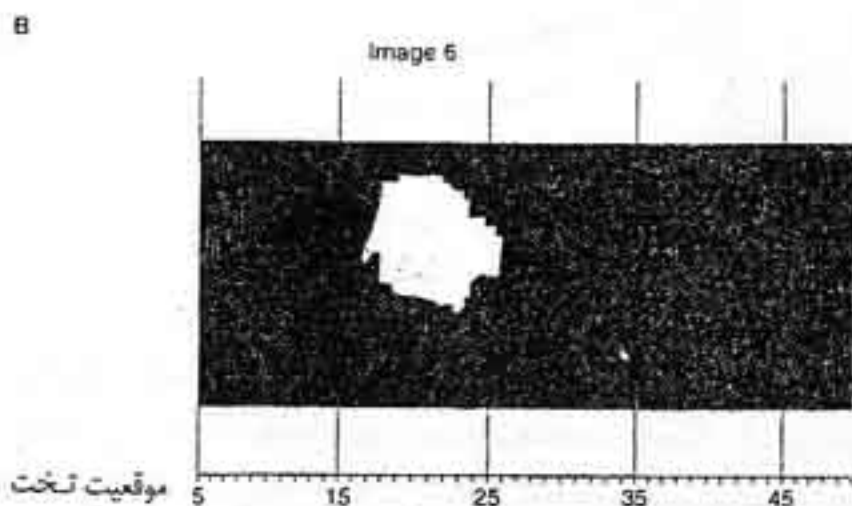
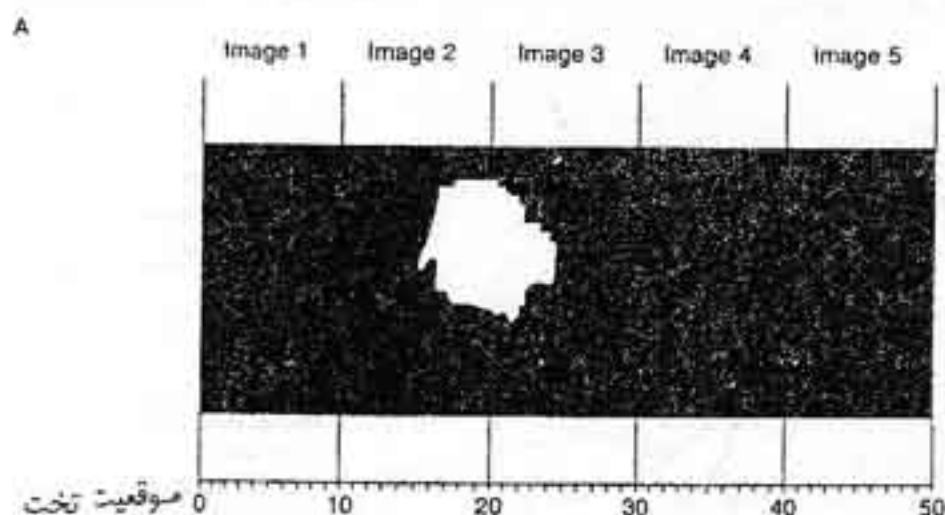
$$= \text{مقدار ناحیه تشریحی پوشش داده شده}$$

$$\text{کل زمان جمع‌آوری داده} \times \frac{1}{\text{زمان چرخش}} \times \text{ضخامت برش} =$$

فرض کنید که به علت اثر حجم جانبی با ایجاد یک سنجش هانسفیلد غیر دقیق یک سطح کم چگال در تصاویر ۲ و ۳ مشاهده شود (در مورد توضیح اثر حجم جانبی به فصل اول مراجعه کنید). به منظور کاستن از میزان این اثر می‌توان داده‌های خام را جهت ایجاد تصویر دیگری بطور گذشته نگر مورد استفاده قرار داد (شکل ۴-۴ را ببینید). تصویر جدید ششم به بافت تشریحی واقع در وضعیت‌های ۱۵ تا ۲۵ تخت مربوط می‌شود (نیمی از تصویر ۲ و نیمی از تصویر ۳). هدف این روش، نمایش ناهنجاری تنها بر روی یک تصویر است. از آنجا که این روش اثر حجم جانبی بافت سالمی را که میانگین‌گیری شده است کاهش می‌دهد، اندازه‌گیری آن دقیق‌تر خواهد بود.

در هر نقطه‌ای بازسازی کرد. در این روش می‌توان برشهای متناوبی را با درجات تا حد یک میلی متر ایجاد نمود.

شکل ۴-۴ (الف) خط پایه یک اسکن سارپیچی ۵ ثانیه‌ای را که با ضخامت برش ۱۰ میلی متری برداشته شده است نشان می‌دهد. سیستم در وضعیت صفر تخت اسکن را شروع کرده است. از هر ثانیه حرکت لامپ اشعه ایکس یک تصویر ایجاد شده است. هر تصویر به ضخامت ۱۰ میلی متری از بافت بدن بیمار مربوط می‌شود. بنابراین تصویر اول از داده‌هایی ایجاد شده است که به بافت تشریحی وضعیت‌های صفر تا ده تخت مربوط می‌شوند. تصویر دوم از داده‌هایی است که به بافت تشریحی واقع در وضعیت‌های ۱۰ تا ۲۰ تخت مربوط می‌شوند و الی‌آخر.



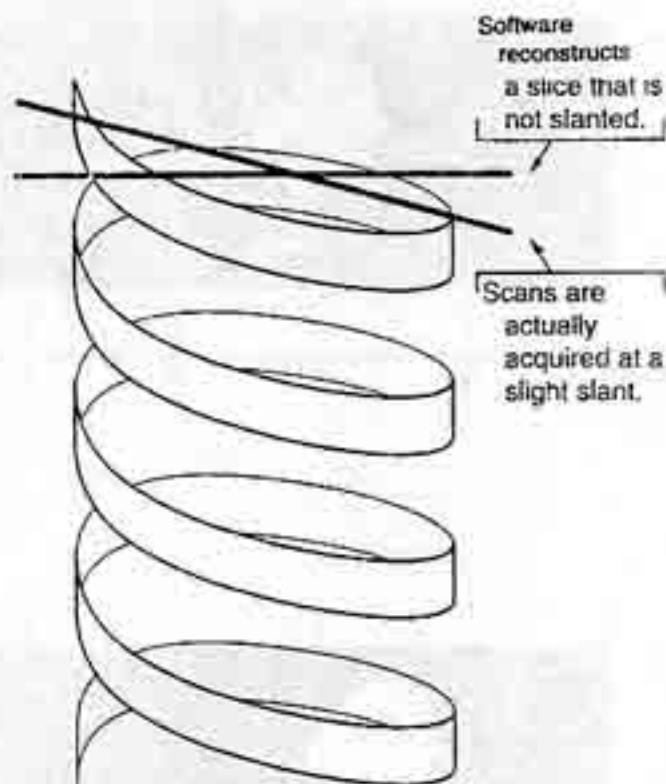
شکل ۴-۴: بخش گذشته‌نگر داده‌ها، تدوین، داده‌ها، بحر، مر، تعداد اثر حجم جانبی، آکاهش، دهد.

ضخامت مؤثر برش

(Effective Slice Thickness)

در مقابل اسکن آگزبال متداول، با پیشرفت سری‌ها اسکن‌های ساریچی بتدریج کم رنگ می‌شوند. چون اسکن آغازین با پایانی یکی نمی‌شود، هر چرخش کمی زاویه دارد (شکل ۵-۳ را ببینید). نرم افزار رایانه‌ای این زاویه اندک را با میانگین گیری از داده‌ها و ایجاد تصویری بدون زاویه تصحیح می‌کند. این فرایند نرم‌افزاری بعنوان "الحاق تصویری" (interpolation) معروف بوده و یک روش پیچیده آماری پردازش داده می‌باشد. شکل‌های مختلف الحاق تصویری با درجات متغیر دقت وجود دارند. الحاق تصویری امکان تقریب دقیق داده‌هایی که جمع‌آوری نشده‌اند را فراهم می‌کند و شبیه به یک حدس قریب به یقین است.

این بازسازیها را می‌توان تا حد یک میلی‌متری درجه‌بندی کرد با این روش ۹۰ تصویر اضافی را می‌توان از همان ۱۰ ثانیه جمع‌آوری داده‌ها بدست آورد. ایجاد یک سری تصاویر رویهم، تصاویر چند صفحه‌ای دوباره قالب ریزی شده و سه بعدی بهتری را تولید می‌کند و می‌تواند بدون پرتوگیری اضافی بیمار انجام شود (فصل ۵ را ببینید). اگرچه شکل درون روی برش را می‌توان با داده خام تغییر داد، لیکن تغییر دادن ضخامت واقعی اسکن غیر ممکن است زیرا داده‌ها اثر هر توییت به شکل نواری برداشته می‌شوند و بصورت بلوکی نمی‌باشند. چنانکه در فصل ۲ توضیح داده شد، ضخامت برش تحت کنترل روزنه فیزیکی محدود کننده بوده و نمی‌تواند بطور گذشته نگر تغییر داده شود. تنها راه بدست آوردن برش نازکتر انجام اسکن مجدد از ناحیه می‌باشد.



شکل ۵-۴: اسکنهای ساریچی باعث حرکت پیوسته تخت و لامپ اشعه ایکس با شیب کم بدست می‌آیند. سپس رایانه، تصویری ایجاد می‌کند که با استفاده از روش الحاق داده‌ها انحراف چندانی ندارد. این فرایند ضخامت مؤثر برش را افزوده و باعث کاهش جزئی میزان تفکیک تصویر می‌شود. هرچه شیب بیشتر شود به الحاق رایانه‌ای بیشتری نیاز خواهد بود. زاویه شیب تحت تأثیر ضخامت برش انتخابی و میزان درآشام، قرار داد.

دارای این ویژگی خاص می‌باشد که داده‌ها را همراه با اطلاعات نادیده گرفته شده بسط می‌دهد. عین اینکه یک اسکن از قسمت پرش کرده انجام گرفته است، این عمل معادل حدس زدن محل پرش با استفاده از اطلاعات بدست آمده از نقاط بالائی و پائینی محل مورد نظر می‌باشد. از آنجائیکه افزایش درآشامی بر شیب هر حلقه مارپیچ می‌افزاید، بنابراین با افزودن درآشامی برای هر وضعیت تخت داده‌های کمتری جمع‌آوری خواهند شد.

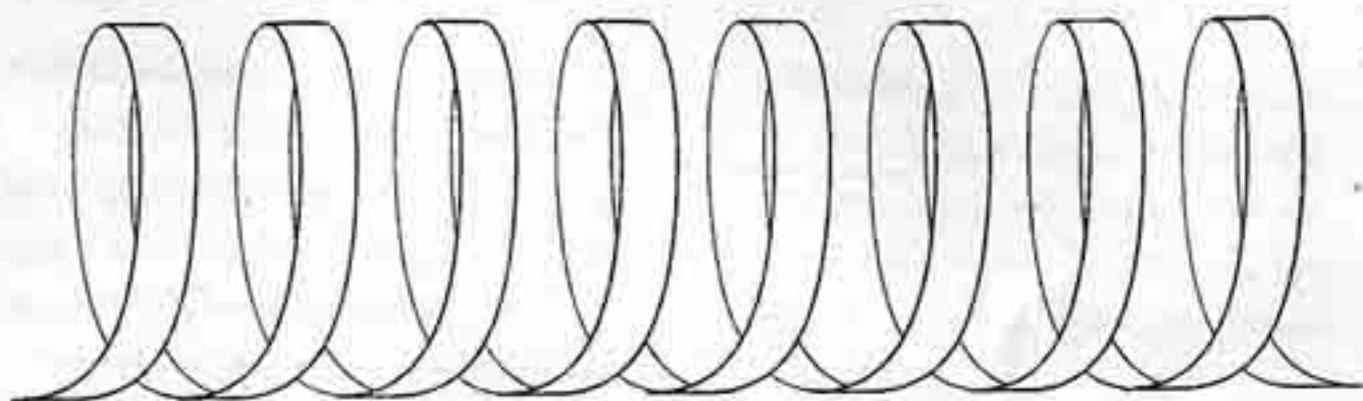
درآشامی غالباً در ۱:۱ تنظیم می‌شود طوریکه هیچ داده‌ای از نظر دور نمی‌ماند. افزایش درآشامی بر ضخامت مؤثر برش می‌افزاید زیرا اطلاعات بیشتری باید جهت تولید یک تصویر الحاق شوند. افزایش ضخامت مؤثر برش، میزان تفکیک تصویر را کاهش می‌دهد. درآشامی همانند میزان تفکیک، بطور مستقیم متناسب با ضخامت مؤثر برش می‌باشد.

دلایل متعددی مبنی بر تنظیم درآشامی وجود دارند. افزایش درآشامی گاهی اوقات جهت تسریع انجام اسکن در پیش بیماران خردسال یا بیمارانی با ترومای حاد مورد استفاده قرار می‌گیرد. موقعیکه پوشش دادن یک ناحیه تشریحی بزرگ در کمترین زمان ممکن از اهمیت خاصی برخوردار باشد (انظیر آنژیوگرافی در CT)، میزان درآشامی افزایش داده می‌شود. دلیل منطقی دیگر برای افزایش دادن میزان درآشامی، پوشش دادن داده‌های بیشتر در پیش هر بیماری که نفسش را نگه داشته، می‌باشد. این امر به کاهش برش نابجا می‌انجامد. افزایش درآشامی دوز کل رسیده به بیمار را کاهش می‌دهد. در برخی از اسکنرها امکان کاهش میزان درآشامی به نسبت کمتر از ۱:۱ وجود دارد. در چنین مواردی تخت خیلی به کندی حرکت می‌کند بطوریکه داده‌ها روبه‌هم می‌افتد و برخی از نواحی تشریحی دوبار تحت تابش قرار می‌گیرند. این فن گاهی اوقات جهت جبران افزایش ضخامت مؤثر برش بکار گرفته می‌شود گرچه این روش قدرت تفکیک تصویر را بهبود می‌بخشد ولی باعث پرتوگیری بیشتر بیمار می‌شود.

بدلیل این الحاق نرم افزایشی، ضخامت مؤثر برش بیشتر از دهانه محدود کننده می‌شود. درجه بزرگ شدگی ضخامت برش به کارایی نرم افزار بستگی دارد. موقعی که از درآشامی ۱:۱ استفاده می‌شود، اثر فوق قابل صرف‌نظر کردن است (در مورد درآشامی بعداً در این فصل بحث خواهد شد). بطور خلاصه، ضخامت برش دستخوش میزان‌های عوامل متفاوتی بوده و به انتخاب میزان درآشامی، ضخامت برش انتخابی و شرکت سازنده بستگی دارد. با این حال هیچ سیستمی مسأله ذاتی را در اسکن پیوسته حذف نمی‌کند. مسأله دیگر از آنجا ناشی می‌شود که سیستم‌ها باید داده‌ها را به منظور ایجاد یک تصویر اسکن مارپیچی با هم الحاق کنند. هرگونه الحاق داده باعث کاهش جزئی قدرت تفکیک تصویر و در نهایت از دست دادن جزئیات می‌شود. در واقع این اثر حداقل شده و به علت مزیت فراهم شدن تصویربرداری در حالت حداکثر افزایش کنتراست می‌تواند نادیده گرفته شود. در اکثر موارد، تصویر آگزیال و تصویر مارپیچی یکسان ظاهر می‌شوند. ضخامت مؤثر برش و نوبت تصویری تحت تأثیر میزان درآشامی تخت می‌باشند.

درآشامی (Pitch)

ارتباط سرعت حرکت تخت با ضخامت برش به عنوان درآشامی معروف می‌باشد. با درآشامی ۱:۱ تخت با سرعتی حرکت می‌کند که اجازه می‌دهد کلیه نواحی تشریحی تحت پوشش قرار گیرند. به این معنی که اگر ضخامت برش به ۵ میلی متر تنظیم شود، تخت با سرعتی حرکت می‌کند که اجازه می‌دهد گنتری در هر ۵ میلی متر حرکت تخت یکبار بچرخد. اگر درآشامی به ۲:۱ تنظیم شود و ضخامت برش در همان ۵ میلی متری باقی بماند، لامپ اشعه ایکس برای هر ۱۰ میلی متر حرکت تخت یکبار خواهد چرخید. این فرایند مشابه با کشیدن فنر می‌باشد (شکل ۳-۶ را ببینید). ملاحظه می‌شود که استفاده از هر گونه درآشامی با نسبت بیشتر از ۱:۱ منجر به جا انداختن یا پرش داده‌ها خواهد شد. این فرضیه تا حدی واقعیت دارد. سیستم رایانه



شکل ۶.۴: اثر افزایش درآشامی در یک اسکن ماریپیچی

درآشامی از نسبت ۱:۱ به سمت ۱/۵:۱ کاهش نسبی قدرت تفکیک ایجاد می‌شود. همچنانکه درآشامی ۱/۵:۱ به ۲:۱ می‌رسد از دست رفتن قدرت تفکیک خیلی بیشتر مشهود می‌شود.

محدودیت میلی آمپر - ثانیه

(Milliampere-Second Limitation)

جهت حفظ کیفیت تصویر در اسکن ماریپیچی عین تصاویر آگزینال معمول حداقل کاری که می‌توان کرد استفاده از میلی آمپر ثانیه بالا می‌باشد. از آنجا که در این روش انتخاب‌های زمان اسکن محدود می‌باشند، گاهی اوقات داشتن مقدار میلی آمپر ثانیه مناسب مشکل است. اگر این مقدار ثابت حاصل نشود، نطفه کوانتوم (عین نطفه تصاویر آگزینال) بروز خواهد کرد.

سازندگان دستگاه این مسأله را با بهبود کارایی آشکار سازها تا حدی رفع کرده‌اند. بهبود کارایی آشکار ساز امکان کاهش مقدار کل میلی آمپر ثانیه را در هر دو اسکن ماریپیچی و آگزینال فراهم کرده است.

سازندگان همچنین این مسأله را با افزایش محدوده انتخابی میلی آمپر موجود جبران می‌کنند. این تغییر و تبدیل نیازمند مولد بزرگتری بوده و بر بهای کلی سیستم می‌افزاید.

بعلت محدودیت تحمیلی زمانهای اسکن کوتاهتر، اجرای اسکن‌های ماریپیچی معمولاً به بیماران با چش

معادله قبلی را می‌توان به منظور اعمال تغییر میزان درآشامی عوض کرد. بدین منظور میزان تغییر درآشامی در کل معادله ضرب می‌شود.

زمان کل جمع‌آوری $P \times$ مقدار بافت تحت پوشش

$$\frac{1}{\text{زمان چرخش}} \times$$

با استفاده از مثال قبلی و با تغییر میزان درآشامی به نسبت ۲:۱ معادله عبارتست از:

$$\text{میلی متر } 600 = \text{میلی متر } 10 \times \frac{1}{\text{ثانیه } 1} \times \text{ثانیه } 30 \times \frac{2}{1}$$

درآشامی بصورت نسبت سرعت حرکت تخت به سرعت چرخش لامپ اشعه ایکس بیان می‌شود.

یا

$$\frac{\text{سرعت تخت}}{\text{سرعت چرخش لامپ اشعه ایکس}}$$

چون واحدهای سرعت در صورت و مخرج کسر همدیگر را حذف می‌کنند، درآشامی نیاز به بیان واحدی ندارد.

سبک و سنگین کردن مزایا و معایب ذاتی در تغییر میزان درآشامی از نسبت ۱:۱ مهم است. با افزایش

بدین معنی که $50 = (7 \times 2) + (12 \times 3)$ ، این زمان مدت بازسازی تصویر را شامل نمی‌شود و تنها زمان واقعی اسکن می‌باشد.

اثر متقابل زمان کل اسکن و مقدار کنتراست (Effect on Total Scan Time and Contrast Dosage)

اسکن ماریپیچی در مقایسه با اسکن‌های آگزیاال معمول (با زمانهای اسکن ۲۵ ثانیه‌ای)، کل زمان امتحان را به بیش از ۵۰ درصد کاهش می‌دهد، به منظور انجام چنین مقایسه‌هایی لازم است ضریبی به زمان مورد نیاز جهت تکرار عبارت «نفس نکش» افزوده شود.

روشهای اسکن کندتر به منظور اطمینان از تقویت کنتراست مطلوب در سراسر امتحان، به ماده کنتراست بیشتری نیاز خواهند داشت. برخی از مطالعات این فرض را مطرح می‌کنند که مقدار ید را می‌توان در اسکن ماریپیچی تا ۴۰ درصد کاهش داد. با اینحال موقعیکه برشهای آگزیاال سریع (زمان اسکن ۱ یا ۲ ثانیه‌ای با تأخیر زمانی بین اسکن کمتر از ۳ ثانیه) یا اسکن ماریپیچی مقایسه می‌شوند، تفاوت قابل بیانی در مقدار ماده کنتراست وجود ندارد.

اسکن با سرعت‌های بالاتر نیازمند به روشهای تزریق سریع ماده کنتراست دارد. تفاوت ۳۰ ثانیه‌ای می‌تواند به این معنا باشد که افزایش کنتراست جزئی در تصاویر مشاهده خواهد شد، اکثراً موقعی که انجام اسکن کاملاً بلافاصله بعد از تزریق صورت گیرد، اولین اسکن مسیر ماده کنتراست را نشان می‌دهد ولی در تمامی تصاویر بعدی ماده کنتراست وجود نخواهد داشت زیرا سیستم می‌تواند سریعتر از جریان ماده کنتراست در بدن اسکن انجام دهد (فصل ۷ را ببینید).

اثر متقابل برش نابجا و حرکت (Effect on Slice Misregistration and Motion)

از آنجائیکه مثل اغلب امتحانات بیمار نیازی به نگهداشتن تنفس ندارد امکان وقوع برش نابجا اندک است.

متوسط و کوچک محدود می‌شود. در بیماران با جثه بزرگ، کلینیسین مجبور است قبول کند که اگر بر سرعت و کنتراست حاصل از اسکن ماریپیچی افزوده شود نوبه تصویر افزایش خواهد یافت.

محدودیت سرد شدن لامپ اشعه ایکس (Tube Cooling Limitation)

پراکندن حرارت در کلیه سیستم‌های پرتو ایکس، از دستگاه پرتو ایکس پرتابل گرفته تا مجموعه آنژیوگرافی یک مساله است. در اسکن ماریپیچی، پراکندن حرارت یک مشکل عمده می‌باشد. تولید پیوسته پرتو ایکس مقادیر زیادی حرارت ایجاد می‌کند. حتی زمان کوتاه سرد شدن لامپ اشعه ایکس (نظیر زمان یک ثانیه‌ای تأخیر بین اسکن‌ها در اسکن سریع آگزیاال) تأثیر زیادی بر پخش حرارت دارد. اصول استاندارد فیزیکی پرتو ایکس در اسکن ماریپیچی صادق است. به این معنی که حرارت تولید شده بطور مستقیم با مقدار میلی آمپر - ثانیه متناسب است. در اسکن ماریپیچی، زمان اسکن تا ۶۰ ثانیه می‌رسد. با اینحال به منظور انجام اسکن با چنین دوره‌های طولانی مدت و در نتیجه پوشش دادن ساختار تشریحی بیشتر در هر اسکن، باید مقدار میلی آمپر کاهش داده شود. تکنولوژیست باید مقدار فوق را بالای حداقل پرتو دهی جهت ایجاد تصویری رضایتبخش حفظ کند. سرعت به تدریج بر کیفیت تصویر پیشی می‌گیرد.

همانند اسکن گروهی، برخی از سیستم‌ها به تکنولوژیست اجازه می‌دهند که اسکنهای ماریپیچی را به قطعاتی تقسیم کنند تا بیمار در این بین اجازه تنفس داشته باشد. این عمل همچنین زمانی را جهت سرد شدن لامپ اشعه ایکس فراهم می‌کند بطوریکه می‌توان مقادیر میلی آمپر بالاتری را بکار برد.

نمونه‌ای از چنین برنامه کاری، اسکن‌های ماریپیچی با سه گروه ۱۲ ثانیه‌ای همراه با فواصل ۷ ثانیه‌ای جهت تنفس بیمار می‌باشد. کل زمان جمع‌آوری ۵۰ ثانیه است؛

تصویربرداری سینمایی (Cine Imaging)

تصویربرداری سینمایی بنا به تعریف عبارتست از اسکن پیوسته داده‌ها بدون حرکت تخت. کاربردهای کلینیکی این روش محدود می‌باشد که عمدتاً شامل مشاهده افزایش کنتراست شریانی در عروق بزرگ و قلب می‌باشند. برخی از سیستم‌ها امکان بازسازی گذشته نگر هر ثانیه از داده‌ها را به ده تصویر که هر کدام یک دهم ثانیه را نشان می‌دهند، مقدور می‌سازند. در آینده ممکن است استفاده گسترده‌ای از این روش در بررسی بیماری قلبی صورت گیرد.

جمع بندی فصل

روش‌های اسکن در دستگاههای مختلف بسته به شرکت تولید کننده متفاوت است. گسترده‌ترین روش مورد استفاده اسکن آگزیال استاندارد است که نیازمند نگهداری تنفس بیمار در هر اسکن می‌باشد. برش نابجا عیب این روش محسوب می‌شود.

واژه اسکن متحرک در نتیجه پیشرفت فن‌آوری اسکنرها در حال منسوخ شدن می‌باشد. اسکنرهای سریعتر می‌توانند اسکنهای گروهی انجام دهند که در آن بیمار نفس خود را برای انجام گروهی از اسکن‌های آگزیال نگه می‌دارد. این روش کل زمان امتحان و امکان بروز برش نابجا را کاهش می‌دهد.

اسکن پیوسته داده‌ها بطور متداولتر اسکن ماریپیچی یا پروانه‌ای نامیده می‌شود. اسکن پیوسته شامل چرخش پیوسته لامپ اشعه ایکس و حرکت پلانقطاع تحت می‌باشد. اسکنرها برای اجرای این روش باید طرحی با حرکت لغزشی - حلقوی داشته باشند. تصاویر معادل با تصاویر آگزیال ظاهر می‌شوند ولی برخی تفاوت‌های پایه‌ای را دارا می‌باشند؛ در مقایسه اسکنهای ماریپیچی با اسکنهای آگزیال سبک سنگین کردن لازم است. شکل نمایش تدریجی داده‌ها را می‌توان در داده‌های اسکن ماریپیچی تغییر داد ولی ضخامت واقعی برش را نمی‌توان بطور

به علت اینکه هر تصویر تنها از اسکن یک ثانیه‌ای ایجاد می‌شود، حرکت حاصل از تحرک قلب و حرکات دودی سیستم گوارشی باعث افزایش برش نابجا نمی‌شود چون بیماران می‌توانند زمان امتحان کوتاه‌تر را بهتر تحمل کنند کاهش کلی حرکات بدنی معمولاً تحقق می‌پذیرد.

روش پایه‌ای اسکن ماریپیچی

(Basic Spiral Scan Procedure)

اسکن ماریپیچی مشابه روش انجام برشهای آگزیال صورت می‌گیرد: (۱) یک تصویر اسکات گرفته می‌شود، (۲) محل تصاویر ماریپیچی از روی تصاویر اسکات تعیین می‌شود، (۳) از بیمار خواسته می‌شود که تنفس خود را نگه دارد (برای مطالعات قفسه سینه)، (۴) مقادیر متفاوتی از داده‌ها بسته به نوع اسکن جمع‌آوری می‌شوند، (۵) به بیمار اجازه تنفس داده می‌شود، (۶) مراحل ۳ تا ۵ تکرار می‌شوند تا کلیه نواحی تحت پوشش قرار داده شوند و (۷) داده‌ها به صورت تصاویری که بر روی نمایشگر نمایش داده شوند، بازسازی می‌شوند.

مزایا و معایب

(Advantage and Disadvantage)

مزایای اسکن ماریپیچی عبارتند از: (۱) افزایش سرعت، (۲) نتیجتاً نیاز به مواد کنتراست کمتر، (۳) برش نابجای کمتر، (۴) کاهش حرکت، (۵) قابلیت تغییر گذشته نگر حرکت درون روی تدریجی برش و (۶) بهبود بیشتر بازتشکیلی‌های چند صفحه‌ای و سه بعدی

معایب ذاتی اسکن ماریپیچی عبارتند از: (۱) برش کمی ضخیم‌تر از حد انتخاب شده (موقعیکه در آشامی بزرگتر از ۱:۱ باشد)، (۲) افزایش نوفه تصویری در صورت عدم امکان حفظ میلی امپر به علت محدودیت لامپ اشعه ایکس، (۳) از دست دادن قدرت تفکیک تصویر به علت نیاز به الحاق جهت پردازش داده ماریپیچی و (۴) نیاز به زمانبندی دقیق تزریق ماده کنتراست.

گذشته‌نگر تنظیم نمود.

درآشامی، رابطه سرعت حرکت تخت با اندازه ضخامت برش می‌باشد. تنظیم نمودن میزان درآشامی، ماریپچ را فشرده یا باز می‌کند. درآشامی بر ضخامت مؤثر برش و قدرت تفکیک تصویری مؤثر است.

اغلب اسکن ماریپچی بعلا محدودیتهای مقدار میلی امپر ثانیه، به بیمارانی با حجم‌های بدنی کوچک یا متوسط محدود می‌شود. در برنامه‌های کاری اسکن ماریپچی، کل زمان اسکن بطور قابل توجهی کاهش یافته است. از آنجائیکه کل زمان امتحان کاهش یافته است، اغلب امکان کاستن از مقدار ماده کنتراست تا ۴۰ درصد وجود دارد. اسکن را می‌توان جهت انطباق با حداکثر افزایش کنتراست زمانبندی کرد. ارتیفکت حرکتی و برش نابجا با روش‌های ماریپچی کاهش می‌یابند. معایب این روش شامل افزایش ضخامت مؤثر برش به علت نیاز به الحاق لازم جهت پردازش داده ماریپچی می‌باشد. الحاق همچنین منجر به کاهش قدرت تفکیک تصویری می‌شود.

سئوالات مروری

- ۱- چه عاملی باعث برش نابجا می‌شود؟
- ۲- مزیت عمده اسکن‌های گروهی چیست؟
- ۳- چه پیشرفت‌هایی امکان اسکن پیوسته داده‌ها را

فراهم ساخته است؟

۳- یک مطالعه ماریپچی با درآشامی ۲:۱، ضخامت برش ۵ میلیمتری و کل زمان امتحان ۳۰ ثانیه‌ای برنامه‌ریزی شده است. هر چرخش کامل لامپ اشعه ایکس یک ثانیه طول می‌کشد. چقدر از ناحیه تشریحی تحت پوشش قرار خواهد گرفت؟

۴- چه موقع تغییر حرکت درون روی تدریجی برش در یک مطالعه ماریپچی مزیت محسوب می‌شود؟

۵- چرا اهمیت دارد که در یک مطالعه با اسکن ماریپچی ضخامت برش بطور گذشته نگر تغییر داده شود؟

۶- الحاق چه مفهومی دارد؟

۷- درآشامی را بطوریکه در اسکن ماریپچی بکار می‌رود تعریف کنید.

۸- افزایش درآشامی چه تأثیری بر تفکیک تصویر و ضخامت مؤثر برش می‌گذارد؟

۹- چرا داشتن مقدار میلی امپر ثانیه مناسب در اسکن ماریپچی، برخلاف اسکن آگزینال متعارف مشکل‌تر است؟

۱۰- (نحوه) پراکندن حرارت چه تأثیری بر فرایند اسکن ماریپچی اثر می‌گذارد؟

۱۱- مزایا و معایب اسکن ماریپچی در مقایسه با اسکن آگزینال متعارف کدامند؟



نمایش تصویر (IMAGE DISPLAY)

است. این نکته که تکنولوژیست‌ها در تنظیم ویندوها تا حدی مختار باشند، اساسی است. عواملی نظیر اندازه بدن بیمار و ترکیب بدنی، اثر بارزی در تنظیم‌های ویندو دارند. تصاویر مطلوب را نمی‌توان با پهنای و ترازهای ویندوی استاندارد بدون در نظر گرفتن عوامل کنترل بدست آورد. به منظور تهیه تصاویری با کیفیت بالا، مقادیر بایستی مطابق موارد خاص تنظیم شوند.

مقیاس خاکستری (Gray scale)

تصاویر CT روی نمایشگر لامپ پرتو کاتدی (CRT) نمایش داده می‌شوند. این نمایشگر اساساً یک دستگاه تلویزیونی استاندارد همراه با تغییراتی است که قدرت تفکیک تصویر را بهبود بخشیده است. اگرچه بیشتر از ۴۰۰۰ عدد هانسفیلد مختلف وجود دارند، نمایشگر می‌تواند تنها ۲۵۶ سایه خاکستری را نمایش دهد. چشم انسان می‌تواند تقریباً ۲۰ سایه خاکستری را متمایز کند. جهت غلبه بر این محدودیتهای ذاتی، از یک مقیاس خاکستری در نمایش تصویر استفاده می‌شود. این سیستم به هر تراز خاکستری شماره خاصی از اعداد هانسفیلد (HU) را اختصاص می‌دهد. شماره اعداد هانسفیلد اختصاص یافته به هر تراز

تنظیم‌های ویندو (Window Settings)

روش مشاهده یافتی یک تصویر در نمایشگر رایانه را می‌توان با تغییر عرض ویندو و تراز ویندو تنظیم کرد. در برخی مقادیر ویندو، یک برش از قفسه سینه، پارانشیم ریه را نشان می‌دهد. در مقدار دیگری، همان برش جزئیات میان سینه را نشان داده و پارانشیم ریه را چندان مشخص نمی‌کند. در بسیاری از مطالعات نظیر آنهایی که در مورد قفسه سینه انجام می‌گیرد، لازم است تا هر تصویر با دو یا چند میزان ویندوی متفاوت اسکن شود.

فصل حاضر توضیح فنی عرض و ترازهای ویندو را ارائه می‌کند. اگرچه معیارهایی برای تنظیم‌های ویندو وجود دارد، با اینحال عامل اساسی انتخاب سلیقه فردی است. بطور ایده‌آل ویندوها بایستی طوری تنظیم شوند که رضایت رادیولوژیست مسئول تفسیر را جلب کند. اغلب در عمل دانستن اینکه کدام پزشکی مسئول تفسیر امتحان CT مشخصی خواهد بود؛ غیر ممکن می‌باشد. بنابراین بهترین کار اینست که یک راهنمای کاری کلی برای تمامی گروههای رادیولوژیست‌ها وضع نمود خیلی با ارزش خواهد بود که رادیولوژیست‌ها زمانی را برای کار نزدیک با تکنولوژیست‌ها بگذارند تا اطمینان حاصل شود که درک کاملی از تناسب تصویر با قسمت تشریحی حاصل گردیده

خاکستری با پهنای ویندو تعیین می‌شود.

چنانکه در فصل اول توضیح داده شده است در مقیاس هانسفیلد چگالی آب صفر می‌باشد. به همان ترتیب ۱۰۰۰- برای هوا و ۱۰۰۰ واحد هانسفیلد برای ماده چگالی نظیر استخوان یا ماده کنتراست اختصاص داده شده است. مقادیری از ۲۰۰۰ تا ۴۰۰۰ واحد هانسفیلد، ماده کاملاً چگالی نظیر فولاد را نشان می‌دهند. در مقیاس خاکستری اعداد هانسفیلد بالاتر با سایه‌های خاکستری تیره‌تر و شماره‌های پایین‌تر با سایه‌های خاکستری روشن‌تر نشان داده می‌شوند.

لحاظ اعداد CT وجود ندارد، بهترین روش محسوب می‌شود. از آنجائیکه عرض‌های باریک ویندو تمایز بیشتر چگالی و کنتراست بالایی را فراهم می‌کنند، امکان تمایز ماده خاکستری و سفید مغز ممکن می‌شود.

چون میزانهای ویندوی عریض‌تر کنتراست را کاهش می‌دهند، نمایش نوفه در تصویر راسکوب می‌کنند. بدین علت عریض کردن ویندو در موقع اسکن بیماران چاق یا موقعیکه آرتیفکتهای فلزی وجود داشته باشد، روش رایجی است.

تراز ویندو (Window Level)

تراز ویندو مقدار مرکزی عرض ویندو را برمی‌گزیند (شکل ۱ را ببینید). واژه‌های تراز ویندو و مرکز ویندو اغلب بجای هم بکار می‌روند. تراز ویندو اعداد هانسفیلدی را برمی‌گزیند که بر روی تصویر نمایش داده می‌شوند.

برای مثال، اگر عرض ویندو یک تصویر معین در ۳۰۰ تنظیم شود، از ۳۰۰۰ عدد هانسفیلد موجود کدام ۳۰۰ عدد هانسفیلد نمایش داده خواهند 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 پایین‌تر از ۱۵۰- سیاه ظاهر شده در حالیکه هر عدد بالاتر از ۱۵۰+ سفید خواهد شد. اگر تراز ویندو به ۲۰۰ افزایش داده شود، گستره اعداد هانسفیلد مشاهده شده بین ۵۰ و ۳۵۰ تغییر می‌یابد.

تراز ویندو بایستی در نقطه‌ای تنظیم شود که در حد میانگین عدد تضعیف یافت مورد نظر واقع شده باشد. هر برنامه کاری 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 میزانهای مطابق با اندازه و ترکیب بدنی بیمار تا حد زیادی تفاوت می‌کنند.

برخی از سیستم‌ها در یک تصویر واحد امکان انتخاب

عرض ویندو (Window width)

عرض ویندو، گستره اعداد هانسفیلد روی یک تصویر خاص را تعیین می‌کند (شکل ۱ را ببینید). برنامه نرم افزاری سایه‌های خاکستری به اعداد CT که در گستره انتخابی قرار گرفته‌اند اختصاص می‌دهند. کلیه مقادیر بالاتر از گستره انتخابی، سفید ظاهر شده و هرگونه مقدار پایین‌تر از گستره انتخابی، سیاه ظاهر می‌شود. با اضافه کردن عرض ویندو که معمولاً بعنوان «عریض کردن عرض» (Widening the width) معروف می‌باشد، 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 (۳۰۰ تا ۲۰۰۰ واحد هانسفیلد) بهترین مقدار می‌باشند. برای مثال در تصویربرداری از ریه لازم است که پارانشیم ریه با چگالی پایین را همراه با ساختارهای عروقی با چگالی بالا مشاهده کرد. ویندوهای عریض‌تر، بافت‌های تشریحی بیشتری را دربر می‌گیرند ولی تمایز چگالی ظریف از بین می‌رود.

انواع بافتی با چگالی مشابه بایستی با عرض ویندوی پایین‌تر یا باریک (۵۰ تا ۳۰۰ واحد هانسفیلد) نشان داده شوند. این روش در بررسی مغز که در آن تغییرات زیادی از

نمایش ناهنجاریهای مشکوک به منظور اندازه گیری آنها می باشد. بزرگنمایی تصویری بر دقت واحد هانسفیلد یا اندازه گیری فاصله تاثیر منفی ندارد. در واقع از آنجائیکه بزرگ نمودن تصویر حاشیه های ناهنجاری را واضح تر کرده و جا گذاری دقیق تر نشانگر را ممکن می سازد، دقت اندازه گیری را بهبود خواهد بخشید.

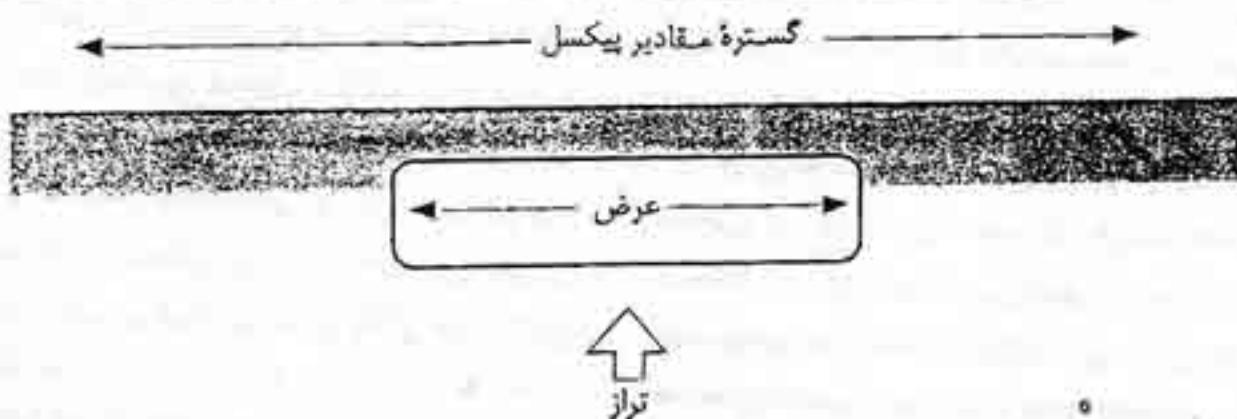
موقعیکه تصویر در نمایشگر خیلی کوچک ظاهر شود، نایستی از بزرگنمایی تصویری استفاده کرد. این مساله از انتخاب نامناسب اندازه میدان حاصل شده و نایستی با استفاده از داده خام جهت بازسازی کل مطالعه در اندازه میدان مناسب تصحیح شود. میزان تفکیک تصویری به شرط بزرگ نمودن تصویر با استفاده از داده خام بهبود حاصل می کند. با اینحال اگر داده خام در دسترس نباشد یک روش نه چندان جذاب، بزرگ نمودن هر تصویر در حین مطالعه است.

در مجموع، بزرگنمایی ابزار مفیدی است که نایستی در یک مطالعه بر روی تصویرهای مجزا بکار گرفته شود. بزرگنمایی این امکان را فراهم می کند که جزئیات آشکار بالینی با سهولت بیشتری دیده شده و دقیق تر اندازه گیری شوند. با اینحال بزرگنمایی دارای محدودیتهای ذاتی بوده و نایستی بعنوان روشی جهت تصحیح انتخاب میدان نمایش مورد استفاده قرار گیرد.

ثبت دو میزان ویندوی متفاوت را که در آن یکی بر روی دیگری افتاده باشد، فراهم می کنند. این فن به عنوان میزان ویندوی مضاعف (dual window setting) یا میزان ویندوی دوتایی (double window setting) معروف است. میزان ویندوی مضاعف مقدار فیلم مصرفی را در مقایسه با ثبت جداگانه میزانهای ویندو کاهش می دهد. از آنجائیکه بسیاری از بخشها این رویهم اندازی را سردر گم کننده و منفعل کننده می یابند، این فن اغلب در روشهای ثبت متعارف مورد استفاده قرار نمی گیرد.

بزرگنمایی تصویر

افتراق بین بزرگنمایی تصویری و کاهش اندازه میدان منظر دید حائز اهمیت است. کاهش نمایش میدان منظر دید اندازه تصویر را افزایش می دهد. نتیجه هر دو عمل، تصویری است که بنظر بزرگتر از تصویر عبده می باشد. در هر مورد ممکن است بدلیل بزرگ شدگی، دیدن داده آشکار بالینی راحت تر صورت گیرد. با اینحال بزرگنمایی تصویری تنها از داده تصویری استفاده می کند نه از داده خام و نحوه اثر آن به صورت کشیدن تصویر به اندازه بزرگتری می باشد. بزرگنمایی میزان تفکیک را بهبود نمی بخشد و با افزایش عامل بزرگنمایی میزان تحریف تصویری بالا می برد. علیرغم این معایب، بزرگنمایی ساده داده تصویری در بسیاری از موارد مناسب می باشد. نمونه ای از بزرگنمایی،



شکل ۱-۵: عرض ویندو کمیت مقادیر پیکسل را بر حسب مقیاس خاکستری تعیین می کند. تراز ویندو، مقدار پیکسل مرکزی را در مقیاس خاکستری تعیین می کند.

ناحیه مورد نظر

یکی از امکانات نمایش موجود بر روی کلیه اسکنرها، تعیین نمودن ناحیه‌ای بر روی تصویر می‌باشد. این ناحیه بعنوان ناحیه مورد نظر (Region of Interest) یا (ROI) معروف می‌باشد. یک ROI غالباً دایره‌ای بوده ولی ممکن است توسط اوپراتور به اشکال بیضی، مربعی، مستطیلی یا نوع مرسوم بخش تعیین شود. اولین مرحله در بسیاری از امکانات اندازه‌گیری و نمایش تعیین اندازه، شکل و محل ROI می‌باشد. بزرگنمایی تصویری، بدست آوردن اندازه متوسط هانسفیلد، انحراف معیارگیری، همگی در تعیین ROI خواسته می‌شوند.

اندازه‌گیریهای هانسفیلد و انحراف معیار

بدلایلی که بیشتر اشاره شد باید موقع استفاده از مقادیر هانسفیلد در تشخیص پاتولوژی دقت کافی مبدول داشت. با اینحال اندازه‌گیری هانسفیلد یکی از چندین ابزار با ارزشی است که در تشخیص کمک می‌کند.

در اکثر سیستم‌ها، یک نشانگر (+) بر روی ناحیه‌ای که اندازه‌گیری آن مدنظر است، قرار داده می‌شود. درک این نکته اساسی است که در صورت استفاده از نشانگر، اندازه‌گیری در اینحالت تنها در محدوده پیکسلی که توسط نشانگر مشخص شده باشد، صورت خواهد گرفت. اگر ROI در ابتدا روی یک ناحیه قرار داده شود، خوانش عبارت از معدل کلیه پیکسلهای واقع در ناحیه ROI خواهد بود و اگر ROI بدقت در ناحیه ضایعه مشکوک قرار داده شود، مقدار معدل احتمالاً نسبت به خوانش تک پیکسل دقیق‌تر خواهد بود. اندازه‌گیری با نشانگر روش مؤثر و سریع ارزیابی

چگالی ساختار خاصی بر روی تصویر می‌باشد. برای مثال اگر نشانگر در ناحیه عروقی معینی نظیر اثرات قرار داده شود در اولین تصویر بعد از ورود ماده کنتراست، اندازه حاصل نشان خواهد داد که آیا ناحیه تشریحی افزایش کنتراست دارد یا نه؟ اگر بجای مقدار قابل انتظار افزایش کنتراست خون (۹۰-۱۲۰ واحد هانسفیلد)، اندازه حاصل ۷۰

واحد هانسفیلد باشد (که نشاندهنده خون بدون افزایش کنتراست است)، در آنصورت لازم است قبل از ادامه امتحان یکعده مراحل طی شوند، این مراحل میتوانند شامل بررسی محل تزریق از لحاظ اتغیلتراسیون و ریدی یا بررسی اولیه‌گذاری از لحاظ وجود پیچ خوردگی‌ها و افزودن زمان تأخیر بین تزریق و شروع اسکن باشد، زیرا در اکثر این موارد ماده کنتراست به ناحیه تشریحی مورد نظر نمی‌رسد. روش‌های تزریق در فصل هفتم توضیح داده می‌شوند.

اندازه‌گیریهای ROI بایستی هر موقعیکه استفاده از مقادیر در فرمول‌بندی تشخیص مدنظر باشد، مورد استفاده قرار گیرند. موقعیکه ناحیه‌ای بدین شکل مشخص شود، علاوه بر میانگین عدد هانسفیلد پیکسل‌های واقع در ROI، عدد انحراف معیار نیز داده می‌شود. این عدد واریانس عدد CT را در ناحیه ROI نشان می‌دهد. برای مثال اگر ناحیه مورد نظر عدد هانسفیلد ۵ داشته باشد و انحراف معیار آن صفر باشد، چه چیزی در مورد آن ناحیه مشخص می‌شود؟ انحراف معیار نشان می‌دهد که تغییری در ناحیه ROI وجود دارد؛ بنابراین هر پیکسل واقع در این ناحیه مقدار ۵ واحد هانسفیلد دارا خواهد بود. اگر انحراف معیار بجای صفر، ۲۰ باشد، کلیه پیکسل‌های واقع در ناحیه ROI خوانش‌های برابر ۵ عدد هانسفیلد نخواهند داشت. هرچه انحراف معیار بیشتر شود، بین پیکسل‌های واقع در ناحیه تغییرات بیشتری وجود خواهد داشت. انحراف معیار به تراز هر پیکسل اشاره نمی‌کند. عواملی که انحراف معیارهای بالایی می‌دهند عبارتند از: (۱) تضعیف بافتی مرکب در ناحیه ROI (بعنوان مثال رگ‌های کلسیمی در

۱. انحراف معیار گسترده‌ترین سنجش آماری مورد استفاده از میزان گسترش یا پراکندگی یک سری از داده‌هاست که جدر مثبت واریانس می‌باشد. انحراف معیار، همانند واریانس میزان پراکندگی از مقدار میانگین مرکزی را اندازه می‌گیرد. با اینحال انحراف معیار، هم واحد با اندازه مشاهداتی بوده در حالیکه واحد واریانس مربع واحد مشاهده‌ای است. انحراف معیار همواره بزرگتر یا مساوی صفر است. اگر کلیه مشاهدات مقدار یکسانی داشته باشند، انحراف صفر بوده و بنابراین مقدار میانگین ۷ خواهد بود و از اینرو میزان پراکندگی صفر می‌شود. انحراف معیار با افزایش پراکندگی بیشتر می‌شود.

اینکه آیا مطالعه در محل بیش بینی شده پایان یافته است به آخرین تصویر جهش کند. تقدم بندی بازسازیها با این روش ممکن است بر میزان ظرفیت پذیرش بخش بیفزاید. این ویژگی بسته به کارخانه سازنده، تصویر فوری، تصویر فوری یا بازسازی تقدمی نام گذاری می شود.

توضیحات تصویری (Image Annotation)

اطلاعات خاصی که در روی هر تصویر ظاهر می شوند عبارتند از نام مرکز، نام بیمار، شماره شناسایی، تاریخ، تعداد و ضخامت برش، محل تخت، مقیاس اندازه گیری، مقیاس خاکستری و علامتهای راست و چپ. اغلب اطلاعات دیگری نیز نشان داده می شود. اطلاعات غیر تابعی شامل افزودن ماده تشدید کننده کنتراست و کلیه انتخابهای پارامتر اسکن می شود.

نرم افزار همچنین به اوپراتور این امکان را می دهد تا تصاویر خاصی را با حروف، تعابیر، فلش ها یا سایر نشان دهندهها توضیح دهد. هر زمان که از نرم افزار رایانه ای جهت تغییر وضعیت تصویر استفاده شود، توضیح تفصیلی توصیه می شود. یک نمونه عبارت از ثبت مطالعه سینوس است. اگر مطالعات سینوس در سطح کروئال در وضعیتی که بیمار بر روی شکم دراز کشیده باشد بدست آید و یک مطالعه خاص دیگری در وضعیت کروئال خوابیده به پشت صورت گیرد، اغلب در فیلم زنی، تصاویر معکوس می شوند. توجه به این جابجایی به منظور جلوگیری از هرگونه اشتباهات تشخیصی بالقوه حائز اهمیت است زیرا مایع بصورت شناور در بالا ظاهر خواهد می شود.

تصویر مرجع

کلید تابعی تصویر مرجع، خطوط برش مربوط به مکانهای روی تصویر اسکات را نمایش خواهد داد. این جنبه در تعیین موضع برشها مطابق با علامتهای تشریحی کمک می کند.

یک عضو، ROI (۲) که دارای آر تی فکت رگهای باشد (۳) ROI می که داخل حاشیه های شیء مورد اندازه گیری قرار نگیرد (بعنوان مثال کیست کلیه ای که با ROI بزرگ نامناسبی که بخشی از کالیس کلیوی مجاور را نشان می دهد اندازه گیری شده و کالیس همراه با کیست میانگین گیری شود). در دو مورد آخری، انحراف معیار بالا اندازه گیری کم دقت هانسفیلد را نیز منعکس می کند.

اندازه گیریهای فاصله

کلیه سیستم های CT امکان اندازه گیریهای فاصله را دارند. این جنبه همچنین در گزارش تاهنجاری مفید بوده و برای جایگذاری سوزن نمونه برداری یا وسیله تخلیه نیز اساسی است. سیستم، فاصله بین دو نقطه مقابل هم را به واحدهای سانتیمتر یا میلیمتر محاسبه می کند. علاوه بر این، سیستم های CT درجه شیب خط اندازه گیری را از صفحه افقی یا عمودی محاسبه می کنند. یک شبکه نیز می تواند بر روی کل تصویر قرار داده شود.

تمام تصاویر CT دارای یک مقیاس هستند که در محاذات کناره تصویر بعنوان اندازه مرجع قرار گرفته است. این امر امکان قرار دادن خط کش را در محاذات مقیاس و سپس در ناحیه یافت یا تلوژیک فراهم می کند. مقیاس فاصله CT به همان روش تبدیل اندازه مقیاس به مایل در کلید نقشه مورد استفاده قرار می گیرد.

بازسازی تقدمی (Priority Reconstruction)

در اسکنهای روی خطی جدید، سرعت برداشت تصویری بطور اساسی سریعتر از سرعت بازسازی آن است. در این موارد بلوکی از داده های خام منتظر هستند تا تصاویر مربوط به خود را ایجاد کنند. در اکثر سیستم ها بطور معمول امکان انتخاب داده ای که در ابتدا بازسازی خواهد شد، وجود دارد. با استفاده از این تابع، تکنولوژیست می تواند چند تصویر اول یک مطالعه را بررسی کند. سپس جهت تعیین

نمایش چند تصویری

نمایش چند تصویری امکان نمایش بیش از یک تصویر را در یک فریم واحد مقدور می‌سازد. نمایش چند تصویری اغلب بعنوان روشی برای مصرف بهینه از فیلم، به‌ویژه موقعیکه کپی‌های فیلم توسط پزشک معرف درخواست شده باشند، مورد استفاده قرار می‌گیرد. قالب‌های تصویری (بیمارتی چهار یا شش تصویر در هر فریم) اغلب بسته به کارخانه سازنده متفاوت هستند.

توابع نمایش پیشرفته

روشهای نمایش و اندازه‌گیری که کاربردهای اختصاصی تری دارند، عموماً بعنوان توابع نمایش پیشرفته (advanced display functions) معرفی می‌شوند. در اسکنرهای قدیمی‌تر، اکثر این روشها به زحمت قابل اجرا بوده و وقت‌گیر بودند، بنابراین پیوسته مورد استفاده قرار نمی‌گرفتند. با اینحال اکثر اسکنرهای جدیدتر می‌توانند این روشها را در عرض چند ثانیه اجرا کنند، بنابراین استفاده از آنها بیشتر متداول می‌شود.

هیستوگرام

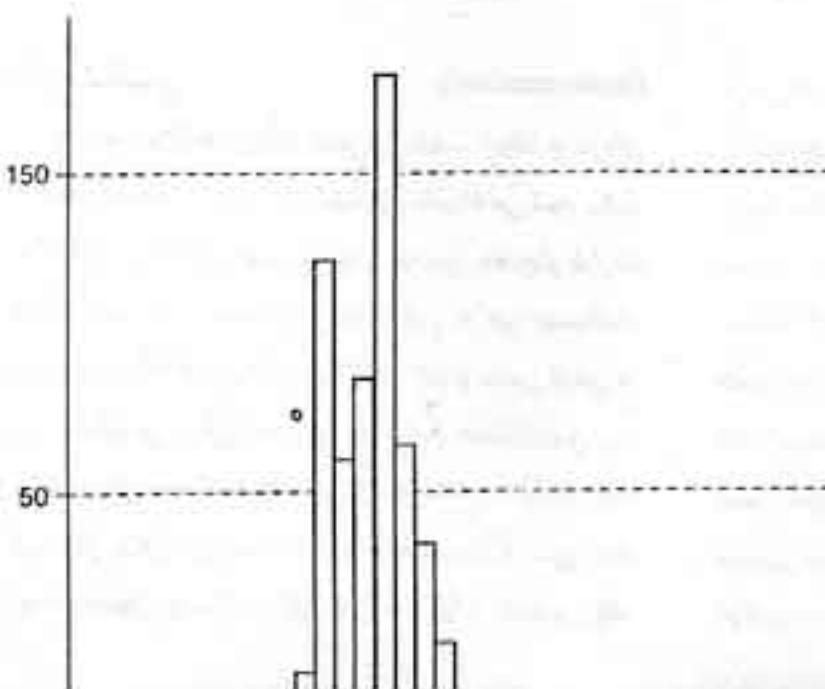
هیستوگرام نمایش ستونی است که ترتیب فراوانی گستره اعداد CT را در یک ROI نشان می‌دهد (شکل ۲۵ را ببینید).

عدد پیکسل

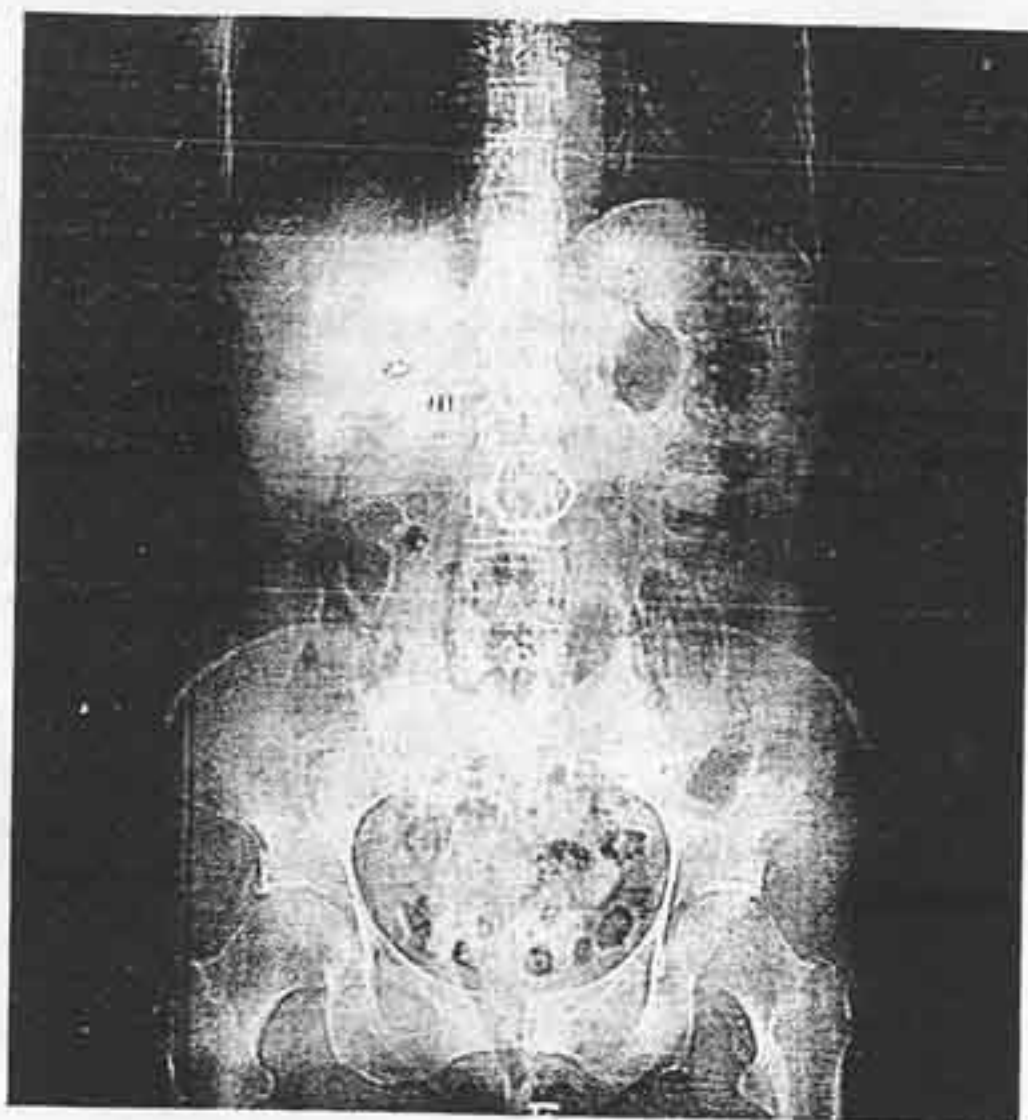
کلید تابعی عدد پیکسل، اعداد CT ناحیه مشخصی را نمایش داده و معین می‌کند. ناحیه مذکور برحسب نوع نرم افزار تفاوت می‌کند، مرکز ناحیه عبارت از جایی است که اوپراتور نشانگر را بر روی آن قرار می‌دهد.

رابط دهنده (correlate)

کلید تابعی رابط دهنده، امکان نشانه گذاری بر روی تصاویر بازسازی شده از نواحی تشریحی را همراه با خطوط پیرامونی، ممکن ساخته و سپس آنها را در روی تصویر اسکات می‌اندازد (شکل ۳۵ را ببینید). ربط دادن ناحیه خاصی از ناهنجاری به یک علامت تشریحی معین در طراحی درمان پرتوی یا جراحی، مزیت محسوب شود.



شکل ۲۵: نما و فراوانی گستره‌ای از اعداد CT واقع در ناحیه مورد نظر در هیستوگرام نشان داده می‌شوند.



شکل ۳.۵: کلید تابعی ربط دهنده امکان علامتگذاری ناحیه آنوریسم آنورتی را بر روی برشهای مقطع عرضی و انداختن حاشیه‌های آنها بر روی تصویر اسکات مقدور می‌سازد.

قرص نان هم شکلی داشته باشند. برای مثال آنها باید هم اندازه بوده، لبه‌هایشان تماماً با هم تطبیق داشته باشند، زاویه مبدا برش یکسانی داشته و باید هیچ برشی جا انداخته نشود. بهمان صورت جهت باز تشکیلی موفق یک مطالعه CT، کلیه برشها باید نمایش منظر دید، مرکز تصویری (به عبارتی مختصات X,Y) و زاویه گنتری مشابهی داشته و بلاانقطاع مجاور هم باشند (بین برشها هیچ فضای بدون تصویری وجود نداشته باشد). زیرا انطباق کامل تصاویر در باز تشکیلی عامل حیاتی است، حتی کمترین حرکتی محصول نهایی را تا حد زیادی خراب می‌کند.

باز تشکیلی (Reformation)

فرایند استفاده از داده تصویری جهت ایجاد منظره‌ای در سطح متفاوت بدنی، باز تشکیلی نامیده می‌شود. یکبار دیگر قرصی از نان همسان جهت توضیح واضح‌تر فرایند، کمک کننده می‌باشد. اگر برشهای نان به هم چسبانیده شوند، بطوریکه قرص کاملی را تقلید کنند و سپس قرص در جهت متفاوتی برش داده شود (در جهت قائم)، این بار برشهای نان را می‌توان از چشم‌انداز تازه‌ای مشاهده کرد. این مثال نشان می‌دهد که کلیه برشهای اولیه نان باید جهت تسهیل چسباندن آنها به همدیگر و تشکیل یک

بازتشکیلی چند صفحه‌ای

(Multiplanar Reformation)

بازتشکیلی که جهت نمایش بدن در صفحات مختلف بدنی انجام می‌گیرد به‌عنوان بازتشکیلی چند صفحه‌ای معروف است. بسیاری از سیستم‌ها، امکاناتی تحت عنوان بازتشکیلی بی‌درنگ (real-time reformation) دارند که به اوپراتور اجازه می‌دهد، همزمان در حالیکه نرم افزار بطور پیوسته تصویر را تجدید می‌کند، صفحه بدنی را تغییر دهد. این جنبه به اوپراتور اجازه استفاده از تجربه و خطا را جهت بدست آوردن صفحه تصویری ایده‌آل می‌دهد. یکی از امکانات متداول دیگر موجود در برنامه نرم افزاری بازتشکیلی عبارت از قابلیت ایجاد تصاویر قالب‌ریزی شده دیگری از اولین تصویر قالب‌ریزی شده است. این عمل دوباره قالب‌ریزی از یک تصویر قالب‌ریزی شده اولیه در تصویربرداری از فقرات کمری مفید است. اگر تصاویر اولیه از فضای دیسکی بدون زلویه دادن به گنتری برداشته شوند، تصویر قالب ریزی شده سائیتال بدست می‌آید (فصل ۸ را جهت توضیح صفحات بدنی ببینید). سپس تصویر حاصل جهت ایجاد تصویر اگزایالی که به اندازه فضای دیسکی زاویه داده شده است مورد استفاده قرار می‌گیرد. این محصول نهایی، تصویری است که برش اگزایال برداشته شده با گنتری زاویه‌داری را که با زاویه ستون مهره مطابقت می‌کند، شبیه سازی می‌کند (شکل ۴۵ را ببینید).

عموماً هرچه برش اولیه نازکتر شود، تصویر دوباره قالب ریزی شده بهتری می‌شود. همچنین استفاده از برش‌های رویهم افتاده، تصویر دوباره قالب‌ریزی شده را بهبود می‌بخشد. داده مارپیچی می‌تواند جهت ایجاد تصاویر رویهم افتاده و استفاده در انواع دوباره قالب ریزی شده بصورت گذشته نگر بازسازی شود. قالب‌ریزی مجدد از داده‌های تصویری صورت گرفته و به هیچ تغییری در پارامترهای اسکن نیاز ندارد. اگرچه دوباره قالب‌ریزی

تصویر مفید بوده و اغلب اطلاعات بیشتری بدست می‌دهد، با اینحال تصاویر تولید شده از کیفیت بالای اسکن واقعی که در صفحه دیگری انجام شده باشد، برخوردار نمی‌باشند.

بازتشکیلی سه بعدی

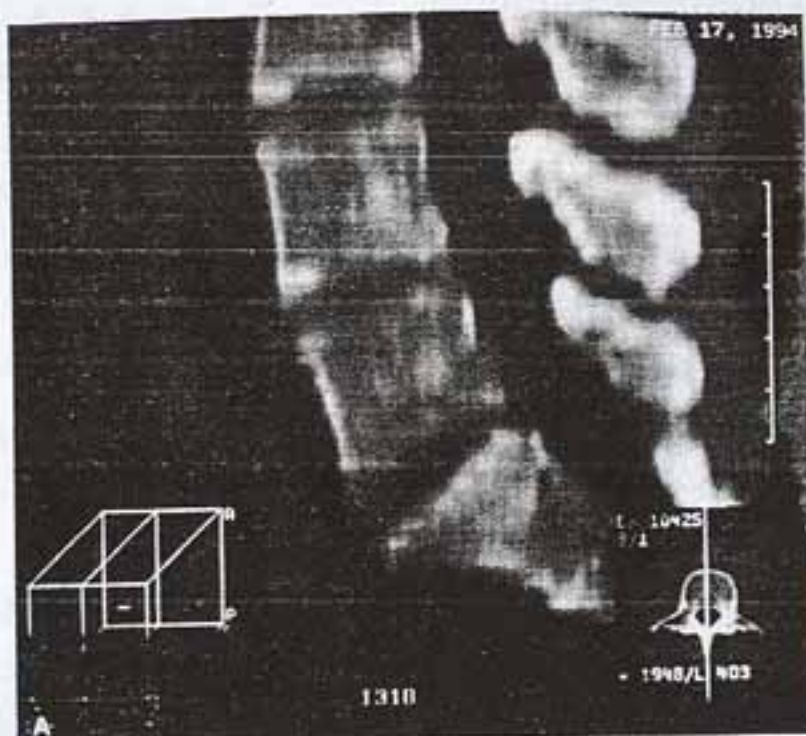
(Three-Dimensional Reformation)

افزودن برنامه نرم افزاری ویژگی‌های امکان انجام نوع دیگری از دوباره قالب‌ریزی را فراهم می‌نماید. با استفاده از این نرم افزار، برش‌های تکی باهم درآمیخته و متعادل سازی می‌شوند، بطوریکه سطوح حاصله ساختار تشریحی کامل بدن بیمار را تقلید می‌کنند. این جنبه تحت عنوان بازتشکیلی سه بعدی نامیده می‌شود.

عمومی‌ترین موارد کاربرد بازتشکیلی‌های سه بعدی عبارتند از تروما، تومور و نقص‌های مادرزادی. تصویر سه بعدی غالباً یک نقش حیاتی در طراحی جراحی ترمیمی و ارتوپدی ایفا می‌کند.

اصول بازتشکیلی چند صفحه‌ای، بویژه این اصل که هرچه برش‌های اولیه CT نازکتر باشند تصویر سه بعدی نهایی بهتر خواهد شد؛ جهت قالب‌های سه بعدی بکار گرفته می‌شوند.

طبیعی از برنامه‌های اسکن سه بعدی به منظور مطابقت دادن تفاوت‌های اندازه‌ای نواحی مورد امتحان بکار گرفته می‌شوند. وقتی ساختارهای کوچکی مورد امتحان قرار می‌گیرند (نظیر استخوان پاشنه، مهره، مچ پا) بهترین کار می‌تواند استفاده از حرکت درون روی ۱/۵ میلی‌متری تخت (میزان فاصله‌گذاری) با ضخامت برش ۱/۵ میلی‌متر باشد. ساختارهایی با اندازه متوسط (نظیر زانو/ مفصل هانش و استخوان‌های صورت) معمولاً نیازمند حرکت درون روی ۳ میلی‌متری تخت با ضخامت برش ۳ میلی‌متر می‌باشند. ساختارهای بزرگ (نظیر لگن) را می‌توان با حرکت درون روی ۳ یا ۵ میلی‌متری تخت و ضخامت برش ۵ میلی‌متر اسکن کرد.



شکل ۴-۵: الف) بازتشنه‌سازی سازه‌های مهره‌های سوم تا پنجم کمری. تصویر سمت راست پایین شکل صفحه باز تشنه‌سازی را از منظره برش آگزیه‌ای آن نشان می‌دهد. (ب) از باز تشنه‌سازی سازه‌های بعنوان تصویر مرجع استفاده شده و یک باز تشنه‌سازی آگزیه‌ای با زاویه گرفتن از داخل فضای دیسک ایجاد شده است. این باز تشنه‌سازی آگزیه‌ای، تصویر حاصل از گنتری را که مطابق فضای دیسک زاویه دار شده باشد، تقلید می‌کند.

اکثر برنامه‌های نرم‌افزاری سه بعدی امکان درامیزی‌های مختلف فواصل و ضخامت‌های برش را در یک طرح سه بعدی واحد مقدور می‌سازند. در نتیجه، یک برنامه اسکن با برشهای نازک و فاصله‌گذاری اندک از ناحیه مورد نظر اولیه (یعنی شکستگی یا تومور) می‌تواند با برشهای ضخیم‌تر و فاصله‌گذاری بیشتر از ساختارهای یافتی ادامه یابد. دوباره [عین حالات قبل]، کلیه برشها باید بدون تعبیر زاویه‌گنتری، از ارتفاع تخت و میدان منظر دید و بدون حرکت بیمار در طی توالی اسکن مجاور هم باشند.

بهتر است موقع ایجاد اولین تصاویر سه بعدی با یک عده روش‌های اسکن، اسکنهای متعدد CT از یک فانتوم انجام داد. این عمل در تعیین برنامه و الگوریتم مطلوب اسکن به بخش CT کمک خواهد کرد. برخی از برنامه‌های سه بعدی نیاز به بازسازی داده تصویری با الگوریتم استاندارد دارند در حالیکه سایر برنامه‌ها به استفاده از الگوریتم اسخوانی نیاز دارند.

معمولاً افزودن میزان میلی‌آمپر ثانیه یا کیلو ولت اوج در مطالعه اولیه، جهت تولید تصاویر سه بعدی قابل قبول لزومی ندارد. در عوض موقعی که اسکنی بطور انحصاری جهت تولید طرح‌های تصویری سه بعدی اجرا شود، پارامترهای اسکن را می‌توان کاهش داد.

یک بخش CT اسکن جهت تولید تصاویر سه بعدی باید به اسکنر CT موجود یک بسته نرم افزار سه بعدی افزوده یا به یک پست مستقل رایانه سه بعدی مجهز شود. اکثر تولید کنندگان برنامه سه بعدی سازگار با سیستم خود را ارائه می‌کنند. علاوه بر آن، شرکت‌های مستقل متعددی برنامه‌های سه بعدی ارائه می‌کنند که می‌تواند در هر نوع اسکنر مورد استفاده قرار گیرد. برخی از برنامه‌های سه بعدی امکان استفاده از داده تصویربرداری تشدید مغناطیسی را عین داده CT مقدور می‌سازند.

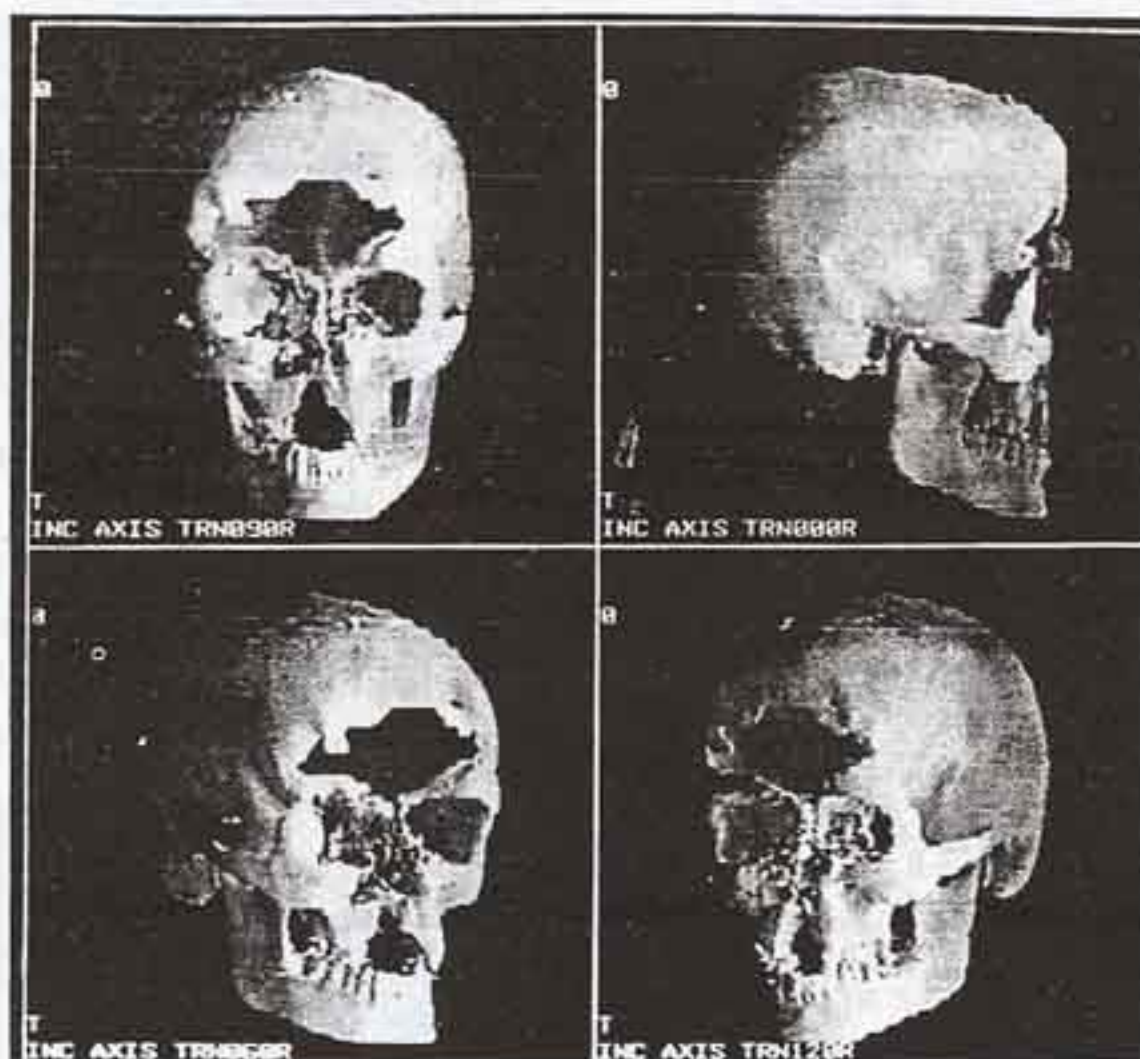
تصویربرداری سه بعدی به تکنولوژیست قابلیت ایجاد تصاویر تشخیصی را که با سایر شکل‌های تصویربرداری قابل دستیابی نیست، اعطاء می‌کند. برای مثال، عملاً

امکان حرکت دادن یک بیمار ترومایی به منظور فراهم آوردن منظر دید بهتری از استخوان شکسته شده وجود ندارد زیرا حرکت ممکن است باعث ترومای بیشتر بیمار شود. با اینحال بعد از یک اسکن CT، تصویر سه بعدی استخوان شکسته را می‌توان به منظور نشان دادن کلیه نماهای محل تروما به رادیولوژیست یا جراح، چرخش داد. علاوه بر آن، یک استخوان خاص را می‌توان بصورت جدا شده (منفک) مشاهده کرد و بنابراین از محو شدن اطلاعات اساسی یا افتادن ساختارهای مجاور بر روی آن جلوگیری می‌شود. این قابلیت تصویربرداری همچنین در بررسی مبتلایان به تومورها و نقص‌های مادرزادی مفید می‌باشد. قابلیت‌های برنامه‌های نرم‌افزاری و رایانه‌های سه بعدی با ظهور فن‌آوریهای تصویربرداری ساهرانة دیگری ترقی خواهند نمود. روشهای تصویربرداری سه بعدی امروزی و انواعی که در آینده به جریان خواهند افتاد، نظیر تصاویر شفاف، قابلیت‌های برش صفحه‌ای و ذوب میان حجمی و نمایش‌های دو و سه بعدی برش تصویر مرجع و اندازه‌گیریهای سه بعدی در کمک به تمایش و تجزیه و تحلیل ساختارهای پنهان و مرکب ادامه خواهند داد.

تمایز بازتشنیکی از بازسازی حائز اهمیت است، چنانکه قبلاً توضیح داده شد بازسازی داده‌های خاصی را که بطور اولیه جمع‌آوری شده است جهت تشکیل تصاویر جدید مورد استفاده قرار می‌دهد. در عوض، بازتشنیکی اینکه چند صفحه‌ای یا سه بعدی باشد، تنها از داده‌های تصویری استفاده می‌کند (شکل ۵۵ را ببینید).

جمع‌بندی فصل

تغییر دادن عرض ویندو گستره قابل رؤیت اعداد CT را باریک یا پهن می‌کند. عرض ویندو و تراز ویندو تعیین می‌کنند که کدامیک از جنبه‌های یک تصویر مشاهده شوند. سایه‌های خاکستری نمایش داده شده بر روی یک تصویر، مقیاس خاکستری نامیده می‌شود. سایه خاکستری که به ساختار تشریحی خاصی اختصاص دارند به تضعیف



شکل ۵.۵: تصویر سه بعدی نشان دهنده زخم گلوله در صورت.

تسهیل تشخیص می دهند، درک امکانات موجود در هر سیستم حائز اهمیت است. شناخت نقاط قدرت و ضعف امکانات سیستم در تعیین کاربرد مناسبشان کمک خواهد کرد. دفترچه راهنمای اپراتور که توسط هر کارخانه تولید کننده منتشر می شود منبع مهم این نوع اطلاعات محسوب می شود.

بزرگنمایی تصویر می تواند با بزرگ کردن نواحی مورد نظر قابلیت آشکارسازی ضایعه را بهبود بخشد. با اینحال، از آنجائیکه در فرایند بزرگنمایی کمی انحراف ذاتی وجود دارد، نیایستی آنرا جایگزین روش انتخاب اندازه میدان صحیح کرد.

تعریف ROI اولین مرحله در بسیاری از برنامه های

دسته پرتو توسط ساختار مربوط می شود. اعداد هانسفیلد بالاتر با سایه های خاکستری روشنتری نشان داده می شوند. عرض ویندو، گستره اعداد هانسفیلد را برای تصویر معینی را برمیگزیند و تراز ویندو، عدد هانسفیلد مرکزی این گستره را تعیین می کند. عموماً، تراز ویندو تا حدی هم تراز با عدد هانسفیلد بافت مورد نظر تنظیم می شود. میزانهای مطلوب ویندو کاملاً غیتی بوده و بسته به میدان مورد نظر متغیر هستند. مقادیر چابی عرض و مرکز ویندوها تنها بعنوان یک راهنمای اولیه ارائه می شوند. شرایط بیمار و سلیقه پرسنل اندازه تغییرات لازم را تعیین می کنند.

اکثر سیستم ها اجازه دستکاری تصویر را به منظور

کلید تابعی بهترین تناسب را خواهد داشت در تشخیص کمک کننده خواهد بود.

باز تشکیلی تصویر تنها به داده تصویری و نه به داده خام، نیاز دارد. با اینحال برخی از معیارها باید هماهنگ شوند. تصاویر باید مرکز تصویری، میدان نمایش = زاویه گفتری یکسانی داشته باشند. علاوه بر این پارامترها، تصاویر باید مجاور هم باشند (بدون جا انداختن برش). در مجموع، برشهای نازکتر، تصاویر دوباره قالب‌ریزی شده بهتری می‌دهند. برشهای رویهم افتاده ممکن است همچنین کیفیت باز تشکیلی را بهبود بخشند.

سئوالات مروری

- ۱- چرا مقیاس خاکستری جهت نمایش تصاویر CT ضروری است؟
- ۲- عرض ویندو چه چیزی را تعیین می‌کند؟
- ۳- اگر اعداد پیکسل بالا تر یا پایین تر از گستره انتخاب شده برای عرض ویندو باشند چه اتفاقی می‌افتد؟
- ۴- نمونه‌ای از سطح تشریحی را که با عرض ویندو پهن به بهترین شکل تصویر می‌شود فراهم کنید. سطحی که با عرض ویندوی باریک به بهترین شکل مشاهده می‌شود، کدام است؟
- ۵- تراز ویندو چه چیزی را بر می‌گزیند؟
- ۶- بزرگ کردن یک تصویر CT چه موقع مفید است؟
- ۷- انحراف معیار بالا نشانگر چیست؟
- ۸- چه عواملی باید در موقع دوباره قالب‌ریزی تصاویر برابر باشند؟
- ۹- سه مشخصه باز تشکیلی سه بعدی را ذکر کنید.

نمایش و اندازه‌گیری است. استفاده از یک نشانگر جهت بدست آوردن اندازه هانسفیلد [نقطه مورد نظر] تنها اندازه یک پیکسل را مشخص می‌کند. انتخاب ROI امکان اندازه‌گیری میانگین را برای کلیه پیکسل‌های موجود در ناحیه تعیین شده مقدور می‌سازد.

اندازه‌گیری‌های فاصله برآوردی از اندازه ناهنجاری را فراهم می‌کنند. این اندازه‌گیریها همچنین در انجام روشهای درناژ یا بیوپسی صحیح اساسی هستند، مقیاسهای فاصله در حاشیه تصویر امکان اندازه‌گیری با پرگار را مقدور می‌سازند.

در بسیاری از سیستم‌ها، داده‌ها خیلی سریعتر از آنچه که بتوانند به تصویر تبدیل شوند، جمع‌آوری می‌شوند. روش انتظار داده جهت بازسازی تصویر، اغلب ممکن است به منظور کمک به کاهش تراکم کاری بخش مزیتی محسوب شود.

حاشیه‌نویسی تصاویر با هرگونه اطلاعاتی که ممکن است بلافاصله ظاهر نشوند، حائز اهمیت است. نمونه‌هایی از اینگونه حاشیه نویسی‌ها عبارتند از «تصاویر این مطالعه از بالا به پایین چیده شده است» و «تصویر تأخیری: ۱۵ دقیقه بعد از تزریق ماده کنتراست».

یک عده اساسی به روش نمایش دادن هر برش در مطالعه بر روی تصویر اسکات اولیه اشاره می‌کنند. این روش مرجع نویسی به عنوان روش عملی استاندارد در کلیه مطالعات CT مدنظر قرار می‌گیرد.

کلیدهای تابعی نمایش پیشرفته بطور معمول مورد استفاده قرار نمی‌گیرند، اما می‌توانند اطلاعات اضافی بیشتری را فراهم کنند. فهم اینکه کدام کاربردها برای هر



دوز سنجی پرتو

پرتو یونیزان

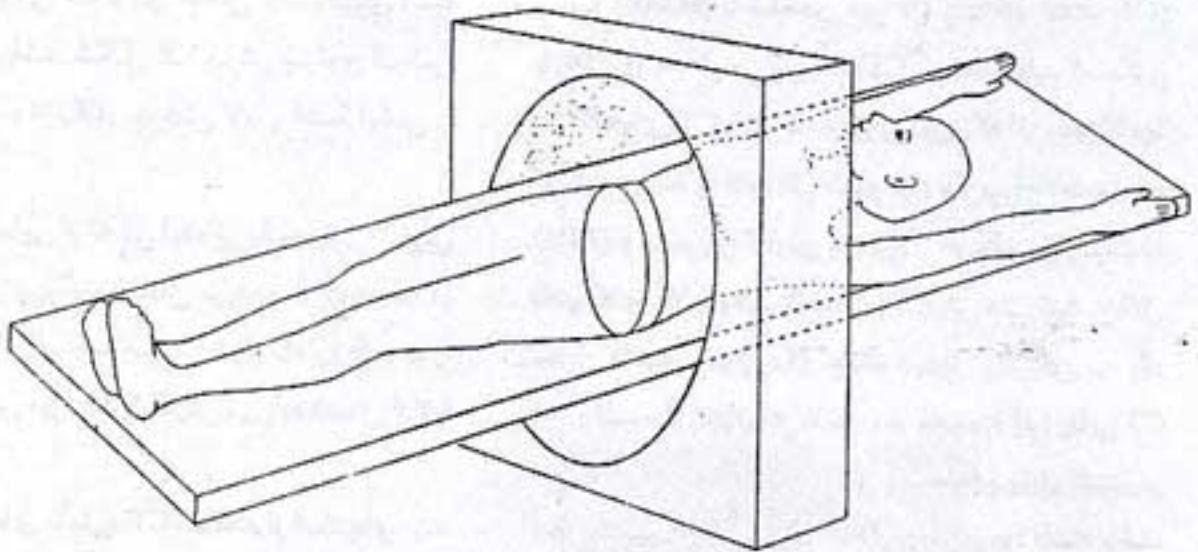
برخی اشکال انرژی نظیر تابش پرتو ایکس به مواد نفوذ کرده و جذب شده یا تغییراتی را در ماده سبب می‌شوند. معمولاً پرتو به علت انتقال انرژی خود به ماده‌ای که در آن نفوذ می‌کند، متوقف می‌شود. یک شعاع پرتو ایکس می‌تواند در مسیر خود در داخل بدن با انتقال انرژی خود به بافت بطور غیر مستقیم، جفت یون‌هایی تولید کند. جفت یونها با سایر سیستم‌های شیمیایی واکنش داده و موجب آسیب می‌شوند. شعاع‌های پرتو ایکس همچنین ممکن است در اثر برخورد و شکستن پیوندهای مولکولی نظیر پیوندهایی که در DNA وجود دارند، بطور مستقیم باعث بروز آسیب شوند.

پرتو یونیزانی که در CT بکار می‌رود پرتو ایکس با حداکثر انرژی ۱۲۰ تا ۱۴۰ کیلو الکترون ولت و متوسط انرژی نزدیک به ۷۰ کیلو الکترون ولت می‌باشد. موقع عبور پرتوهای ایکس از ماده (هوا)، پرتو دهی تابشی حاصل می‌شود. واحد پرتو دهی رونتگن (roentgen) یا (R) است که بنا به تعریف عبارت از مقدار انرژی پرتو ایکس یا گامای لازم جهت تولید یک بار الکترو استاتیک 0.000258 کولنی (C) در یک کیلوگرم از هوا می‌باشد. این واحد تنها برای پرتو دهی در هوا کاربرد دارد.

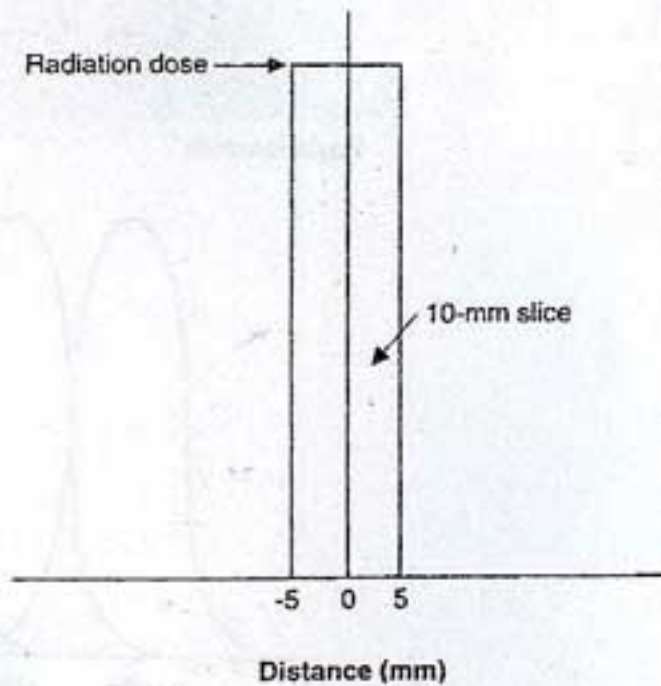
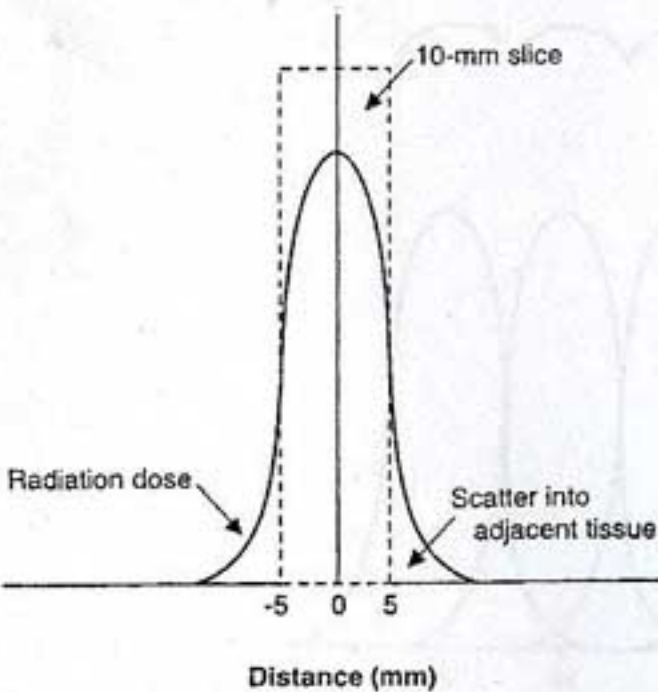
موقعی که پرتوهای ایکس حاصل از اسکنر CT به

بیمار برخورد می‌کنند و با بافت واکنش انجام می‌دهند اکثر انرژی جذب شده و مقداری از آن از بدن گذشته و به آشکارسازها می‌رسد. واحد دوز جذبی راد (rad) است. راد معادل جذب 0.01 ژول (J) انرژی در هر گرم ماده می‌باشد. در سیستم بین المللی واحدها (SI) واحد دوز جذبی گری (Gy) می‌باشد. یک گری معادل ۱۰۰ راد است. یک سانتی گری (cGy) معادل با یک راد است. جهت محاسبه راد در بافت از رونتگن در هوا، یک عامل تبدیل لازم می‌باشد. این عامل برای پرتوهای ایکس تشخیصی نزدیک به یک بوده و اکثر افراد از این تفاوت جزئی صرف‌نظر می‌کنند.

در تمایز اثرات مضر دوز پرتو ایکس، عامل تبدیل دیگری بنام عامل کیفی (quality factor) یا (QF) بر دوز جذبی اعمال می‌شود تا اثرات مضر متفاوت حاصل از انواع مختلف پرتوهای یونیزان مدنظر قرار گیرد. مقدار این عامل در مورد پرتوهای ایکس تشخیصی ۱ بوده و واحد دوز معادل رم (rem) است که اختصاراً تابش معادل در انسان (radiation equivalent man) می‌باشد. واحد SI برای دوز معادل، سیورت (Sivert) یا (Sv) است. یک سیورت معادل ۱۰۰ رم است. این واژه برای مقاصد حفاظت پرتوی مورد استفاده قرار گرفته و معمولاً تنها در مورد پرتوگیری شغلی کارکنان CT مورد بحث قرار می‌گیرد.



شکل ۱-۶: برش پرتوی ترانس آگزیکال حاصل از یکبار چرخش لامپ اشعه ایکس.



شکل ۳-۶: بعثت پراکندگی در بدن بیمار، پرتو به بافت خارج از برش مورد نظر پخش می‌شود.

شکل ۲-۶: نمای پرتوی ایده‌آل یک برش ۱۰ میلی‌متری بدون پرتو پراکنده

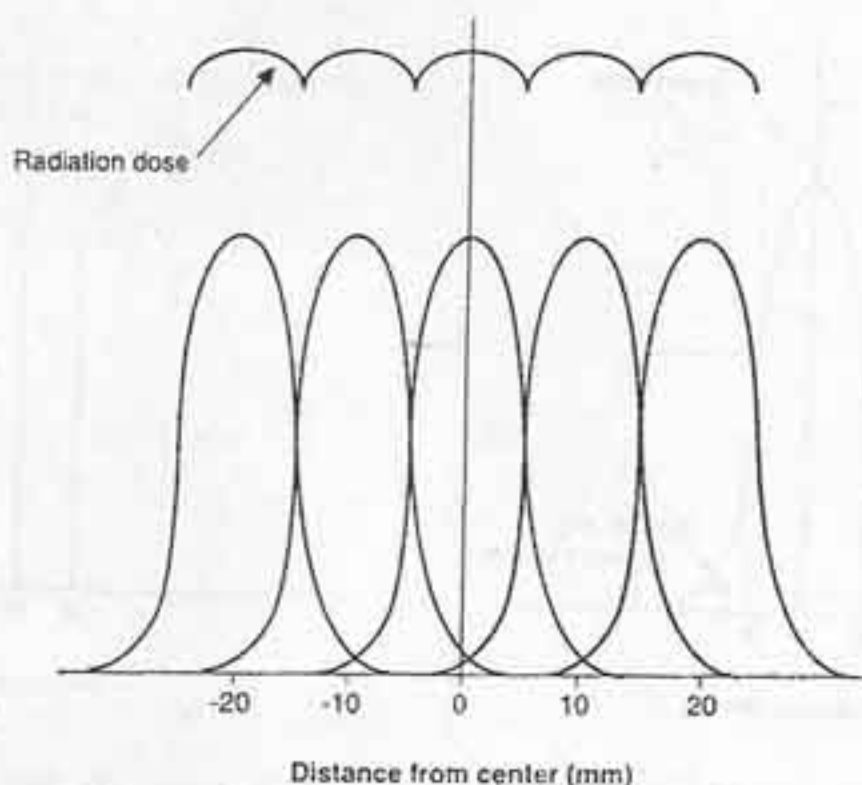
دوز بیمار

دوز رسیده به بیماران برحسب راد یا سانتی‌گری گزارش می‌شود و این مقدار دوز حاصل جذب انرژی دسته پرتو ایکس می‌باشد. شکل ۱۶ برش پرتوی تراس اگزیاال تولید شده از یکبار چرخش لامپ اشعه ایکس را نشان می‌دهد.

شکل ۱۶ نمای از تابش ایده‌آل یک برش ۱۰ میلی متری را بدون پرتو پراکنده نشان می‌دهد. از آنجائیکه در بدن بیمار پراکندگی پرتو حاصل می‌شود، مقداری از پرتو به بافت خارج از برش مورد نظر گسترش می‌یابد (شکل ۱۷ را ببینید).

اکثر کاربردهای بالینی CT استفاده از اسکنهای چند برشی با برشهای مجاور یا رویهم را شامل می‌شود. دوز پرتوی بیمار از اسکنهای چند برشی، عبارت از افزوده شدن پرتوهای پراکنده یا دوز کناره‌های هر برش بر دوز پرتوی برش مرکزی می‌باشد (شکل ۱۸ را ببینید). موقعی که بین

برشها، رویهم افتادگی یا شکافی وجود نداشته باشد متوسط دوز اسکن چند برشی (multiple scan average dose) یا (MSAD) با شاخص دوز CT (CT dose index) یا (CTDI) معادل می‌شود. CTDI توسط تولید کنندگان دستگاههای CT یا توجه به میزان دوزی که این دستگاهها اعمال می‌کنند به اداره کل دارو و مواد غذایی ایالات متحده (FDA) و مشتریان گزارش می‌شود^(۱). در واقع دوز رسیده به فانتوم‌های پلاستیکی (لوسیتی) گزارش می‌شود. عامل تبدیل فانتوم لوسیتی (I) جهت تبدیل رونتگن به راد، ۰/۷۸ است. از آنجائیکه عامل ۱ در محدوده انرژیهای CT تقریباً ۰/۹۳ می‌باشد دوز بافتی (عضله) بیشتر است. در صورتیکه شکاف یا رویهم افتادگی برش وجود داشته باشد، CTDI به نسبت ضخامت برش بر میزان درون روی برش برداری ضرب می‌شود عدد حاصل MSAD آن روش خواهد بود.



شکل ۱۸: دوز پرتوی حاصل از اسکنهای چند برشی بر روی دوز پرتوی برش مرکزی بعلمت پرتو پراکنده حاصل از رویهم افتادن هر برش مجاور می‌افزاید.

بعثت ماهیت چرخش هم مرکز هندسه پرتودهی، مرکز بدن بیمار همانند پیرامون بدن تقریباً در حد زیادی پرتو دریافت می‌کند. معمولاً یکنواختی دوز در اسکنهای ناحیه سر صدق می‌کند ولی با افزایش اندازه بدن بیمار و میدان منظر دید اسکن از میزان یکنواختی دوز کاسته می‌شود (شکل ۵۶ را ببینید). دوز مرکزی یک اسکن بدنی (به ضخامت ۲۵ سانتیمتری) معمولاً $\frac{1}{5}$ تا $\frac{1}{3}$ دوز پیرامون بدن می‌باشد.

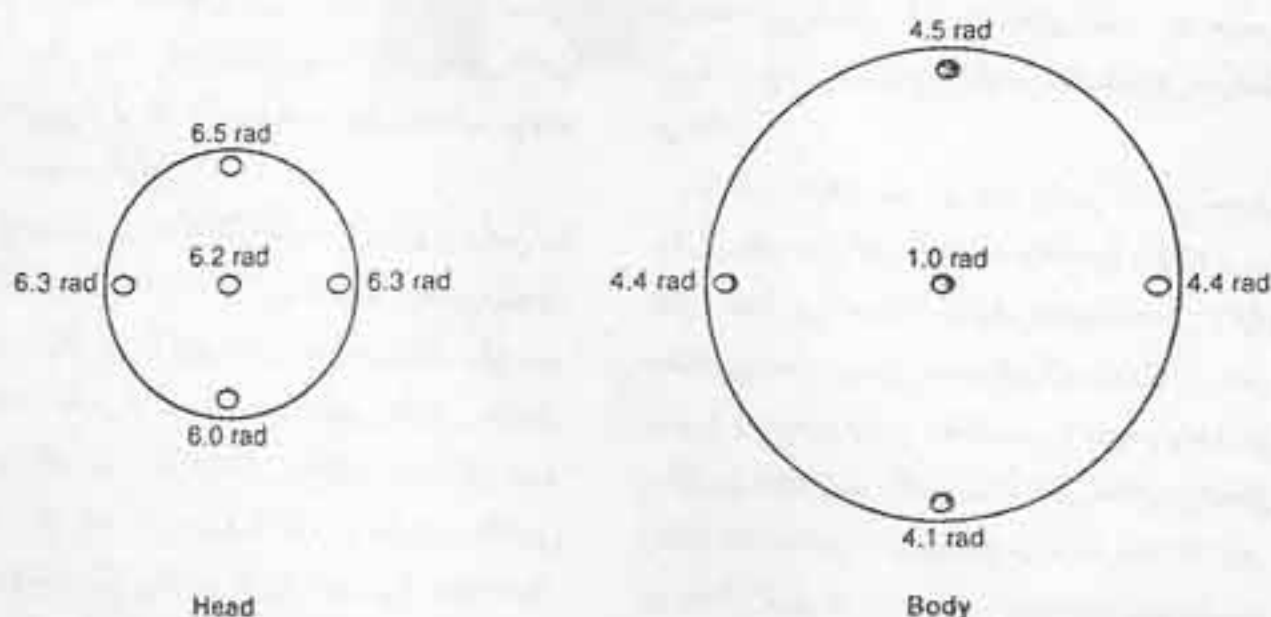
در روش پرتونگاری معمولی با فیلم و اسکرین پوست سطح ورودی بیشترین مقدار پرتو (۱۰۰٪) را دریافت می‌کند. درصد فوق با نفوذ دسته پرتو ایکس به بافت به سرعت کاهش می‌یابد. میزان پرتو خروجی می‌تواند ۱/۱ تا ۱ درصد پرتو ورودی باشد (شکل ۵۶ را ببینید).

اندازه‌گیری‌هایی معمولاً در مرکز پرش و چند نقطه حول پیرامون بدن بیمار صورت می‌گیرند. فانتومهای پلاستیکی به تقلید از بدن بیمار بکار می‌روند. سپس دوزهای CTDI روش‌های تصویربرداری از نواحی بدن و سر گزارش می‌شوند. این دوزها، دوزهایی هستند که بیمار از اسکن‌های چندبرشی یا اسکن به روش برشهای مجاور

دریافت می‌کند. در صورتیکه رویهم افتادگی پرش یا شکاف بین برشها وجود داشته باشد، CTDI به نسبت ضخامت پرش بر میزان درون روی پرش برداری ضرب می‌شود. یک ضخامت پرش ۱۰ میلی متر یا فاصله پرش برداری ۸ میلی متری منجر به افزایش CTDI به ۱۰ بر ۸ یا ۱/۲۵ می‌شود. این عدد از لحاظ فنی MSAD است زیرا شرایط CTDI در آن چندان حفظ نمی‌شود.

اندازه‌گیری‌ها ممکن است ترانزهای غیر یکنواختی از دوز را در سراسر فانتوم نشان دهند، این ترانزهای دوز، حاصل از اسکن‌ها یا روشهایی است که قابلیت‌های انجام اسکن جزئی یا اسکن مازاد را دارند. در اسکن‌های شکمی دوز پیرامونی معمولاً نزدیک رویه تخت کاهش نشان می‌دهد که به علت تضعیف اضافی تخت می‌باشد.

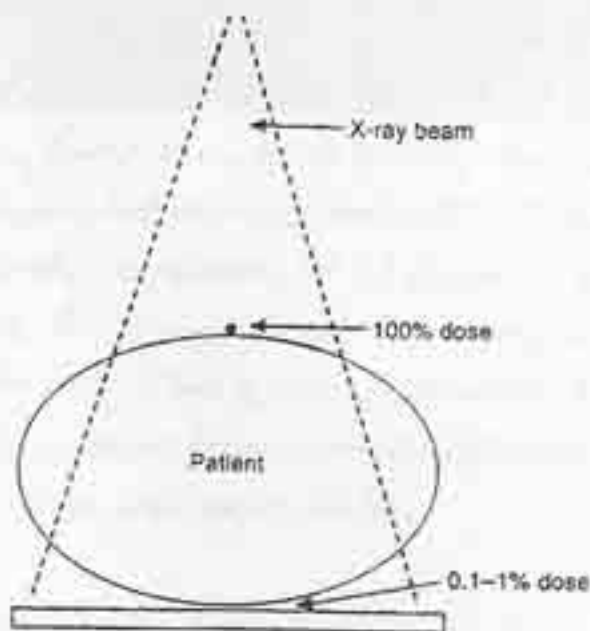
در CT، عوامل متعددی بر دوز بیمار تأثیر می‌گذارند. درک این نکته حائز اهمیت است که نمی‌توان دوزهای اعمالی از CT را با پرتوگیری فیلم و اسکرین بسادگی مقایسه کرد. این دو روش تصویربرداری از لحاظ اهداف، اصول و مبانی بطور چشمگیری متفاوت بوده و ابزارهای تصویربرداری متفاوتی نیز دارند.



شکل ۵۶: مرکز بدن بیمار می‌تواند دوزی تقریباً نزدیک به پیرامون آنرا دریافت کند. این امر در مورد اسکنهای ناحیه سر صادق است. با اینحال، همراه با افزایش ضخامت بدن و میدان منظر دید اسکن دوز مرکز بدن بیمار کاهش می‌یابد.

برای مثال سربیهایی از برشهای مجاور CT شکم ۲ تا ۵ راد پرتو به پیرامون بدن می‌دهد (۱ تا ۲ راد به مرکز بدن). یک فیلم قدیمی خلفی از شکم در سطح بدن ۰/۳ تا ۰/۶ راد و در مرکز آن ۰/۳ تا ۰/۱ راد و پرتو خیلی کمی در سطح خروجی (۰/۰۲ تا ۰/۰۱ راد) ایجاد می‌کند. اگر فیلم تکرار شود دوز به دفعات تکرار همان تکنیک ضرب می‌شود. بدلیل تکنیکی امکان تکرار مطالعات در CT اندک می‌باشد. معمولاً مطالعات با مواد کنتراست بطور همراه با مطالعات بدون مواد کنتراست صورت می‌گیرند و این عمل ممکن است دوز بیمار را دو برابر کند.

آنژیوگرافی و پرتونگاری مداخله‌ای روشهای ویژه‌ای هستند که دوزهای پرتوی نزدیک یا بیشتر از دوزهای CT را تولید می‌کنند. بعنوان مثال در مورد آنژیوگرافی مغزی با



شکل ۶-۶: در پرتونگاری معمول فیلم / اسکرین، سطح پوست بیشترین پرتو را (۱۰۰ درصد) دریافت می‌کند. موقع عبور دسته پرتو ایکس از بافت این درصد به سرعت کاهش می‌یابد. تابش خروجی می‌تواند ۰/۱ تا ۱ درصد تابش ورودی باشد.

پرتونگاری با فیلم / اسکرین قابلیت‌های نمایش جزئیات یا قدرت تفکیک فضایی با کنتراست بالای خوبی دارد. یک سیستم فیلم / اسکرین استاندارد ممکن است قادر به تمایز یا نمایاندن یک الگوی با کنتراست بالا (نظیر قطعات استخوانی یا شکستگی‌های مویی) تا ۱۵ جفت خط در هر میلی متر (lp/mm) باشد. فیلم به تنهایی می‌تواند تا ۱۰۰ lp/mm را تفکیک کند. یک سیستم سریع ۶-۸ lp/mm و یک فلوروسکوپ خوب ۲-۴ lp/mm را می‌توانند نمایان سازند. تصویربرداری با التراساوند، تشدید مغناطیسی (MRI) و CT در این مورد ضعیف عمل می‌کنند و می‌توانند تنها ۱ تا ۲ lp/mm (۱۰-۲۰ lp/cm) را متمایز سازند.

CT به علت تحرک آشکار ساز و دقت در محاسبه تضعیف خطی هر پیکسل، یک متمایز کننده عالی کنتراست پایین محسوب می‌شود. سیستم‌های فیلم / اسکرین حساسیت خیلی کمتری برای کنتراست پایین دارند. آنها معمولاً نمی‌توانند اشیایی را که کنتراست کمتر از ده درصد با ماده زمینه‌شان دارند، متمایز سازند. بالاینحال CT معمولاً تفاوت‌های بصری بین اشیاء کوچکی (۱ تا ۳ میلی متر) را که تنها تفاوت دانسیته خیلی کمی دارند (۰/۱ تا ۰/۵ درصد) نمایان ساخته و نمایش می‌دهد. این قابلیت اجازه رویت توده‌های بافت نرمی را که با سیستم‌های فیلم / اسکرین دیده نمی‌شوند، می‌دهد.

تهیه وسیله‌ای که تصاویر خوبی از کنتراست پایین تولید کند با ارزش است. نطفه تصویری باید تحت کنترل در آید تا امکان رویت و تشخیص فراهم شود. چشمگیرترین روش در کاهش نطفه کوانتوم تصویر، افزودن تعداد کوانتاهای حامل تصویر (فوتونهای پرتو ایکس) می‌باشد. این تغییر نیازمند افزایش میلی آمپر ثانیه (mAs) و دوز پرتوی است. به منظور حفظ نطفه تصویری در یک تراز قابل قبول (یک درصد یا کمتر) دوز پرتوی معینی (فوتون به ازای پیکسل) را باید مدنظر قرار داد. در نتیجه، دوزهای پرتوی امتحانات CT اجباراً از دوزهای مطالعات با فیلم / اسکرین بخش مشابهی از بدن، بالاتر خواهند بود.

می‌بخشد ولی بر دوز پرتوی بیمار می‌افزاید. علاوه بر آن از اسکن مازاد (بیش از ۳۶۰ درجه) می‌توان جهت جمع‌آوری داده‌های بیشتر و بهبود کیفیت تصویر استفاده کرد. اندکی پرتو نیز ممکن است در طی اسکن مازاد در زمانی که لامپ اشعه ایکس بدون جمع‌آوری داده شتاب گرفته یا شتاب از دست می‌دهد، تولید شود.

در مورد قوسهای چرخشی بیش از ۳۶۰ درجه، دوز پرتوی بیمار حول برش بطور یکنواخت توزیع نمی‌شود. نواحی بافتی که در اسکن مازاد رویهم افتادگی داشته باشند دوز پرتوی بیشتری نسبت به سایر قسمت‌های برش خواهند داشت. معمولاً محل رویهم افتادگی را نمی‌توان در اسکن‌های با حرکت اغزشی حلقوی تعیین کرد، زیرا آنها پرتودهی را در محل یکسانی بطور تکراری شروع و خاتمه نمی‌دهند. برخی از روش‌های اسکن سریع یا اسکن فاصله دار تنها در نیمی از برش برداری، دوز پرتوی معینی می‌دهند در حالیکه نیمه‌ای که لبه دسته پرتو ایکس را دریافت نمی‌کند، اساساً دوز پائینتری خواهد داشت. از طرف دیگر، مشخص کردن توزیع دوز در سیستم‌های با حرکت اغزشی حلقوی مشکل است.

روش پرتونگاری

پتانسیل لامپ اشعه ایکس (کیلوولت یا kVp) حداکثر انرژی دسته پرتوهای ایکس تولید شده را کنترل می‌کند. اسکنرها معمولاً در ۱۲۰ تا ۱۴۰ kVp کار کرده، تولید طیف پرتوایکس با متوسط انرژی فوتونی در حدود ۷۰ kVp می‌کنند. اوپراتور معمولاً میزان kVp را تغییر نمی‌دهد زیرا بسیاری از سیستم‌ها برنامه‌های کاری خودکاری را برای کاربردهای مختلف دارند. میزان کیلوولت بر کنتراست پرتونگاری و دوز اثر می‌گذارد. با افزایش میزان کیلوولت، کنتراست رادیوگرافی و دوز افزایش می‌یابد و این بشرطی است که تغییرات دیگری صورت نگیرد. قابلیت نفوذ بافتی دسته پرتو ایکس و نسبت دوز مرکز برش به سطح پوست نیز افزایش می‌یابند.

تزریق ماده کنتراست به عروق مختلف ممکن است یک سری فیلم ۱۰ تا ۲۰ تایی در زمانهای مختلفی برداشته شوند. دوز پوستی هر فیلم ممکن است ۱۰۰ تا ۲۰۰ میلی راد شده و با افزایش عمق بافت به سرعت کاهش یابد. دوز کلی پوست می‌تواند به ۱۰۰۰ تا ۱۰۰۰۰ میلی راد برسد متوسط دوز ناحیه سر بعلت آنکه دوز خروجی کسری از دوز ورودی است خیلی پایین‌تر می‌باشد.

پرتونگاری معمولی با زمانهای فلوروسکپی طولانی نیز پرتودهی بالایی به بیمار می‌دهد. بیمارانی که به ساعتها فلوروسکپی نیاز دارند ممکن است پرتونگیری پوستی صدها رونتگن داشته باشند.

عوامل مؤثر بر دوز پرتوی بیمار نوع اسکنر (نسل)

لامپ اشعه ایکس در اسکنر نسل چهارم نسبت به اسکنر نسل سوم نزدیکتر به بیمار قرار می‌گیرد زیرا آن در داخل حلقه بانک آشکار سازها می‌چرخد. این نزدیکی اندکی بر دوز بیمار می‌افزاید (قانون عکس مربع).

عامل دیگری که در افزایش دوز اسکنر نسل چهارم سهم دارد نیاز به تابش اضافی جهت جبران پرتو پراکنده حاصل از کلیه زوایا می‌باشد. از آنجائیکه کلیه آشکار سازها رو در روی بیمار قرار می‌گیرند، پرتو پراکنده می‌تواند به این آشکار سازها رسیده و در نوبه یا کاهش کیفیت تصویری سهمیم باشد. با اینحال به شرطی که آشکار سازها در جمع‌آوری داده‌ها تنها از دسته پرتوهای اولیه برخورد کننده استفاده کنند، میزان افزایش دوز ممکن است کمتر باشد.

زاویه چرخش (Rotation Angle)

بنا به فرض، قوس چرخشی ۱۸۰ درجه‌ای جهت تکمیل اکثر الگوریتم‌های بازسازی لازم است. اکثر اسکنرها جهت جبران واگرایی دسته پرتو تابشی و حرکت بیمار، زوایای جمع‌آوری ۳۶۰ درجه‌ای را بکار می‌گیرند. داشتن اطلاعات از اسکن اضافی کیفیت تصویر را بهبود

اسکنرهای اولیه ناحیه سر جهت به حداقل رسانیدن گستره شدت‌های فوتونی برخوردی به آشکارسازها به استفاده از حمام آبی در اطراف ناحیه سر نیاز داشتند. استفاده از یک صافی جبران‌کننده، نظیر صافی پایونی شکل (در لبه‌ها ضخیم بوده و در مرکز نازک می‌باشد)، شدت را در لبه‌های دسته پرتو، محلی که بدن بیمار نازکترین ضخامت را دارد، کاهش می‌دهد. با افزایش ضخامت صافی از میزان دوز بیمار کاسته می‌شود، مگر اینکه فن پرتونگاری بر دوز بیمار بیفزاید.

محدودسازی (Collimation)

محدودکننده‌های سری به منظور کنترل اندازه دسته پرتو ایکس برخوردی به بیمار در نزدیکی لامپ اشعه ایکس مورد استفاده قرار می‌گیرند. اگر دسته پرتو تابشی از لحاظ انطباق با اندازه آشکارساز کنترل نشده باشد، در انصورت پرتو پراکنده اضافی تولید خواهد شد که منجر به کاهش کیفیت تصویر و تولید دوز پرتوی اضافی در بدن بیمار خواهد شد. معمولاً پهنای دسته پرتو تابشی معادل با پهنای نقطه هم مرکز (مرکز گنتری) می‌باشد.

محدودکننده‌ها همچنین ممکن است به منظور حذف اشعه پراکنده و بعنوان یک دهانه خروجی نزدیک آشکار سازها نصب شوند. محدودکننده اشعه پراکنده را همانند یک شبکه حذف می‌کند. هرچه محدودکننده‌ها بیشتر به آشکارسازها نزدیک شوند به فوتونهای بیشتری نیاز بوده و به علت کاهش نوفه، کیفیت تصویر بهبود می‌یابد ولی بر دوز پرتوی بیمار افزوده می‌شود.

کارایی آشکارساز (Detector Efficiency)

آشکارسازهای حالت جامد معمولاً کارایی بالایی دارند (۹۰-۱۰۰ درصد) و به کمترین مقدار تابش پرتوی نیاز دارند. این آشکارسازها بطور معمول در اسکنرهای نسل سوم و چهارم بکار می‌روند. آشکارسازهای گازی نظیر نوع گزنونی معمولاً کارایی

جریان لامپ اشعه ایکس (mA) میزان تولید پرتوهای ایکس را کنترل می‌کند. زمان اسکن (ثانیه) دوام پرتودهی را کنترل می‌کند. ترکیب میلی آمپر و ثانیه (mAs) تعداد کل پرتوهای ایکس تولید شده را کنترل می‌کند. بین میلی آمپر ثانیه و دوز پرتو یک رابطه خطی وجود دارد. اگر میلی آمپر ثانیه دو برابر شود دوز کل نیز دو برابر می‌شود. با اینحال، چنانکه پیشتر اشاره شد در مورد اسکنهای کمتر یا بیشتر از ۳۶۰ درجه، دوز ناحیه خاصی ممکن است عرض شود. برخی از اسکنرها از دسته پرتوهای ایکس ضربانی استفاده می‌کنند که در آن پرتودهی با پرتوایکس در یک دوره زمانی کوتاهی جهت جمع‌آوری داده صورت گرفته و بدلائل متعدد فنی توقف صدور دسته پرتو تا حدی رخ میدهد و این چرخه در طی هر اسکن چندین بار تکرار می‌شود. در مورد این سیستم، زمان اسکن نشان داده شده ممکن است زمان واقعی پرتو دهی را که کمتر می‌باشد، منعکس نکند.

صاف کردن (Filtration)

به منظور برداشتن برخی از پرتوهای ایکس کم انرژی یا نرم از مسیر دسته پرتو، صاف کردن لازم می‌شود. این پرتوهای ایکس کم انرژی در صورت صاف نشدن، به سرعت توسط بیمار جذب خواهند شد. فوتونهایی جهت نفوذ به بدن بیمار و برخورد به آشکار سازها مورد نیاز هستند ولی برخی از آنها باید به منظور ایجاد کنتراست پرتونگاری جذب شوند. افزودن صافی‌های فلزی به مسیر دسته پرتوها، برداشت انتخابی پرتوهای ایکس کم انرژی را مقدور ساخته و دوز پرتوی بیمار را می‌کاهد در حالیکه کنتراست در تراز قابل قبولی حفظ می‌شود. برای دستگاههایی که بالای ۹۰ kVp کار می‌کنند حداقل مقدار صافی باید ۲/۵ میلی متر از ماده معادل آلومینیم باشد.^{۱۱}

اکثر سیستم‌ها، صافی‌های اضافی یا صافی‌های جبران‌کننده‌ای دارند که به منظور کمک به شکل‌دهی نمای شدت دسته پرتو ایکس مورد استفاده قرار می‌گیرند.

کمتری دارند (۵۰-۶۰ درصد) و برای داشتن همان آمار تصویری به دوز پرتوی بیشتر نیازمند می‌باشند.

قطر میدان اسکن

قطر میدان اسکن عبارت از قطر واقعی میدان تابشی می‌باشد. میدان منظور دید، عبارت از قطر میدان بازسازی و نمایش است. اگر میدان نمایش کوچکتر از میدان اسکن باشد، ناحیه خارج از میدان نمایش منظور دید، تحت تابش قرار گرفته ولی اطلاعات تصویری نخواهد داد. میادین بزرگتر بافت بیشتری را تحت تابش قرار داده و با ایجاد پراکندگی بیشتر امکان کاهش کیفیت تصویری را فراهم می‌کنند. با اینحال، در مورد یک فن پرتونگاری مشابه (kVp, mAs)، اغلب میدان اسکن کوچکتر، دوزهای پرتوی بالاتری نسبت به میدان بزرگ تولید می‌کند که به علت تراکم بیشتر پرتو حاصل از چرخش دسته پرتو ایکس تمرکز یافته بر روی حجم کوچکتری از بافت می‌باشد. دوز جذبی وابسته به حجم می‌باشد (انرژی به ازای حجم). برای مثال اسکن ناحیه سر با میدان منظور دید ۲۴۰ تا ۲۵۰ میلی متر ممکن است دوز سطحی ۱/۵ تا ۲ برابر بیشتر از دوز اسکن شکمی با میدان منظور دید ۳۵۰ تا ۴۰۰ میلی متر داشته باشد که به کمک فن مشابهی گرفته شده باشد. کل انرژی جذب شده در بافت ممکن است یکسان باشد ولی در میدان اسکن با قطر کمتر، متمرکزتر است.

ضخامت برش و فاصله گذاری

با افزایش ضخامت برش، حجم بافت تحت تابش افزایش یافته و ممکن است دوز برش اندکی افزایش یابد یا اینحال در مورد امتحانات چند برشی کاستن از ضخامت برش و استفاده از برشهای مجاور به علت افزایش مقدار پرتو پراکنده برشهای مجاور، MSAD را افزایش خواهد داد. همچنین جهت حفظ کیفیت تصویری (نوفه) در تمام مشابیهی، تابش اضافی برای برشهای تازکتر مورد نیاز خواهد بود.

در مورد امتحانات چند برشی غیر مجاور، MSAD با نسبت ضخامت برش تقسیم بر میزان فاصله گذاری برش تغییر می‌کند.

اندازه بیمار

بیماران بزرگ جثه یا بخش‌های ضخیم بدن اغلب به روش‌های پرتونگاری نیاز دارند که دوز پرتوی را افزایش می‌دهند.

اسکن‌های تکراری

از نواحی بدن بیمار که به علت مطالعات یا ماده کنتراست یا سایر دلایل بالینی یا فنی دوباره اسکن شوند، تابش اضافی دریافت می‌کنند. اثر فوق تجمعی است.

اندازه ماتریکس تصویر

اندازه‌های رایج ماتریکس مورد استفاده ۵۱۲×۵۱۲ پیکسل و ۱۰۲۴×۱۰۲۴ پیکسل می‌باشند. افزودن اندازه ماتریکس از ۵۱۲ به ۱۰۲۴، تعداد پیکسل‌های واقع در ماتریکس را چهار برابر کرده و بر قابلیت تفکیک فضایی می‌افزاید ولی به منظور حفظ آمار یکسان هر پیکسل به دوز پرتوی بیشتری نیاز می‌باشد.

فن ماریپیچی

دوز پرتوی فن ماریپیچی و درآشامی ۱:۱ نسبت به روش‌های آگزیکال تفاوتی نمی‌کند. درآشامی بیشتر از ۱:۱، MSAD را کاهش داده ولی تمامی بافت واقع در آن حجم را تصویر نمی‌کند. درآشامی کمتر از ۱:۱، MSAD بیمار را کاهش می‌دهد.

اسکن‌های تعیین موضع

اسکن‌های تعیین موضع به نامهای گوناگونی نامیده می‌شوند. این اسکنها برداشت‌های تصویری رقمی هستند که از لامپ اشعه ایکس ثابت و حرکت تخت در میدان

(ضخامت برش) و مکعب W (پهنای پیکسل بازسازی) دارد.

لذا در اسکن یک ماده همگن نظیر آب، میانگین عدد CT و انحراف معیار را می توان با استفاده از تابع ناحیه مورد نظر (Region of interest function) یا (ROI) تحلیل نمود. مقادیر نمایش داده شده نشان می دهد که اعداد CT تا چه حدی از مقدار متوسط فاصله گرفته اند. افزایش انحراف معیار نشان می دهد که مقدار عدد CT هر پیکسل تصویری، از متوسط مقدار نوفه تصویری بطور فزایندهای متفاوت است.

هرچه انحراف معیار نوفه کوچکتر باشد تصویر یکدست تر شده و قابلیت تفکیک کنتراست پایین بهتر می شود. میزان تفکیک را می توان با پهنای پیکسل (W) کوچکتر افزایش داد ولی کاهش دو برابر عرض پیکسل به افزایش ۸ برابر دوز جهت حفظ نوفه در یک تراز قابل قبول نیاز دارد. میزان تفکیک فضایی محور Z را می توان با پهنای برش (h) کوچکتر افزایش داد؛ با اینحال اگر پهنای برش جهت ثابت نگه داشتن نوفه نصف شود، افزایش دو برابر دوز لازم خواهد بود.

با افزایش ضخامت بدن، کسر عبوری دسته پرتو (B) به علت جذب بیشتر دسته پرتو ایکس کاهش یافته و دوز بیمار افزایش می یابد.

جمع بندی فصل

تصویر CT از تایش پرتو ایکس ایجاد می شود. واحد پذیرفته شده بین المللی دوز، گری است. واحد دیگری که هنوز اغلب بکار می رود راد می باشد. انرژی پرتو ایکس ساطع شده از لامپ اشعه ایکس توسط بدن بیمار و یا در حین عبور از بدن بیمار تا برخورد به آشکارساز جذب می شود. دوز بیمار برحسب سانی گری یا راد گزارش می شود.

اگر پرتو پراکندهای وجود نداشته باشد دوز کل امتحان CT معادل با دوز یک برش واحد خواهد بود، بفرض آنکه هر

اسکن ساخته می شوند. دوز پرتوی برای این روش های پرتونگاری با طرح اسکن منقطع، پایین بوده و در حدود ۲۵ تا ۱۰۰ میلی راد می باشد.

صافی های بازسازی

صافی های بازسازی بر دوز پرتوی بیمار اثر نمی گذارند. اما اینکه فن پرتونگاری را تغییر می دهند. بسیاری از اسکترها به منظور تشدید جنبه های خاص از تصویر، امکان پردازش بعدی داده خام را با صافی های ریاضیاتی متفاوتی مقدور می سازند.

رابطه میان دوز و کیفیت تصویر

نوفه تصویری عبارت از آشفتگی نامطلوب مقادیر پیکسل در تصویر یک ماده همگن است. نوفه تصویری حاصل ترکیبی از نماهای فراوان می باشد که بارزترین آنها نوفه کوانتومی (quantum noise) — لکه کوانتوم (quantum mottle) است. لکه کوانتومی نسبت معکوس با تعداد فوتونهای بکار رفته جهت تشکیل تصویر دارد. با کاهش تعداد فوتونهای پرتو ایکس، نوفه افزایش می یابد. این اثر بصورت زیر بیان می شود.

$$SD \propto \frac{1}{\sqrt{(B \cdot D \cdot h \cdot W^3)}} \text{ (نوفه)}$$

نوفه (انحراف معیار (SD)) با ریشه دوم حاصلضرب (B) (دسته پرتو عبوری از بدن)، D (خداکثر دوز سطح)، h (ضخامت برش) و مکعب W (پهنای پیکسل بازسازی) ^(۳) نسبت عکس دارد.

راه دیگری جهت نمایش این فرمول عبارت از:

$$\text{دوز} \propto \frac{1}{[(B)(SD^2)(h)(W^2)]}$$

دوز نسبت معکوس با حاصلضرب B (دسته پرتو عبوری از بیمار)، مربع SD (انحراف معیار مقادیر پیکسل)، h

سئوالات مروری

- ۱- چگونه یک دسته پرتو ایکس به بافت آسیب می‌رساند؟
- ۲- چه واحدی جهت گزارش دوز بیمار مورد استفاده قرار می‌گیرد؟
- ۳- عامل کیفی چیست؟
- ۴- چرا دوز عموماً بجای محاسبه دوز یک برش واحد از MSAD محاسبه می‌شود؟
- ۵- تفاوت میان MSAD و CTDI را توضیح دهید؟
- ۶- برتری پرتونگاری معمول بر CT در چیست؟
- ۷- عیب تولید تصویری با قابلیت بالای آشکارسازی کنتراست پایین کدام است؟
- ۸- چه روشی بیمار را در معرض دوز پرتوی مشابه با دوز CT قرار می‌دهد؟
- ۹- اثری را که افزایش kVp بر دوز پرتوی بیمار دارد توضیح دهید، به فرض آنکه سایر عوامل ثابت بمانند.
- ۱۰- اندازه میدان اسکن چگونه بر میزان پرتوگیری بیمار اثر می‌گذارد؟
- ۱۱- دوز پرتوی چگونه با کیفیت تصویر رابطه پیدا می‌کند؟

منابع:

1. Title 21, Code of Federal Regulations, part 1020.33
2. Title 21, Code of Federal Regulations, part 1020.30 (m).
3. Pentlow KS: Dosimetry in computed tomogra. phy. In *Radiology of the Skull and Brain. Tech nical Aspects of Computed Tomography*, vol 5. Edited by Newton TH, Potts DG. St. Louis, CV Mosby, 1981.

بخش تنها یکبار تحت تابش قرار گیرد. بعلت وجود پرتو پراکنده برشهای مجاور، دوز یک برش در اسکن چند برشی بیشتر از دوز تک برشی است. چون اکثر امتحانات CT با اسکنهای چند برشی صورت می‌گیرد، دوز بصورت MSAD محاسبه می‌شود. CTDI اندازه‌ مشابهی با MSAD می‌باشد ولی در برنامه‌های کاری که شامل برشهای رویهم افتاده یا شکاف بین برشی می‌باشند، کاربرد ندارد. CTDI آن چیزی است که تولید کنندگان به FDA و مشتریانشان با توجه به دوز اسکنر ویژه گزارش می‌کنند.

در پرتونگاری معمولی، پوست بیشترین مقدار تابش را دریافت کرده و با افزایش نفوذ دسته پرتو به بدن به تدریج کاهش می‌یابد. چون در CT لامپ اشعه ایکس حول بیمار می‌چرخد، مرکز بدن میزان تابشی نزدیک به پیرامون را دریافت می‌دارد.

به علت تفاوت‌های فراوان بین CT و پرتونگاری با فیلم / اسکرین، انجام مقایسه‌های دوز بسادگی امکان ندارد. دوز اعمال شده از یک مطالعه CT بطور چشمگیری بیشتر از دوزی است که از یک مطالعه پرتوایکس معمول دریافت می‌شود.

عوامل زیادی بر دوز دریافتی بیمار تأثیر می‌گذارند که عبارتند از: نوع اسکنر، زاویه چرخش، فن پرتونگاری، صاف کردن دسته پرتو، محدودسازی، کارایی آشکارساز، قطر میدان اسکن، ضخامت و فاصله گذاری برش، اندازه بدن بیمار، تعداد اسکنهای تکراری و اندازه ماتریکس تصویر. دوز پرتوی بطور مستقیم بر کیفیت تصویر تأثیر می‌گذارد. اگر دوز ناکافی در اسکن بکار گرفته شود نوفه تصویری ممکن است بیشتر مطرح شود.



روش‌های تشدید کنتراست

کلی متفاوت باشد. غلظت پد محلول بر حسب میلی گرم پد در هر میلی لیتر محلول نوشته می شود (معمولاً در مورد مواد با اسمولالیتة پایین)، همچنین ممکن است غلظت بصورت درصد وزن بر حجم بیان شود (معمولاً در مورد مواد با اسمولالیتة بالا)، بنابراین مقایسه مواد کنتراست می تواند گیج کننده باشد.

مواد کنتراست پیددار با سایر داروهایی که بصورت داخل وریدی تجویز می شوند تفاوت چشمگیری دارند. دلیل استفاده از مواد پیددار فعالیت دارویی آنها نیست بلکه ترجیحاً بخاطر نحوه توزیع آنها در داخل عروق و دفع آنها از بدن می باشد. موقعی که مقدار و میزان تجویز ماده کنتراست با داروهای درمانی در نظر گرفته شوند، تفاوت بین آندوزیاد است. مواد دارویی معمولاً به مقادیر اندک در فواصل زمانی منظمی تجویز می شوند. از طرف دیگر مواد کنتراست با سرعت و مقادیر بالایی داده می شوند.

اکثر داروهای داخل عروقی تقریباً ایزوتونیک می باشند؛ به این معنا که آنها تعداد تقریباً یکسانی از ذرات را در محلولی مثل آب دارا می باشند. مواد کنتراست ممکن است تا هفت برابر ذرات محلولی مثل آب را داشته باشند. ویژگی ساختمانی یک مایع با توجه به تعداد ذرات محلول

روش‌های تشدید کنتراستی که معمولاً در CT مورد استفاده قرار می گیرند، در دو گروه عمده داخل عروقی و معدی روده‌ای قرار دارند. در هر گروه، تفاوت عملکردی قابل توجهی از لحاظ دوز مطلوب و زمان کاربرد آن و نوع ماده کنتراست وجود دارد. روش‌های جدید تشدید کنتراست همراه با راهنماهایی که تقریباً ماهانه عوض می شوند، پیوسته در حال ارزیابی می باشند. این فصل اصول عمومی اسکن را مورد بحث قرار می دهد.

مواد کنتراست داخل عروقی

مواد کنتراست پرتونگاری قابلیت تشدید ساختاری اعضاء را در تضعیف دسته پرتو ایکس افزایش می دهند. اتمهای پد ماده کنتراست مسئول این افزایش تضعیف هستند. این توانایی‌های تضعیف دسته پرتو بطور مستقیم به غلظت پد مربوط می شوند. بافت ناهنجار الگوهای تشدید کنتراست متفاوتی را در مقایسه با بافت هنجار دارد. بنابراین از ماده کنتراست داخل وریدی اغلب به منظور افزودن اختلاف چگالی بین پارانشیم عضو طبیعی و ضایعه استفاده می شود.

غلظت پد ممکن است بسته به کارخانه تولید کننده

در مقایسه با آب به عنوان اسمولالیت (osmolality) شناخته می‌شود.

ماده کنتراست علاوه بر اسمولالیت بالا نسبت به سایر مواد داخل وریدی خیلی ویسکوزتر می‌باشد. ویسکوزیته (viscosity) یک ویژگی فیزیکی است که بصورت ضخامت یا استحکام مایع در حین جریان مایع توضیح داده می‌شود. ساختار مولکولی و تراکم مولکولی بر ویسکوزیته تأثیر می‌گذارد. ویسکوزیته ماده کنتراست را می‌توان با گرم کردن مایع تا حد درجه حرارت بدن به منظور تزریق تا حد چشمگیری کاهش داد. این روش تزریق سریع ماده کنتراست را با سوزنهای گشاد و کاتترهای آنژیوگرافی تسهیل می‌بخشد.

ویسکوزیته و اسمولالیت بالا چشمگیرترین ویژگی مواد کنتراست محلول در آب است که باعث اثرات عینی، قلبی و همودینامیکی این مواد می‌شود. تغییرات فشار اسمزی باعث انتقال ناگهانی و آنی آب از فضاها و سلولی و درون بافتی به داخل پلاسما می‌شود این تغییر بسیاری از عوارض جانبی مواد کنتراست را توضیح می‌دهد. عوارض مذکور شامل گشادی عروق، افزایش دمای بدن، درد، تغییرات گوناگون همودینامیک و دیورز اسمزی می‌باشند^(۱).

مواد کنتراست جدیدتر نسبت به مواد کنتراست قدیمی‌تر از اسمولالیت پایین‌تری برخوردار هستند. با اینحال حتی مواد جدید نیز اسمولالیت دو برابر خون دارند. مواد کنتراست جدید اغلب بعنوان مواد کنتراست اسمولار پایین و مواد قدیمی‌تر بعنوان مواد کنتراست اسمولار بالا نامیده می‌شوند.

مولکولهای مواد کنتراست داخل وریدی همچنین مطابق اینکه یونی یا غیر یونی باشند دسته‌بندی می‌شوند. ماده کنتراست یونی در محلولهای آبی تشکیل یون می‌دهد. ماده کنتراست غیر یونی پخش نشده، بنابراین در آب یونیزه نمی‌شود. اگرچه بسیاری از مواد کنتراست غیر یونی اسمولالیت پایینی دارند ولی دو واژه مترادف هم

نیستند. یک ماده کنتراست اسمولار پایین (محلول هگزابرینکس) ممکن است یونی باشد.

در معرفی فراورده اغلب نسبت اتم‌های ید به ذرات حل شده ذکر می‌شود. این اطلاعات مهم از آن جهت حائز اهمیت است که نسبت‌های بالاتر نشانگر میزان کدورت بهتر بوده (ید بیشتر) در حالیکه نسبت پایین‌تر، اسمولالیت پایین (اثرات جانبی کمتر) را نشان می‌دهند.

اثرات فیزیولوژیک

تزریق سریع حجم بالایی از ماده کنتراست به داخل سیستم وریدی باعث افزایش سریع اسمولالیت پلاسما می‌شود که بدلیل هیپرتونیک بودن ماده کنتراست می‌باشد. افزایش اسمولالیت پلاسما سبب انتقال آب از سلولهای قرمز خونی و بافت ریه به پلاسما در واکنش به شیب تیز فشار اسمزی می‌شود. این جابجایی مایع باعث کاهش تراز همتوکریت و افزایش حجم پلاسما می‌گردد. بعد از آنکه مخلوط هیپرتون خون و ماده کنتراست از سیستم عروقی ریوی عبور کرد، شیب فشار اسمزی با جریان یافتن خون بدون ماده کنتراست بداخل بافت ریوی تصحیح می‌شود. بنابراین آب بداخل بافت ریه برگردانده می‌شود. اگر استرس اسمزی اولیه به انقباض چشمگیر سلول اندوتلیال مویرگهای ریوی منجر شود منافذ درون سلولی ممکن است باز شده و اجازه دهند که پروتئین بداخل فضای درون بافتی ریه حرکت کند. این شرایط باعث تجمع مایع مازاد در ریه‌ها می‌شود^(۱).

تصفیه کلیوی (Renal clearance)

تصفیه مواد کنتراست بطور عمده از طریق دفع کلیوی صورت می‌گیرد. در بیماران مبتلا به نارسایی کامل کلیوی، حذف ماده کنتراست از طریق کبد و روده صورت می‌گیرد. این نوع تصفیه به عنوان ترشح جانشین شناخته می‌شود. این نحوه ترشح با سرعت خیلی کندتر از ترشح کلیوی صورت می‌گیرد. تحت شرایط طبیعی تقریباً صددرصد از

جدول ۱-۷. عوامل خطر بروز نارسایی حاد کلیوی
بدنبال تحریک مواد کنتراست^(۱)

وجود نارسایی کلیوی
دیابت قندی
می‌لوم متعدد
دهیدراتاسیون
نارسایی حاد کلیوی قبلی در اثر تحریک ماده کنتراست
سن بالا
بیماری عروقی

درصد بیماران با مناسبت‌های مغزی ممکن است صرع رخ دهد. خطر بروز صرع بویژه در بیماران با مناسبت مغزی را می‌توان با تزریق ۵ میلی‌گرم دیازپام قبل از تزریق ماده کنتراست کاهش داد. صرع را همچنین می‌توان با دیازپام تحت کنترل درآورد^(۱).

در اسکن CT سیستم عصبی، تشدید اکثر ناراحتی‌های مغزی توسط از هم گسستگی سد مغزی - خونی و نه به علت شبکه عروقی داخل بافتی ایجاد می‌شود. به علت سرعت بالای اسکن‌های پیشرفته، تمامی ماده کنتراست بایستی قبل از شروع اسکن تجویز شود^(۳).

مواد کنتراست یددار با اسمولالیت بالا تر مقابل انواع با اسمولالیت پایین

مواد کنتراست یونی با اسمولالیت بالای موجود در بازار بیش از ۳۰ سال مورد استفاده بوده‌اند و بعنوان مواد بی‌خطر و مؤثر در نظر گرفته می‌شوند. چندین واکنش مضر گزارش شده‌اند که اکثر آنها ضعیف هستند. با این حال برخی از بیماران واکنش‌های شدیدی نشان می‌دهند که ممکن است تهدید کننده زندگی باشد. درمان فوری و مناسب در این موارد اساسی است. اگرچه متن حاضر در مورد درمان واکنش‌های حاد ماده کنتراست بحثی ارائه نمی‌کند ولی کلیه پرسنل شاغل در اسکن بایستی با استانداردهای درمانی توصیه شده آشنا باشند.

ماده کنتراست از طریق کلیه‌ها دفع می‌شود. تصفیه کلیوی توسط واژه نیمه عمر توضیح داده می‌شود که عبارت از مدت زمان لازم جهت تصفیه نیمی از ید می‌باشد. در بیماران با عملکرد طبیعی کلیوی واژه نیمه عمر برای کلیه دسته‌های مواد کنتراست بین یک و دو ساعت می‌باشد.

حداکثر زمان دفع کلیوی ماده کنتراست تقریباً ۳ دقیقه بعد از تزریق داخل وریدی می‌باشد. غلظت ید در ادرار تقریباً ۶۰ دقیقه بعد از تجویز به حداکثر می‌رسد. ماده کنتراست به علت اسمولالیت آن، اثر ادرار آور داشته و دفع آب و سدیم دقیقی بعد از تزریق افزایش خواهند یافت. علاوه بر ادرار مواد دیگری از قبیل پتاسیم، کلسیم، فسفات، منیزیم، اسیداوریک، اوره و اکسالات دفع می‌شوند. در نتیجه، تزریق ماده کنتراست یددار می‌تواند سبب دهیدراتاسیون چشمگیری در بدن بیمار شود.

خطر نارسایی کلیه نیز تزریق مواد کنتراست وجود دارد. اثرات نفروتوکسیک معمولاً بصورت گذرا بدون علامت کارگردید کلیوی محدود می‌شوند. با این حال برخی از بیماران نارسایی حاد کلیوی را همراه با نیاز به دیالیز تجربه می‌کنند و در برخی موارد نادر به فوت بیماران می‌انجامد^(۳). احتمال درگیری شدید کلیوی در نتیجه تزریق ماده کنتراست اندک است. با اینحال عوامل خطر متعددی شانس نفروتوکسیسیتی را افزایش می‌دهند. آنها در جدول ۱-۷ فهرست شده‌اند.

گرفتاری سیستم عصبی مرکزی

سیستم عصبی مرکزی توسط سد مغزی - خونی از مواد واقع در جریان خون جدا می‌شود. افراد مبتلا به بیماری‌هایی که پر سد مغزی - خونی اثر می‌گذارند ممکن است احتمال افزایش خطر بروز عوارض مغزی را بدنبال تجویز ماده کنتراست داشته باشند زیرا در این موارد ماده کنتراست بپراحتی وارد مغز می‌شود. بروز صرع بعد از تجویز ماده کنتراست درون وریدی با درصد شیوع تقریباً یک صد در صدی در توده جمعیته نادر است. با اینحال در ۶ تا ۱۹

از ماده کنتراست با اسمولالیت پائین مطرح می‌شوند ارائه نموده است:

۱- ضعف عمومی شدید

۲- خطر آسیب‌رسانی

۳- اضطراب حاد دربارهٔ روش تجویز کنتراست

۴- مسأله عدم توانایی شناسایی موانع این عوامل خطر.

صرفنظر از نوع ماده کنتراست بکار رفته، برخی از

واکنش‌ها رخ خواهند داد. روشهای زیر ایمنی تزریق ماده کنتراست را بیشتر می‌کنند:

۱- ماده کنتراست را در یک بخش خلوت به تنهایی تزریق نکنید. بایستی کمک بلافاصله در دسترس باشد. همراه با آن باید کسانی جهت مقابله با واکنش حساسیتی شدید شبه آنافیلاکسی یا توقف قلبی وجود داشته باشد.

۲- تجهیزات و داروهای لازم جهت مداوای یک واکنش بلافاصله در دسترس داشته باشید.

۳- معلومات پایه‌ای پزشکی دربارهٔ بیمار داشته باشید.

۴- تجربهٔ قبلی در مورد انواع مختلف واکنشها داشته باشید. مهارت در احیای قلبی ریوی (CPR) لازم است. مهارت در برنامه‌های اقدامات حمایت نجات از زندگی بیمار (BLS) و احیاء قلبی (ACLS) توصیه می‌شود.

۵- قادر باشید که انواع خاص واکنشها را بطور مناسب شناسایی کنید طوری که بتوانید درمان مؤثر و مناسب را بسرعت شروع کنید.

۶- اقدامات درمانی اولیه را فراهم سازید. این کار استفاده از دوزهای پائین تر جهت تضعیف واکنش و از اینرو به حداقل رساندن اثرات جانبی دارو را مقدور می‌سازد (بویژه در مورد داروهایی نظیر اپی نفرین کاملاً اهمیت دارد).^(۱)

شکل تزریق

ورید قسمت ابتدایی ساعد یا یک ورید قسمت قدامی

در سالهای اخیر مواد کنتراست جدیدتری بنام مواد کنتراست غیر یونی یا با اسمولار پائین عرضه شده‌اند. نرخ واکنش جانبی این مواد تقریباً یک پنجم نرخ واکنش مواد کنتراست یونی متعارف می‌باشد.^(۲) موقعیکه مواد اسمولار پائین مورد استفاده قرار می‌گیرند بیماران استفراغ، تهوع و ناراحتی خیلی کمتری را تجربه می‌کنند. متأسفانه این مواد کنتراست جدیدتر واکنشهای شدید را تخفیف نمی‌دهند و واکنشهای کشنده نیز رخ می‌دهند.^(۳)

بطور ایده‌آل، انحصاراً می‌توان مواد جدیدتر را مورد استفاده قرار داد. با اینحال به علت گرانتر بودن این مواد نسبت به مواد استاندارد با اسمولالیت بالا این عمل همواره ممکن نمی‌باشد. بنابراین بسیاری از مراکز بیماران را از لحاظ عوامل خطر بروز عوارض جانبی نسبت به مواد کنتراست تست می‌کنند. در جدول ۲-۷ راهنمای واکنش‌های مواد کنتراست عروقی از کالج رادیولوژی و رویال استرالیا (RACR) ارائه شده است. (Royal Australian Collage of Radiology)

علاوه بر راهنمای RACR، کالج پرتوشناسی آمریکا در گزارش سال ۱۹۹۰ خود عوامل خطر زیر را که در استفاده جدول ۲-۷، عوامل خطر بروز واکنشهای جانبی ماده کنتراست

داشتن واکنش قبلی به ماده کنتراست (به استثناء برافروختگی، احساس گرما، تهوع، یا استفراغ) سابقهٔ اسم.

سابقهٔ حساسیت چشمگیر (نه به داروها) ناراحتی قلبی یا کلیوی (شامل نارسایی قلبی، اریتمی شدید، آنژین ناپایدار، سکته میوکاردی ناز، هیپرتانسیون ریوی).

هیدراتاسیون ضعیف

دیابت قندی

میلوما

کم خونی سلول داسی شکل

بیماران کم سن و سال (نوزادان و اطفال)

۳- کاتتر را با ۱۰ میلی لیتر سالین نرمال قبل از تزریق باز کنید تا باز بودن آن تأیید شود. باز بودن کاتتر را با فشار مداوم و یکنواخت بدون اعمال زور بررسی کنید.

۴- تنها از کاتترهای وریدی مرکزی زیر استفاده کنید:

Hickman, PORT-A-CATH, double-and triple-lumen Burron

۵- اگر سوزن از رگ خارج شده باشد از آن استفاده نکنید.

۶- از کاتتر شریانی ریوی (Swan-Ganz) تنها با لومن‌های VIP یا ابتدایی که پداخل دهلیز راست باز می‌شوند، استفاده کنید. لومن انتهایی (شریان ریوی) نیایستی هرگز برای تزریق ماده کنتراست بکار رود. این رگ‌گیرها منحصراً باید توسط افراد آشنا به انواع لومن‌های کاتترها بکار روند.

۷- هر مسأله‌ای را در رابطه با کاتتر ورید مرکزی بعد از تزریق ماده کنتراست به پزشک اطلاع دهید.

نشت عروقی (Extravasation)

گاهی اوقات در استفاده متعارف از مواد کنتراست داخل وریدی در بخش CT نشت عروقی مواد کنتراست به بافت زیرجلدی اتفاق می‌افتد. استفاده از تزریق کننده‌های مکانیکی بهترین نتیجه را بدست می‌دهد. با اینحال اگر احتیاطات مناسبی بکار نروند احتمال وقوع نشت عروقی وجود دارد و در صورت استفاده معمول از تزریق‌گر قوی بیشتر می‌شود. پایستی جهت اجتناب از نشت عروقی ماده کنتراست هرگونه تلاشی صورت گیرد زیرا که نتایج حاصله ممکن است وخیم باشند.

اکثر آسیب‌ها [نشت‌های عروقی] حجم‌های کوچکی داشته و از لحاظ بالینی چشمگیر نیستند. تورم جزئی و سرخی ممکن است بروز کرده و معمولاً بدون ایجاد مشکلی فروکش می‌کنند. حتی با مقادیر اندک (کمتر از ۱۰ میلی لیتر) نشت عروقی می‌تواند ایجاد شود و جراحی عمومی را ایجاب کند.^(۱)

درمان پذیرفته شده‌ای برای نشت ماده کنتراست وجود

داخلی آرنج بهترین محل تزریق ماده کنتراست می‌باشد. در استفاده از عروق دست یا قسمت اطراف ساعد پایستی آنها بدقت مشخص شده و میزان تزریق پایین نگه داشته شود. تزریق کننده‌های مواد کنتراست با کنترل جریان مکانیکی دارای یک حد فشاری می‌باشند. میزان جریان تزریق در آنها انتخابی می‌باشد به شرطی که از حد فشار تجاوز نکند. [این حد فشار برحسب پوند بر اینچ مربع (psi) اندازه‌گیری می‌شود]. اگر میزان فشار به حد فشار برسد تزریق با میزانی کندتر از میزان انتخاب شده ادامه خواهد یافت. با این حال، این امر از تراوش ماده کنتراست به داخل بافت زیرجلدی ممانعت نمی‌کند. بنابراین محل تزریق باید در طی تزریق بدقت زیر نظر باشد.

کاتترهای ورید مرکزی نظیر PORT-A-CATH, INFUSE-A-PORT و کاتترهای هیکمن (Hickman) برای تزریق ماده کنتراست توصیه نمی‌شوند. بسیاری از این رگ‌گیرها میزان حد فشار پایین‌تر از کاتترهای وریدهای مرکزی استاندارد دارند. در برخی از بیماران، کاتترهای وریدهای مرکزی از تزریق سریع ماده کنتراست آسیب می‌بینند. در صورت امکان باید تزریق با یک رگ‌گیر وریدی با سوراخ کناری شروع شده و از آن جهت تزریق ماده کنتراست استفاده شود.

اغلب وضعیت بیمار استفاده از محل‌های عروق محیطی را مانع می‌شود. استفاده از کاتترهای وریدهای مرکزی برای تزریق ماده کنتراست ممکن است در برخی موارد تنها چاره ممکن باشد. بعلاوه میزان فشار پایین در برخی از کاتترها تدابیر خاصی باید صورت گیرند. راهنماهای زیر توسط بیمارستان سوئدی واقع در Seattle واشینگتن ارائه شده است.^(۲)

۱- از میزان جریان استفاده کنید که در کاتترهای ورید مرکزی مشخص شده و بیش از ۰/۸ میلی لیتر در هر ثانیه نباشد.

۲- جهت تزریق ماده کنتراست بداخل کیسول تزریق رگ‌گیر وریدی از سوزن یک اینچی شماره ۱۸ استفاده کنید.

ندارد. درمان می‌تواند شامل گرم کردن موضع در ۶ ساعت اول، سپس سرد کردن، تزریق موضعی پروپراتولول یا ایزوپروترنول، تزریق موضعی استروئیدها و تخلیه از طریق جراحی باشد. نتایج روشهای گوناگون درمانی باهم ترکیب شده‌اند و بهترین روش کاستن از آسیب، پیشگیری از بروز آن بوده است.

رعایت دقیق راهنمایی‌های زیر اساساً خطر نشت عروقی ماده کنتراست را کاهش خواهد داد:

۱- رگ‌گیری وریدی را با سر سوزن شماره ۱۸ تا ۲۰، ۱/۵ اینچی با یک کانول انعطاف پذیر (پلاستیکی) شروع کنید، سر سوزنی با شماره ۲۲ میزان تزریق را کاهش خواهد داد.

۲- محل تزریق (ترجیحاً ورید قسمت قدامی داخلی آرنج) را در طی مرحله اولیه تزریق بررسی کنید، تورم محل تزریق نشانگر نشت عروقی خواهد بود و در اینصورت تزریق بایستی بلافاصله قطع شود.

۳- ماده کنتراست را بمنظور کاستن ویسکوزیته به درجه حرارت بدن برسانید.

۴- از چند تزریق بدخل یک ورید استفاده نکنید. مطالعات اخیر بر روی حیوانات نشان می‌دهند که ماده کنتراست غیر یونی نسبت به مواد کنتراست معمول اسمولار بالا ضررهای کمتری به بافت جلدی و زیر جلدی دارد^(۷). بررسی اخیر در مورد نشت عروقی حجم‌های زیاد ماده کنتراست غیر یونی نشان داده است که در کلیه موارد بدون درمان و بدون ناراحتی عمده‌ای مرتفع می‌شوند^(۸).

روش‌های تجویز [ماده کنتراست]

اگرچه مفید بودن استفاده از مواد کنتراست داخل وریدی بطور عمومی مورد پذیرش قرار گرفته است ولی در مورد بهترین روش تجویز ماده کنتراست توافق نظر کاملی وجود ندارد.

در CT شکمی، توانایی تعیین ویژگی ناهنجاریهای کبد، طحال، لوزالمعده و کلیه‌ها با استفاده از تشدید کننده

کنتراست داخل وریدی بطور زیادی بالا می‌رود. علاوه بر آن ویژگی عروقی بافت ناهنجار نیز معین می‌شود. تشدید در جداسازی عروق از توده‌ها نیز کمک کننده می‌باشد. تشدید کنتراست همچنین ساختارهای خلف صفاقی را متمایز کرده و آشکار سازی غدد لنفاوی بزرگ شده لگنی را بهبود می‌بخشد. تشدید کنتراست در مدیاستن و ناحیه نافی با سهولت بیشتری بیماری را مشخص می‌سازد، از آنجائیکه امتحانات CT با تشدید کنتراست بهتر جواب می‌دهند، بدین دلیل در اکثر امتحانات از روش تشدید کنتراست استفاده می‌شود.

در برخی موارد، ماده کنتراست داخل وریدی قابلیت آشکار سازی ضایعاتی نظیر برخی از انواع متاستازهای پر عروق کبدی را کاهش می‌دهد. این ضایعات ممکن است در مرحله تعادلی تشدید دارای چگالی یکسان (چگالی مشابه با بافت اطراف) شوند. بنابراین اگر اسکن‌ها را نتوان قبل از رسیدن به مرحله تعادل برداشت (در اسکن‌های قدیمی تر یا اسکن‌های کندتر) این ضایعات در مواردی که تنها یک مطالعه تشدید یافته اجرا شود به سختی آشکار شده و یا آشکار سازی آنها غیر ممکن می‌شود. به این دلیل اسکن کبدی در پیش بیماران یا سابقه سرطان اغلب بدون تشدید ماده کنتراست صورت می‌گیرد و سپس کل شکم با ماده کنتراست داخل وریدی اسکن می‌شود. با افزایش سرعت اسکن اینگونه مطالعات قبل از تزریق کنتراست کمتر اجزای شوند. مراحل تشدید کنتراست در بخش بعدی ذکر خواهند شد.

در بسیاری از موارد، ضایعات بدون استفاده از مواد کنتراست داخل وریدی آشکار می‌شوند. با این وجود در کلیه موارد، تشدید کنتراست تقریباً اطلاعات بیشتری فراهم می‌کند.

اثرات ماده کنتراست بر روی تشدید کنتراست بافتی

سه مرحله تشدید کنتراست بافتی بطور معمول در CT مورد بحث قرار می‌گیرند: مرحله بولوس، مرحله غیر تعادلی

قطره‌ای از داخل آن جریان می‌یابد. اسکن معمولاً بعد از تزریق حدود ۵۰ میلی لیتر از ماده کنتراست (حدود ۲ تا ۳ دقیقه) شروع می‌شود. بقیه ماده کنتراست بطور قطره‌ای تا کامل شدن مقدار تجویزی تزریق می‌شود. این روش تزریق پیشنهاد نمی‌شود زیرا در واقع تمامی اسکن‌های انجام شده با این روش در مرحله تعادلی تهیه خواهند شد. کیفیت بطور چشمگیری روشهای تزریق کنتراستی را که دوزهای پایین‌تر ماده کنتراست یا میزانیهای تزریق زمانی آهسته‌تری را بکار می‌برند، کنار می‌زند. شاید یک اسکن نوع انفوزیونی بی‌تأثیرترین روش تصویربرداری شکمی باشد که حتی در برخی نماها از اسکن بدون تشدید کننده کنتراست نیز کیفیتی پایین‌تر داشته باشد^(۱).

در روش تزریق یکجای تشدید کننده کنتراست از اسکن بعد از تزریق ماده کنتراست استفاده می‌شود. ماده کنتراست ۵۰ تا ۱۰۰ میلی لیتری با میزان زمانی ۱ تا ۲ میلی لیتر در ثانیه در زمان کوتاهی قبل از شروع اسکن تزریق می‌شود. فاصله زمانی بین شروع تزریق و انجام اسکن بویژه در اسکن با سرعت بالا اساسی است. هنوز در مورد این فاصله زمانی بحث وجود دارد. اگر اسکن ۳۰ ثانیه بعد از تزریق شروع شود، کبد همراه با تمامی ماده کنتراست واقع در شرائین (فاز شریانی) دیده خواهد شد. این مرحله برای رویت برخی از ضایعات متاستازی کبدی مفید است. یا اینحال موقعیکه اسکن بلافاصله بعد از تزریق شروع شود ورید اجوف تحتانی نظیر سایر ساختارهای عروقی فاقد کنتراست خواهد بود. زیرا ماده کنتراست زمان کافی جهت گردش در رگها و رسیدن به مرحله وریدی را نخواهد داشت. بدون تشدید کنتراست عروقی، متمایز کردن ساختار عروقی هنجار از نوع ناهنجار نظیر همانژیوم مشکل است. به این دلیل برخی از مؤسسات دوبار اسکن کردن کبد را پیشنهاد می‌کنند؛ یکبار در مرحله تشدید شریانی و بار دیگر در مرحله تشدید وریدی (سریهای اول ۳۰ ثانیه بعد از تزریق کنتراست و سریهای بعدی تقریباً ۳ دقیقه بعد از

و مرحله تعادلی. تفاوت میان این مراحل غالباً با میزان زمانی اعمال ماده کنتراست و مدت زمانی که بین تزریق و اسکن سپری می‌شود، تعیین می‌گردد. مرحله بولوس که بلافاصله بعد از تزریق وریدی حجم کامل ماده شروع می‌شود با تفاوت تضعیف ۳۰ یا بیشتر از ۳۰ واحد هانسفیلد (HU) بین آنورت و ورید اجوف تحتانی تعیین می‌شود. در مرحله غیر تعادلی که بدنیاال مرحله بولوس می‌باشد بین آنورت و ورید اجوف تحتانی ۱۰ تا ۳۰ واحد هانسفیلد اختلاف تصویری وجود دارد. آخرین مرحله، مرحله تعادل است که در آن تفاوت تضعیف کمتر از ۱۰ واحد هانسفیلد می‌باشد. امکان رویت تومورهای کبدی در مقایسه با امتحانات انجام شده قبل از تجویز ماده کنتراست، در مرحله غیر تعادلی نسبت به مرحله تعادلی بهبود می‌یابد. اسکن در مرحله تعادلی قابلیت رویت تومورهای کبدی را در مقایسه با امتحان قبل از تجویز ماده کنتراست بهبود نمی‌بخشد و این عمل خطر تشدید قابل ملاحظه تومور را دربر دارد^(۱).

اگر اسکن‌ها قبل از مرحله تعادل برداشته شوند، ضایعات (بویژه تومورهای کبدی) با احتمال بالایی آشکار خواهند شد. بدلیل اینکه اسکن‌های مختلفی از لحاظ سرعت وجود دارند به درجاتی مطابق با سرعت اسکن هدف مذکور برآورد خواهد شد. با این وجود، زمان‌بندی مناسب تزریق ماده کنتراست می‌تواند تا حد زیادی قابلیت اسکن‌ها (در هر دو مدل با انتهای کاملاً ماریجی و مدل‌های ارزان‌تر رایج) را بالا ببرد. به منظور داشتن یک حالت پایدار در تزریق، استفاده از تزریق کننده‌های با کنترل جریان مکانیکی اساسی است.

روشهای تزریق

تجربیه روش کاملاً متداول تزریق ماده کنتراست عبارتند از: انفوزیون قطره‌ای و تزریق یکجا (بولوس). در روش انفوزیون قطره‌ای ابتدا یک کاتتر داخل وریدی گذاشته می‌شود و ماده کنتراست در عرض چندین دقیقه بطور

آنژیوگرافی و پورتوگرافی با CT

از روش‌هایی که یسندرت در CT بکار می‌روند، روش‌های تشدید آنژیوگرافی کبدی و پورتوگرافی با CT هستند. پورتوگرافی با CT به جاگذاری نوک یک کاتتر در شریان مزانتتریک فوقانی، در محلی دور از شاخه‌های شریان کبدی نیاز دارد. برای آنژیوگرافی هیپاتیک با CT، کاتترگذاری از طریق شریان قموال انجام شده و کاتتر در شریان سلیاک قرار داده می‌شود. این روش‌های در کتب تخصصی به تفصیل مورد بحث قرار گرفته‌اند.

ماده کنتراست معدی - روده‌ای

در دستگاه معدی - روده‌ای استفاده از ماده کنتراست جهت تمایز حلقه روده باریک از کیست، آبسه یا نئوپلاسم اساسی است. به این دلیل در اکثر اسکنهای CT از ناحیه شکم و لگن ماده کنتراست خوراکی بکار می‌رود. شکلهای موجود ماده کنتراست خوراکی شامل محلول سولفات باریم و ماده محلول در آب است. ماده ایده‌آل بایستی تمایز کافی روده باریک را از ساختارهای احاطه شده آن بدون ایجاد آرتیفکت فراهم کند.

محلولهای سولفات باریم

سوسپانسیون‌های معمول پرتونگاری را نمی‌توان در CT بکار برد، چنین محلولهایی کاملاً قوی [از لحاظ تشدید کنتراست] موجب آرتیفکتهای رگه‌ای کاملاً فراوانی در CT می‌شوند. این مواد رایج را نمی‌توان به سادگی جهت استفاده در CT رقیق کرد زیرا آنها تمایل دارند که بعد از خورده شدن ته نشین شوند. این تمایل منجر به کدورت غیریکتواخت روده می‌شود. خوشبختانه فراورده‌هایی مختص استفاده در CT وجود دارند. این فراورده‌ها شامل سوسپانسیون ۱ تا ۳ درصدی سولفات باریم بوده و دارای فرمول خاصی جهت مقاومت در برابر تجمع یافتن می‌باشند.

دوز بالاتر ماده کنتراست خوراکی کدورت بیشتر روده را

تزیق). با اینحال به علت افزایش پرتوگیری بیمار، مصرف بیشتر قیلم و کاهش ظرفیت پذیرش بیمار، این روش کاربرد وسیعی ندارد. اکثر رادیولوژیست‌ها روشی را که در آن اسکن بین ۱ و ۳ دقیقه بعد از شروع تزریق آغاز می‌شود ترجیح می‌دهند. در مواقع درخواست کلینیکی، اغلب به منظور مقدور ساختن انجام اسکن در طی مرحله شریانی کبد روشها تغییر داده می‌شوند.

زمانیکه اسکنرها نتوانند سراسر ناحیه مورد نظر را بسرعت اسکن کنند از روش تغییر یافته تزریق یکجای استفاده می‌شود. این روش که CT دینامیک با تزریق یکجای منقطع (dynamic sequential bolus CT) نامیده شده است، از سری‌های تزریقات یکجایی یا حجم کمتری که در فواصل زمانی تزریق می‌شوند تا کل مدت زمان اسکن تکمیل شود، استفاده می‌کند.

برنامه کاری تزریقی دیگری که در هر دو اسکنهای قدیمی و کندتر مورد استفاده قرار می‌گیرد تزریق دو مرحله‌ای است. بدین صورت که ابتدا یک مرحله تزریق یکجای انجام می‌گیرد تا حداکثر تشدید کنتراست حاصل شود و سپس یک مرحله کندتر بعدی جهت تداوم تشدید تا تکمیل امتحان بکار می‌رود.

روش‌های تزریق در اسکن ماریپیچی

روش‌های تزریق در اسکن ماریپیچی هنوز در دست مطالعه می‌باشند. مقاله‌های متعددی میزانهای تزریق زمانی و تأخیر اسکن را مورد بحث قرار داده‌اند اما هیچ برنامه‌ای بعنوان یک برنامه ارجح معرفی نشده است. عموماً، بدلیل سرعت بالای اسکن ماریپیچی امکان تزریق یکجای ماده کنتراست وجود دارد. تزریق یکجای با میزان‌های تزریق زمانی بالاتر بدست آمده و باعث افزایش تراز تشدید در سراسر امتحان می‌شود. دوباره در اینمورد نیز فاصله زمانی بین تزریق ماده کنتراست و اسکن نقش اساسی را ایفا می‌کند.

مواد محلول در آب

مواد کنتراست یونی و غیر یونی محلول در آب را می‌توان رقیق کرده و بصورت خوراکی تجویز نمود. به دلیل اینکه طعم آنها ناخوشایند است بطور معمول به محلول فوق خوش طعم کننده اضافه می‌کنند. در حالات معمول از محلول ۲ تا ۵ درصد ماده محلول در آب استفاده می‌شود. حتی با این محلولهای رقیق مواد کنتراست پندار معمولاً حرکات دودی (پریستالتیس) روده باریک تحریک می‌کنند. بیماران زیادی بعد از خوردن مواد محلول در آب دچار اسهال می‌شوند. مقادیر ایجاد کننده این حالت مشابه با مقادیر بکار رفته در سولفات باریم می‌باشند. یا وجود این ماده کنتراست خوراکی محلول در آب تمایل به عبور کمی سریعتر از سیستم معدی - روده‌ای دارد.

عقیده تجاری در مورد مصرف خوراکی مواد کنتراست آن بوده است که ماده کنتراست با اسمولالیت پائین هیچ مزایایی نسبت به ماده کنتراست ارزان با اسمولالیت بالا ندارد. تحقیقات در بیماران کودک این ادعا را تأیید نکرده است. محققین بر روی تأثیر ماده کنتراست خوراکی در نوزادان نتیجه گرفته‌اند که ماده کنتراست با اسمولالیت پائین در مقایسه با سولفات باریم یا مواد محلول در آب هیپراسمولار، کاهش چشمگیری از لحاظ عوارض جانبی داشته‌اند^(۱۱). مواد کنتراست با اسمولالیت پائین در اطفال و کودکان پاستی تحت شرایط زیر بکار روند: (۱) موقعی که اسکان وارد شدن ماده کنتراست به ریه وجود داشته باشد یا (۲) وقتی اسکان نشت ماده کنتراست از سیستم معدی روده‌ای وجود داشته باشد^(۱۲).

بررسی‌های بر روی کودکان مسن ترمزیت دیگری را نشان داده است. از آنجائیکه ماده کنتراست با اسمولالیت پائین بی‌مزه است وقتی رقیق شود بیمار در خوردن آن بیشتر همکاری می‌کند^(۱۳).

در موارد مشکوک به وجود بیماری در رکتوسیگموئید ممکن است تجویز ماده کنتراست از طریق رکتوم ضروری باشد. در این موارد ۱۵۰ تا ۲۰۰ میلی لیتر از ماده محلول در

یاعث می‌شود حداقل ۵۰۰ میلی لیتر از سولفات باریم رقیق شده بایستی ۴۵ دقیقه تا ۲ ساعت قبل از انجام اسکن داده شود. یک ۲۰۰ میلی لیتر اضافی باید به منظور پر کردن معده و قسمت ابتدایی روده باریک بلافاصله قبل از انجام اسکن تجویز شود.

در بیمارانی که امکان تجویز مایعات از طریق دهان وجود ندارد می‌توان لوله بینی - معده‌ای گذاشته و ماده کنتراست را از طریق لوله تزریق کرد. در صورت استفراغ، کاستن از میزان تزریق زمانی ممکن است کمک کننده باشد.

محلولهای با ویسکوزیته پائین و غلظت کم ممکن است برای مطالعه ناحیه مری کافی نباشند. در چنین مواردی استفاده از فراورده‌های باریمی با ویسکوزیته بالا و غلظت کمی که بدین منظور ساخته شده‌اند توصیه می‌شود. در موارد مشکوک به سوراخ شدگی سیستم معدی - روده‌ای نیایستی سولفات باریم داده شود. نشست باریم به داخل حفره صفاقی به پریتونیت باریمی (barium peritonitis) معروف است. میزان مرگ و میر حاصل از پریتونیت باریمی بالا بوده و در این گونه حالات به منظور پیشگیری از وقوع مشکلات می‌توان از مواد کنتراست محلول در آب استفاده کرد.

سولفات باریم یک ماده بی‌اثری است که قاعدتاً بدون هیچگونه تغییری از مجاری لوله‌ای بدن عبور می‌کند. تولید کنندگان فراورده بروز واکنشهای شدید را یک در ۵۰۰۰۰۰ مورد و مراکز استفاده کننده ۱ در ۲ میلیون مورد گزارش کرده‌اند. احتمال دارد که بروز این واکنش به افزودنیهای سوسپانسیونی (نظیر خوش طعم کننده) مربوط شود. اگرچه عوارض این روش نادر هستند، آنها شامل پنومونیت‌های اسپیراسیونی، سفت شدن باریم در مجاری و ورود آن بدخل عروق می‌باشند^(۱۴).

با اینکه هنوز پاسخ‌های قطعی در دسترس نیستند، بعد از اسپیراسیون سولفات باریم نسبت به مواد محلول در آب عوارض خیلی خفیفی بروز می‌کنند.

آنها است. این ویژگی به غیر از اسمولالیته بوده ولی آنها هر دو به ساختار شیمیایی ماده مربوط می‌شوند. ماده کنتراست یددار از طریق کلیه‌ها دفع می‌شود. حداکثر زمانی دفع ماده کنتراست یوسیلکلیه در حدود ۳ دقیقه بعد از تجویز آن می‌باشد. تزریق ماده کنتراست ممکن است باعث دهیدراتاسیون شود خطر بروز نارسایی کلیوی نیز با تزریق ماده کنتراست وجود دارد. نه عامل خطر وجود دارند که در پیشگویی احتمال بروز اثرات نفروتوکسیک ماده کنتراست در پیش بیماران کمک می‌کنند.

بیماران با متاستاز مغزی بعد از تزریق مواد کنتراست درصد ابتلاء بالایی به حملات صرع دارند. از آنجائیکه تشدید اکثر ضایعات مغزی از گسستن سد مغزی - خونی بوجود می‌آید، مهم است که اجازه داده شود تا تمامی ماده کنتراست قبل از شروع اسکن تجویز شود. جهت کاستن از احتمال نشت عروقی ماده کنتراست که عواقب وخیمی ایجاد می‌کند، راهنماهای اختصاصی بر این نکته اشاره می‌کنند که محل تزریق همواره بایستی بدقت زیر نظر باشد. در تزریق به کاتترهای وریدی مرکزی کاملاً مراقب بود، بدلیل اینکه ممکن است آنها فشار استاندارد تزریق را همانند کاتترهای داخل وریدی تحمل نکنند.

اگرچه از یک اسکن CT بدون ماده کنتراست میتوان چیز زیادی بدست آورد ولی یک مطالعه با تشدید کنتراست اطلاعات بیشتری می‌دهد. تزریق کننده‌های با کنترل جریان مکانیکی برای استفاده در اسکن بدن توصیه می‌شوند. انفوزیون قطره‌ای روش تزریقی کاملاً غیر مؤثری بوده و استفاده از آن اصلاً توصیه نمی‌شود.

تشدید یافتی سه مرحله دارد: مرحله بولوس، مرحله غیر تعادلی و مرحله تعادلی. آشکارسازی مطلوب حاصبعه قبل از مرحله تعادل حاصل می‌شود.

زمان‌بندی کنتراست در اسکن‌های سریع از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. رادیولوژیست‌ها با فاصله اندازی بین تزریق کنتراست و اسکن موافق نیستند اغلب اجرای

آب رقیق (۱ تا ۳ درصد) به روش تنقیه زده می‌شود. سولفات باریم و مواد کنتراست محلول در آب کدورت قابل مقایسه‌ای را در روده باریک باعث می‌شوند. بدلیل غلظت‌های کم بکار رفته عمدتاً موکوس پوشش داده نمی‌شود بلکه در عوض بیشترین کنتراست قابل مشاهده به مواد پرکننده روده باریک مربوط می‌شود. سولفات باریم در مقادیر کم تمایل به چسبیدن به دیواره روده باریک و فراهم نمودن حداقل کنتراست قابل مشاهده را دارا است. در مقایسه بین این دو ماده معمولاً مقدار کمی از کنتراست خوراکی محلول در آب یوسیلک روده باریک جذب می‌شود.

جمع‌بندی فصل

مواد کنتراست عموماً بصورت انواع داخل عروقی یا معدی - روده‌ای دسته‌بندی می‌شوند. در کلیه متون پرتوشناسی اختلاف فاحشی در مورد تعریف آنچه بعنوان تشدید مطلوب در نظر گرفته می‌شود وجود دارد.

ماده کنتراست دسته پرتوایکس را بیشتر تضعیف کرده و از آن جهت در ایجاد افتراق بین بافت طبیعی و غیر طبیعی استفاده می‌شود.

ویژگی‌هایی از مواد کنتراست یددار که موجب بروز عوارض جانبی می‌شوند عبارت از ویسکوزیته و اسمولالیته بالا می‌باشند. گرم کردن ماده کنتراست تا حد درجه حرارت بدن ویسکوزیته مایع را کاهش می‌دهد.

مواد کنتراستی که اکنون در دسترس می‌باشند اساساً از نوع با اسمولالیته پایین تر هستند. موقع استفاده از این مواد واکنش‌های جزئی بروز می‌کنند. بدلیل بهای نسبتاً زیاد مواد جدیدتر، بسیاری از مراکز برای استفاده بهینه از آنها راهنماهایی دارند. متأسفانه مواد کنتراست جدیدتر کلیه واکنش‌ها را حذف نکرده‌اند و واکنش‌های کشنده هنوز هم با استفاده از آنها رخ می‌دهند. بنابراین شرط احتیاط آن است که هر موقع مواد کنتراست بطور داخل وریدی بکار روند اقدامات پیشگیرانه اساسی صورت گیرند.

ویژگی دیگر مواد کنتراست داخل وریدی ماهیت یونی

- ۱۱- چرا تزریق کنتراست بایستی قبل از انجام اسکن مغز تکمیل شود؟
- ۱۲- چرا برای تزریق کنتراست کاتترهای وریدی‌های مرکزی توصیه نمی‌شوند؟
- ۱۳- برای اجتناب از نشت عروقی ماده کنتراست بداخل بافت چه اقداماتی را می‌توان انجام داد؟
- ۱۴- چه موقع ماده کنتراست داخل وریدی قابلیت آشکار شدن یک ضایعه را از بین می‌برد؟
- ۱۵- سه مرحله تشدید کنتراست کدام است؟
- ۱۶- چه مرحله‌ای بیشترین احتمال آشکارسازی ضایعه را فراهم می‌کند؟
- ۱۷- چرا فاصله بین تزریق ماده کنتراست و شروع اسکن مهم است؟
- ۱۸- چه موقع استفاده از سولفات باریم ممنوع است؟

این روش به نوع ضایعه مشکوک بستگی دارد. در مورد اسکنرهای کندتر از یک روش تزریق تغییر یافته استفاده می‌شود. این روش نیاز به یک سری تزریقهای بولوس کم حجم در مدت زمان امتحان دارند. شکل دیگر تزریق برای اسکنرهای کندتر استفاده از تزریق دو مرحله‌ای است.

مواد کنتراست خوراکی در تمایز حلقه روده باریک از تجمع غیر طبیعی مایع یا توده فضاگیر حائز اهمیت هستند. تولید کنندگان، انواع مواد کنتراست با غلظت کم و ویسکوزیته پائینی را برای استفاده در CT ارائه کرده‌اند. سوسپانسیونهای سولفات باریمی یا انواع محلول در آب کثروت مناسبی در روده ایجاد می‌کنند. با این وجود نیایستی از سوسپانسیونهای سولفات باریم در بیماران مشکوک به سوراخ شدگی معدی - روده‌ای استفاده کرد.

سوالات مروری

- ۱- چرا ماده کنتراست روی تصویر CT با سایه خاکستری روشن‌تری ظاهر می‌شود؟
- ۲- چه تفاوتی میان تجویز ماده کنتراست و داورهای درمانی وجود دارد؟
- ۳- ایزوتونی و اسمولالیتیه را تعریف کنید؟
- ۴- کدام دو خصوصیت ماده کنتراست داخل وریدی مسبب اکثر عوارض جانبی است؟
- ۵- درجه حرارت چگونه در تزریق داخل وریدی ماده کنتراست تأثیر می‌گذارد؟
- ۶- تفاوت میان مواد کنتراست یونی و غیر یونی در چیست؟
- ۷- ماده کنتراست چگونه از بدن دفع می‌شود؟
- ۸- اوج زمانی ترشح ماده کنتراست از کلیه چه زمانی است؟ چه زمانی غلظت ید ادرار حداکثر است؟
- ۹- کدام بیماران در معرض خطر بالای بروز نارسایی حاد کلیوی حاصل از ماده کنتراست قرار دارند؟
- ۱۰- کدام بیماران بعد از تجویز ماده کنتراست داخل وریدی کاملاً در معرض خطر صرع هستند؟

1. Katzberg R: *The Contrast Media Manual*. Baltimore, Williams & Wilkins, 1992, pp 1, 2, 12, 16, 20, 21, 68, 80.
2. Humes D: *Radiocontrast-induced Nephrotoxicity*. Princeton, NJ, Squibb Diagnostics, 1989, p 2.
3. Mallinckrodt Medical, Inc. *Handbook of Computed Tomography: Techniques & Protocols*. St. Louis, MO, Mallinckrodt Medical, Inc., 1992.
4. McClennan BL, Preston M: Ionic and nonionic iodinated contrast media: Evolution and strategies for use. *American Journal of Radiology* 155:225-233, 1990.
5. Curry NS, Schabel SI, Reiheld CT, et al: Fatal reactions to intravenous nonionic contrast material. *Radiology* 178:361-362, 1991.
6. Use of intravenous catheters for all divisions of medical imaging. Seattle, Swedish Hospital.
7. Cohan RH, Leder RA, Bolick D, et al: Extravascular extravasation of radiographic contrast media. *Invest Radiol* 25:504-510, 1990.
8. Cohan RH, Dunnick NR, Leder RA, Baker ME: Extravasation of nonionic radiologic contrast media: Efficacy of conservative treatment. *Radiology* 176:65-67, 1990.
9. Berland L: *Practical CT: Technology and Techniques*. New York, Raven Press, 1987.
10. E-Z-EM product information. E-Z-EM, Inc., Westbury, NY.
11. Langer R, Kaufman HJ: The use of nonionic contrast medium for gastrointestinal studies in infants. Presented at the 72nd Scientific Assembly and Annual Meeting of the RSNA, Chicago, November 30 to December 6, 1986.
12. Cohen M: Choosing contrast media for the evaluation of the gastrointestinal tract of neonates and infants. *Radiology* 162:447-456, 1987.
13. Smevik B, Westvik J: Iohexol for contrast enhancement of bowel in pediatric abdominal CT. *Acta Radiologica* 31:Fasc. 6:601-603, 1990.



روش‌های عمومی تصویربرداری

اینفیریور (Inferior) به حرکت به طرف پا (پایین) اشاره کرده و مترادف با کودال (Caudal) به سمت دمی یا در انسان به سمت پا می‌باشد. سوپریور (Superior) حرکت به سمت سر (بالا) را معین کرده و بجای واژه کرانیال (Cranial) بکار می‌رود. لترال (Lateral) به حرکت به سمت طرفین بدن اشاره می‌کند. برعکس، مدیال (Medial) به حرکت به سمت خط میانی بدن اشاره می‌کند.

واژگان دیستال (Distal) و پروگزیمال (Proximal) غالباً در اشاره به اندامهای انتهایی بکار می‌روند. دیستال (دور از) به حرکت به سمت انتهاها اشاره می‌کند. انتهای دیستال ساعد، انتهای است که به دست چسبیده باشد. پروگزیمال (نزدیک به) که متضاد دیستال است به صورت واقع در نزدیکی منطقه اتصال تعریف می‌شود. برای مثال انتهای پروگزیمال بازو، انتهای است که به شانه چسبیده باشد.

به منظور کمک در تجسم سطوح تصویری بدن، در نظر گرفتن ورقه‌های بزرگی از شیشه را که به روش مختلف، بدن را بریده و از آن عبور کرده باشند، مفید است. کلیه ورققات شیشه‌ای که به موازات کف باشند سطوح هوریزونتال (horizontal) یا ترانسورس (transverse) نامیده می‌شوند. آنهایی که عمود بر کف باشند، سطوح ورتیکال (vertical) یا (longitudinal) نامیده می‌شوند (شکل ۱۸)

این فصل اصولی از اسکن CT را مورد بحث قرار می‌دهد که در هیچکدام از طبقه‌بندیهای فصول قبلی وجود ندارند. اصول مذکور اکثراً ولی نه در کلیه بخشهای CT به عنوان روش استاندارد محسوب می‌شوند.

سطوح تصویربرداری

درک پیچیدگیهای اسکن CT نیازمند آشنایی با سطوح تصویربرداری است. سطوح بدنی را می‌توان با در نظر گرفتن الگوی معادلی از برش تکه نان فصل اول توضیح داد. مرور مختصری از واژگان جهت‌ی مورد استفاده در پزشکی شاید فهم بحث مربوط به سطوح بدنی را آسانتر سازند.

کلیه واژگان جهت‌ی بر مبنای مشاهده بدن در وضعیت تشریحی می‌باشند. این وضعیت با حالت ایستاده فرد و کف دست‌ها به طرف جلو مشخص می‌شود (شکل ۱۸ را ببینید). وضعیت مذکور بطور بین‌المللی مورد استفاده قرار گرفته و در توصیف‌های جهت‌ی، حالت متحدالشکلی ایجاد می‌کند.

واژگان انتریور (anterior) و ونترال (Ventral) به حرکت به سمت جلو (بطرف صورت) اشاره می‌کنند. واژگان پوستریر (Posterior) و دور سال (Dorsal) واژگان معادلی هستند که جهت توضیح حرکت به سمت سطح پشتی بدن بکار می‌روند.

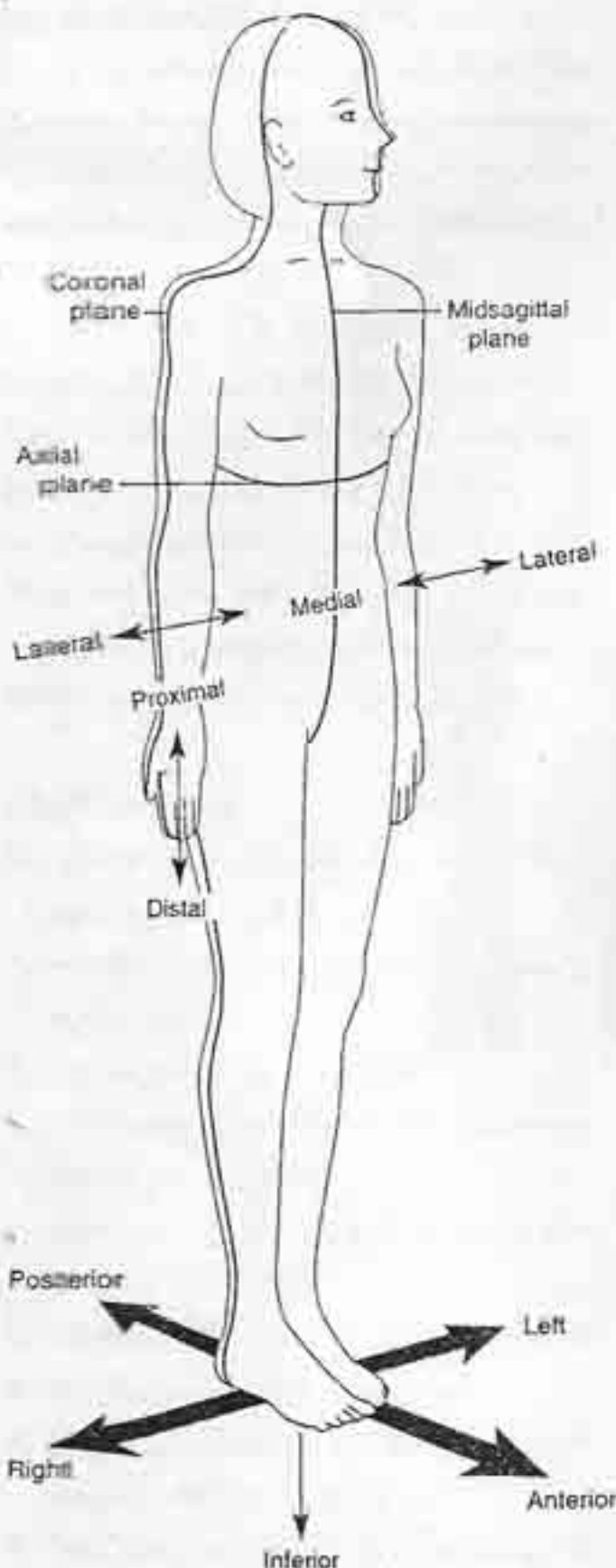
را ببینید).

ورقه شیشه‌ای که بدن را به دو بخش جلویی و عقبی تقسیم می‌کند، سطح کرونال (coronal) است. سطح ساجیتال (Sagittal) که مستقیماً در مرکز بدن قرار گرفته و دو بخش هم اندازه چپ و راست ایجاد کند، به عنوان سطح میانی (median) یا میدساجیتال (midsagittal) نامیده می‌شود. سطح پاراساجیتال (Parasagittal) در طرف راست یا چپ خط میانی واقع می‌شود. سطوح اکزیال (Axial)، سطوح برش عرضی هستند که بدن را به دو بخش فوقانی - تحتانی تقسیم می‌کنند. سطوح اوبلیک (oblique) ورقه‌هایی از شیشه هستند که شیب داشته و نسبت به یکی از سه سطح استاندارد زاویه دار قرار می‌گیرند (شکل ۳۸ را ببینید).

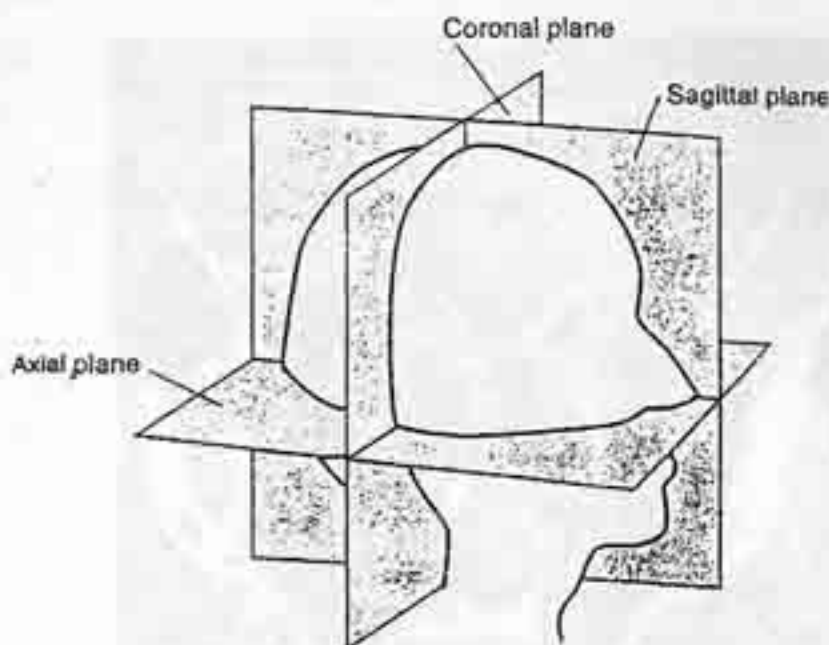
تغییر دادن سطح تصویر، ساختارهای مشابهی را در نمای جدید نشان می‌دهد. تکه‌ای از نان همسان می‌تواند در توضیح این تغییر کمک کند. برای مثال اگر نان باسکه‌ای داخل آن پخته شود و سکه در حاشیه تکه نان به صورت عمودی قرار گیرد، چاقوی تیزی با ایجاد برش طولی از نان سکه را بعنوان یک جسم چگال یا سطح قائم نشان خواهد داد. با اینحال اگر نان دوباره چسبانیده شده و در سطح اکزیال برش داده شود سکه دایره‌ای ظاهر می‌شود (شکل ۳۸ را ببینید).

سطح تصویری را می‌توان با وضعیت دهی بیمار، گنتری یا هر دو به منظور اسکن کردن در سطح دلخواه یا با قالب‌بندی مجدد داده تصویری تنظیم نمود (فصل ۵ را ببینید). اسکن در سطح دلخواه، تصاویری بهتر از قالب‌بندی مجدد داده‌های موجود ایجاد می‌کند.

تغییر دادن صفحات تصویری برداری در CT، اطلاعات اضافی را به روشی مشابه با سکه موجود در داخل نان فراهم می‌کند. تغییر دادن صفحه تصویری برداری از اکزیال به کرونال به دو دلیل مشخص صورت می‌گیرد. دلیل اول موقعی است که ساختار تشریحی به جای وضعیت افقی در وضعیت قائم قرار گرفته باشد. سینوسهای اتموئید نمونه‌ای



شکل ۱۸۸ وضعیت تشریحی



شکل ۲-۸: سطوح تصویربرداری

علت دوم انجام اسکن در یک سطح متفاوت، کاستن از آرتیفکت‌هایی است که توسط ساختارهای احاطه کننده ایجاد می‌شود. به این دلیل سطح کروئال جهت اسکن غده هیپوفیز ترجیح داده می‌شود. تعداد آرتیفکت‌های رگه‌ای و اثر حجم جانبی در سطح آگزیاال بیشتر از سطح کروئال می‌باشد (برنامه کاری هیپوفیز را در فصل ۹ ملاحظه کنید). اکثر اسکن‌ها در سطح آگزیاال اجرا می‌شوند اما بسیاری از برنامه‌های کاری ناحیه سر به اسکن‌های کروئال نیاز دارند.

دو روش بدست آوردن وضعیت کروئال برای اسکن ناحیه سر وجود دارد. روش اول: بیمار را در وضعیت خوابیده به شکم (prone) بر روی تخت اسکن قرار داده و از بیمار بخواهید که چانه خود را بجلو بکشد. روش دیگر: بیمار را در وضعیت خوابیده به پشت (supine) قرار داده و از بیمار بخواهید که سرش را تا حد ممکن به عقب بکشد. این وضعیت معمولاً به نگهدارنده مخصوص سر نیاز دارد. در هر دو وضعیت سطح برش کروئال خواهد بود. اگر بیمار نتواند گردن را بطور کامل باز کند می‌توان گنتری را به منظور

از این حالت می‌باشد. از آنجائیکه توربینت‌های اتموئید غالباً در سطح قائمی قرار دارند. تصاویری که در سطح آگزیاال برداشته شده باشند، تنها بخش‌هایی از ساختار تشریحی را بدون منظره ترکیب کامل اتموئید نشان می‌دهند (شکل ۵-۸ الف را ببینید). در شکل ۵-۸ ب) تصاویر در سطح کروئال برداشته شده‌اند. این سطح برای نمایش ساختارهای سینوس اسفنوئید خیلی مناسب بوده و به سهولت بیشتری انسداد را نشان می‌دهد.

در مورد سینوس، تغییر وضعیت بیمار طوریکه تصاویر را بتوان به صورت کروئال بدست آورد، نسبتاً راحت است. بدیهی است که این عمل برای کلیه ساختار تشریحی که ممکن است از تصویربرداری کروئال بهره گیرند (برای مثال لگن) ممکن نمی‌باشد. از آنجائیکه صفحات چربی لگنی اغلب نسبت به سطح عرضی موازی یا مایل قرار می‌گیرند، در برخی موارد تصاویر بدست آمده در سطح کروئال ممکن است به تصاویر حاصل از سطح آگزیاال برتر باشند.^۱ با اینحال، اسکن در سطح کروئال به علت مشکل وضعیت دهی لگن، رایج نیست. در اینمورد دوباره قالب بندی داده تصویری به صورت سطح کروئال ممکن است مفید باشد.

۱ - تمایز مطلوب ساختارهای مجاور موقعیکه صفحه چربی عمود بر سطح تصویربرداری باشد، رخ می‌دهد.

بیمار خیلی نزدیک به انتهای تخت اسکن وضعیت دهی شده باشد خارج از محدوده قابل اسکن کردن قرار خواهد گرفت.

بدون در نظر گرفتن نوع اسکنر مورد استفاده بهتر است که اپراتور قبل از انجام اسکن دستورالعملهای صحیح جسمی را وارد کند. این روش نیازمند تعیین وضعیت قرارگیری بیمار است که آیا بیمار ابتدا از طرف سر یا پا در گنتری قرار گیرد و یا اینکه خوابیده به پشت یا شکم قرار گرفته یا در وضعیت دکوبیتوس باشد. اگر اپراتور به دقت این اطلاعات را به سیستم وارد کند، نرم افزار تصاویر را در جهت چپ - راست و قدامی - خلفی به طور صحیح علامتگذاری می‌کند.

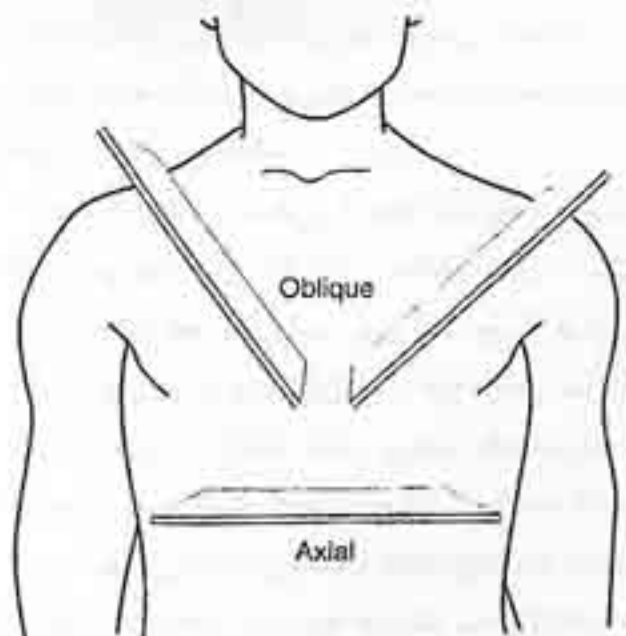
بعد از آنکه تصویر اسکات گرفته شد، اپراتور محل برشهای عرضی را انتخاب می‌کند. اکثر روشهای اسکن به علامتهای شروع و خاتمه‌ای که می‌توانند بر روی تصویر اسکات دیده شوند، تکیه دارند. برای مثال، مطالعه شکم معمولاً از محاذات دیافراگم راست شروع شده و در محاذات ستیغ ایلیاک خاتمه می‌یابد. دیافراگم و ستیغ ایلیاک به راحتی بر روی تصویر اسکات قابل تشخیص می‌باشند. در برخی از برنامه‌های کاری امکان استفاده راحت از علامتهای قابل شناسایی بدنی وجود ندارد. در این موارد اپراتور با依ستی به صورت حدسی عمل کرده، یک تصویر را جهت بررسی دقت حدس خود بردارد و سپس ادامه مراحل را پی بگیرد. این روش اغلب موقع اسکن غدد فوق کلیوی مفید است. در این حالت، برداشتن یک برش نازک از محاذات غدد فوق کلیه‌ها مورد نیاز می‌باشد. با اینحال از تصویر اسکات امکان پیش‌بینی اینکه غدد فوق کلیوی در کجای شکم واقع هستند، یا هر درجه دقتی وجود ندارد. بدیهی است که بررسی تصویر اول قبل از ادامه برنامه روش را کند می‌کند ولی تاخیر زمانی غیر قابل اجتناب است.

همچنین مشخص کردن اینکه آیا ماده کنتراست در امتحان CT تجویز شده است، بر روی تصویر خائز اهمیت است. کلیه سیستم‌های CT امکان نمایش مربوط به تجویز

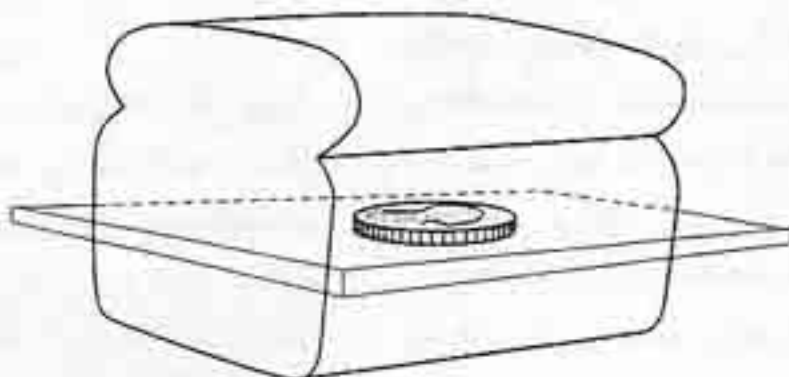
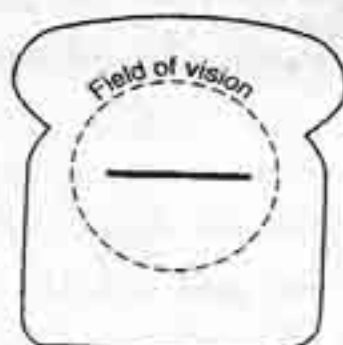
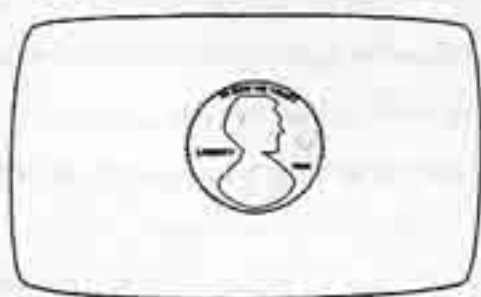
داشتن سطح کروئال تر زاویه داد. تصویر بدست آمده در هر دو وضعیت خوابیده به پشت یا شکم، اساساً مشابه می‌باشد. بدیهی است که تصاویر اینفریور - سوپریور خواهند بود. وضعیت ترجیحی به عوامل متعددی از قبیل راحتی بیمار، درخواست رادیولوژیست و تأثیر ثقل زمین بر ساختارهای تشریحی (بعنوان مثال، آیا مایع پایی یا پالا تجمع کند؟) وابسته است.

روشهای معمول اسکن

فصول بعدی راهنماهای عمومی را در قالب جدول بعنوان مرجع راحت الوصول ارائه می‌کنند. اگرچه در اسکن واقعی استثنائاتی بر هر قاعده‌ای وجود خواهد داشت، با اینحال برخی از استانداردهای عملی پیش فرض می‌شوند. این بخش استانداردهای مذکور را مورد بحث قرار می‌دهد. در تمام مطالعات معمول، قبل از اسکن یک تصویر رقمی پرتوایکس یا اسکات برداشته می‌شود. تصویر اسکات مطلوب دارای تمام نواحی تحت اسکن برداری بوده و بنابراین اطمینان می‌دهد که ساختار تشریحی که قرار است اسکن شود در داخل محدوده سیستم می‌باشد. اگر



شکل ۳-۸: سطوح اوبلیک نسبت به یکی از سطوح استاندارد زاویه دار قرار می‌گیرند.



شکل ۴.۸ سطح تصویربرداری بر نحوه نمایش ناحیه تشریحی بر روی برش مقطع عرضی تأثیر خواهد گذاشت.

بدون ماده کنتراست و سپس تکرار امتحان با تشدید کنتراست داخل وریدی است. اسکن‌های تکراری تا حد ممکن بایستی از همان محل تصاویر بدون ماده کنتراست برداشته شوند. مقایسه برش با و بدون ماده کنتراست تفسیر دقیق را تسهیل می‌بخشد.

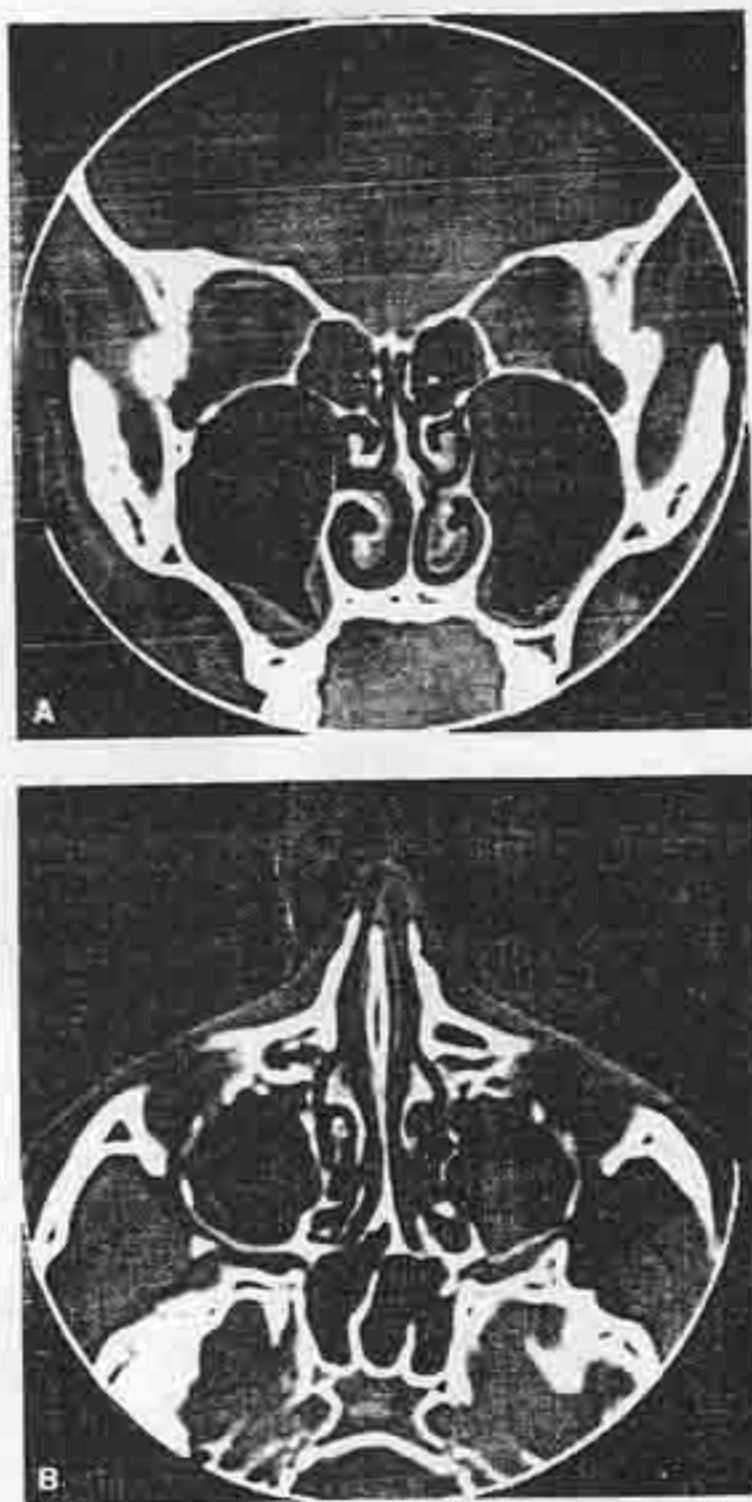
معمولاً ضخامت برش و فاصله گذاری‌ها یکسان انتخاب می‌شوند. برای مثال اگر از ضخامت برش ۱۰ میلی متری استفاده شود میزان درون روی تخت بعد از هر برش ۱۰ میلی لیتر خواهد بود. با این روش کلیه نواحی ساختار تشریحی واقع در محدوده اسکن پوشش داده می‌شوند. برنامه‌های کاری اسکن که در آن ضخامت و فاصله گذاری برش‌ها یکسان باشند، نوع مجاور (contiguous) شناخته می‌شوند. با اینحال اسکن‌ها همیشه به روش مجاور برداشته نمی‌شوند. در برخی موارد فاصله گذاری بین برش‌ها کمتر از ضخامت برش می‌باشد. این عمل به رویه‌م

ماده کنتراست را دارند. اغلب، علامت $+C$ در صورت استفاده از ماده کنتراست اضافه می‌شود.

دستورات دقیق تنفس بایستی برای کلیه بیمارانی که تحت اسکن بدنی قرار می‌گیرند، داده شود. برخی از تولیدکنندگان پیشنهاد می‌کنند که تکنولوژیست از یک روش تعلیمی جهت افزودن بر مدت زمان نگهداری تنفس در امتحان اسکن مارپیچی استفاده کند. در این روش تعلیمی لازم است که بیمار چندین تنفس عمیق را قبل از تنفس نهایی انجام دهد و نفس خود را تا حداکثر زمان ممکن نگه داشته، سپس به کندی بیرون دهد.

روش معمول بعد از تکمیل یک مطالعه افزودن تصویر اسکات با خطوط مرجع روی آن است. این خطوط محل هر تصویر برش مقطعی را نشان می‌دهند، ارائه داده بیمار نیز در انتهای هر امتحان مرسوم است.

روش معمول بسیاری از امتحانات CT، شامل اسکن



شکل ۵۸: (الف) برش سینوس که در سطح کروئال برداشته شده است. (ب) برش سینوس که در سطح اگزیکال برداشته شده است.

میزان پرتوگیری بیمار می‌افزاید. در برخی موارد میزان فاصله‌گذاری بیشتر از ضخامت برش بوده و نواحی کوچکی بین برشها اسکن نمی‌شوند. برای مثال، اگر ضخامت برش ۸ میلی متر همراه با میزان درون روی ۱۰ میلی متری برای تخت انتخاب شود، بین هر برش ۲ میلی متر از ساختار

افتادن تصاویر منجر می‌شود. اگر برشهای بیشتری از ناحیه کوچکی مثل فضای دیسک مهره‌ای خواسته شده باشند، تصاویر ممکن است رویهم بیفتند. روش رویهم اندازی، بازتشریحی‌های سه بعدی و چند سطحی را نیز بهبود می‌بخشد. با اینحال برداشتن برشهای رویهم افتاده بر

روش‌های فیلم زنی (Filming Techniques)

فیلم زنی، فرایند نسخه‌برداری تصویر از نمایشگر لامپ پرتوکاتدی (CRT) بر روی ورقه‌های فیلم پرتونگاری است. ثبت بدست آمده از این روش بعنوان نسخه سخت (hard copy) شناخته می‌شود. در بخش CT فیلم تک امولسیونه مورد استفاده قرار می‌گیرد. تقسیم‌بندی‌های مختلفی ممکن است انتخاب شوند که بر اندازه تصویر تأثیر بگذارند. بنابراین یک ورقه فیلم ۱۴×۱۱ اینچی را می‌توان جهت نمایش تعداد مختلفی از تصاویر بکار برد. عمومی‌ترین تقسیم‌بندی برای فیلم زنی معمول، ۱۲ تصویر در هر ورقه فیلم است (۱۲ روی ۱ نامیده می‌شود).

نحوه جای دادن تصاویر بر روی ورقه فیلم بین مؤسسه‌ها تفاوت می‌کند. عموماً، تصاویر بسته به محلشان (در مورد اسکن‌های بدن سری به دمی، در مورد اسکن‌های سر از دمی به سری) از چپ به راست چیده می‌شوند.

در مطالعاتی که لزوم ثبت تصویر مشابهی با بیشتر از یک میزان ویندو وجود دارد (نظیر مهره) اتفاق نظر وجود ندارد. برخی از رادیولوژیست‌ها ترجیح می‌دهند هر ورقه تصاویر با میزان ویندوی یکسان فیلم زنی شود، در حالیکه سایرین برای هر تصویر روی ورقه میزانهای ویندوی متفاوتی را ترجیح می‌دهند. یک روش ترجیحی معمول دیگر برای تصاویری با تراز ویندوی متفاوت آنست که آنها بالا و پایین همدیگر چیده شوند (شکل ۶-۸ را ببینید).

اکثراً روش فیلم زنی موضوع ترجیحی فردی بوده و بنابراین در موارد ایجاب شرایط می‌تواند تغییر داده شود. اگر یک دوربین مجهز خریداری شده باشد شرط احتیاط آن است که روش‌های فیلم‌زنی را برای به حداکثر رساندن ظرفیت پذیرش بخش تنظیم کرد. کلیه پرستل بخش CT باید وقت کافی جهت عادت کردن به آماده شدن نتایج مطالعات بگذارند.

تشریحی نادیده گرفته خواهد شد. این روش موقعی که ناحیه بزرگی باید تحت پوشش قرار گیرد و ضایعه مشکوک کوچک نباشد بکار می‌رود. روش مذکور دوز پرتوی پایین‌تری به بیمار ایجاد می‌کند.

سابقه بیمار

سابقه بایستی از کلیه بیماران گرفته شود برای امتحاناتی که نیاز به تشدید کنتراست دارند، سابقه بایستی شامل آلرژی‌ها و هرگونه تاراحتی‌های کلیوی باشد. اگر گزارشات بیمار در دسترس باشد، مفید است که جواب‌های آزمایشگاهی را از لحاظ جدیدترین مقادیر کراتینین و نیز نیتروژن اوره خون بررسی کرد. حد طبیعی مقادیر از مرکزی به مرکزی دیگر اندکی تفاوت می‌کند، ولی عمدتاً موقعی که مقدار نیتروژن خون از ۳۰ میلی گرم در دسی‌لیتر یا مقدار کراتینین بیشتر از ۲ میلی گرم در دسی‌لیتر باشد، بایستی قبل از تجویز ماده کنتراست با رادیولوژیست مشورت کرد.

داشتن سابقه بیمار از جمله جراحی‌ها و سوابق پزشکی همانند علایم کنونی بیمار حائز اهمیت است. همچنین ثبت اینکه از چه موقعی علایم شروع شده و اینکه آیا حالت موجود مزمن بوده یا تازه است نیز مفید می‌باشد. از آنجائیکه زخم حاصل از پرتو درمانی اغلب بیماری ریوی را تقلید می‌کند توجه به وجود سرطان درمانی قبلی حائز اهمیت است. ضمیمه (ب) فرم استاندارد سابقه بیمار را که در یک بخش CT بکار می‌رود، نشان می‌دهد.

کسب رضایت نامه کتبی از بیمار جهت تجویز ماده کنتراست داخل وریدی در برخی از مراکز رایج است. یک فرم رضایت نامه امضاء شده سندی است که نشان دهنده توضیح روش و خطرات امتحان به بیمار می‌باشد. روش فوق مورد پذیرش عمومی قرار نگرفته است. مخالفین بر این عقیده‌اند که روش خواندن و علامتگذاری یک فرم رضایت نامه اغلب بر اضطراب بیمار افزوده و بر احتمال بروز واکنش جانبی می‌افزاید. بعلاوه، آنان عقیده دارند که در موارد دعوی قضایی سندهای چندان معتبری نیستند.

روشهای بایگانی

فرايند ذخيره داده تصويري از ديسک سيستم به یک محیط الکترونیکی، بایگانی (archiving) نامیده می‌شود. این تصاویر بایگانی شده را می‌توان بعداً دریافت کرده و بر روی نمایشگر CRT نمایش داد و در صورت لزوم دوباره فیلم زنی کرد. از یک تصویر نمایش داده شده بر روی نمایشگر اطلاعات بیشتری نسبت به تصویر زده شده بر روی نسخه سخت و نمایش داده شده بر روی یک جعبه منظر دید دریافت می‌شود. در نتیجه اکثر مؤسسات داده تصویری را بایگانی می‌کنند. برخی مراکز، داده‌ها را به طور نامحدودی ذخیره می‌کنند در حالیکه سایرین اطلاعات را تنها برای دوره زمانی از پیش تعیین شده نگهداری می‌کنند. از آنجائیکه حجم داده خام روزانه زیاد می‌باشد و به مقدار فضای زیادی جهت ذخیره نیاز خواهد داشت تنها داده‌های تصویری ذخیره می‌شوند.

دستگاههای متعددی برای بایگانی وجود دارند. یکی از قدیمی‌ترین وسایل، نوار مغناطیسی است که داده‌ها را روی حلقه فیلم‌های بلند ذخیره می‌کند. از آنجا که این روش در مقایسه با روشهای جدیدتر کند است به سرعت در حال منسوخ شدن می‌باشد.

روش دیگری برای ذخیره داده، استفاده از دیسکهای ۵/۲۵ اینچی (لغزان)، یا ۳/۵ اینچی است. بعلاوه ظرفیت محدود ذخیره‌ای آنها در مقایسه با سایر روشهای بایگانی، آنها نیز در حال منسوخ شدن هستند.

جدیدترین و کاراترین وسیله ذخیره داده‌ها دیسک نوری است. این دیسک‌ها می‌توانند تقریباً ۱۰۰ برابر داده‌های ذخیره شده بر روی دیسک‌های لغزان قدیمتر را در خود ذخیره کنند. دو نوع دیسک نوری موجود است: دیسک‌های یکبار نوشتنی و فقط خواندنی (WORM) (Write once, read many) که نمی‌توان آنها را پاک کرد. بنابراین داده‌ها بطور نامحدودی ذخیره می‌شوند. دیسک‌های نوری قابل نوشتن مغناطیسی را می‌توان پاک کرد طوری که از آنها می‌توان مکرراً استفاده کرد. تصاویر واقع

بر هردونوع دیسک نوری، ترازهای مطلوب تفکیک را دارند. روش جدید دیگر بایگانی کردن، نوار صوتی رقمی (digital audiotape) یا (DAT) است. این نوارها، اصول نوارهای کاست استریوی استاندارد را تقلید می‌کند. تفکیک تصویری آنها خوب بوده و قابل مقایسه با دیسکهای نوری است. آنها همچنین می‌توانند پاک شده و دوباره بکار گرفته شوند. از آنجائیکه نوار باید در محل مناسبی نگهداری شود، بازیابی داده نوارهای DAT در مقایسه با دیسک‌های نوری تا حدی کندتر است. نوارهای DAT نسبت به نوارهای نوری ارزاتر هستند.

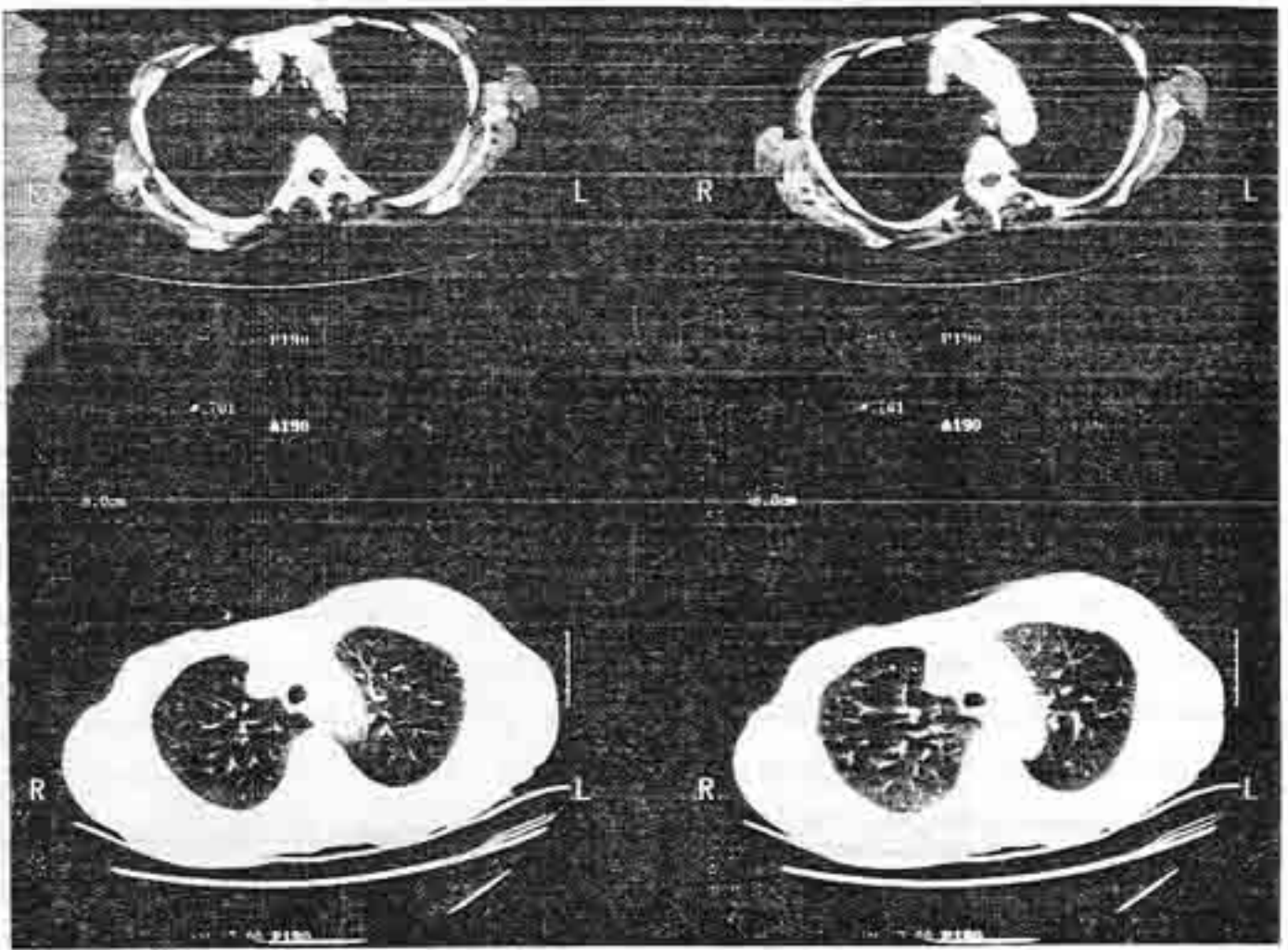
جمع‌بندی فصل

تصویربرداری را می‌توان در سطوح متفاوتی با تنظیم وضعیت بدنی بیمار بدست آورد. علاوه بر این روش، داده‌ها را می‌توان بطور گذشته‌نگر دستکاری کرد بطوریکه تصاویر در سطوح متفاوتی ایجاد شوند. تغییر دادن وضعیت بیمار جهت اسکن کردن در سطحی متفاوت و به منظور مشاهده بهتر ساختار تشریحی و یا اجتناب از آرتیفکت‌ها انجام می‌گیرد. یک تصویر اسکات جهت ترسیم محل پرش‌های مقطع عرضی تهیه می‌شود. وارد کردن مناسب اطلاعات جهتی، اساسی است طوری که اسکن جهت چپ - راست و خلفی - قدامی را بطور صحیح نشان دهد. تصاویر بایستی دارای شاخص نشانگر استفاده از ماده کنتراست باشند.

دستورات واضح نحوه تنفس برای کلیه بیمارانی که تحت اسکن‌های بدنی قرار می‌گیرند، لازم هستند.

معمول است که تصویر اسکات یک امتحان که دارای خطوط برشی است در نتیجه امتحان وجود داشته باشد. همچنین مرسوم است که صفحه متن حاوی اطلاعات بیمار نیز وجود داشته باشد.

اگر اسکن‌ها با و بدون ماده کنتراست انجام گیرند، اوبراتور بایستی سعی کند که برشها در موقعیتهای یکسان تخت برداشته شوند. این عمل، مقایسه تصاویر با و بدون تشدید کنتراست را تسهیل می‌بخشد.



شکل ۶.۸: روش جایگذاری تصاویر بر روی فیلم بین مراکز تا حد زیادی متفاوت است. موقع تنظیم برنامه‌های کاری بایستی قابلیت‌های دوربین و ظرفیت پذیرش بیمار مد نظر قرار گیرند.

رضایت نامه کتبی جهت تجویز ماده کنتراست بسته به نظر مؤسسه می‌تواند با یا بدون ارزش باشد.

تنوع زیادی در روش انتقال تصاویر از نمایشگر به نسخه سخت وجود دارد. روش‌های فیلم زنی باید مطابق با دستگاه اختصاصی موجود جهت به حداکثر رساندن ظرفیت پذیرش بیمار بخش تنظیم شوند.

بایگانی فرایند ذخیره داده بر روی یک وسیله ثبت کننده است. سیستم‌های تازه از دیسک‌های نوری یا DAT استفاده می‌کنند. سیستم‌های قدیمی‌تر بطور تجاری دیسک‌های لغزان یا نوارهای مغناطیسی را بکار می‌برند.

اسکن‌ها بطور کاملاً رایج به روش برش مجاور برداشته می‌شوند. معمولاً انتخاب برنامه‌های کاری از لحاظ برداشت برشهای فاصله‌دار یا رویهم درخواست می‌شود. تغییر دادن برنامه کاری از برشهای مجاور به نوع فاصله‌دار یا رویهم قرار گرفته بر میزان پرتوگیری بیمار تأثیر می‌گذارد.

سابقه مناسب بایستی از کلیه بیمارانی که تحت مطالعات CT قرار می‌گیرند برداشته می‌شود اگر عقادیر آزمایشگاهی که عملکرد کلیوی را منعکس می‌کنند در دسترس باشند، بایستی مورد بررسی قرار گیرند. در موارد سؤال انگیز باید رادیولوژیست را آگاه نمود. گرفتن یک فرم

سئوالات مروری

- ۱- توضیح دهید که سطوح زیر بدن را چگونه تقسیم‌بندی می‌کنند: کروئال، آگزیتال و ساریتال
- ۲- دو روش موجود جهت تغییر سطح تصویری کدامند؟
- ۳- در کدام دو حالت تنظیم سطح تصویری مفید است؟
- ۴- هدف از برداشت تصویر اسکات چیست؟
- ۵- روش برش مجاور را تعریف کنید؟
- ۶- علت انتخاب یک برنامه کاری اسکن به منظور رویهم

انداختن تصاویر چیست؟

- ۷- مزایا و معایب گرفتن رضایت نامه جهت تجویز ماده کنتراست کدامند؟
- ۸- واژه WORM بر روی یک دیسک نوری به چه اشاره می‌کند؟
- ۹- دیسک‌های نوری و لغزان را با نوار مغناطیسی مقایسه کرده و بگوئید که در ذخیره داده، DAT چه مزیتی دارد؟

بخش دوم

برنامه‌های کاری نواحی مورد امتحان

ترتیب داده شوند.

همچنانکه در بحث روش‌های تشدید کنتراست توضیح داده شد (رک. فصل ۷)، روش تجویز ماده کنتراست در امتحان CT به قابل تغییر و بحث انگیزترین جنبه اسکن ادامه می‌دهد. علاوه بر بحث جدال انگیز مربوط به تجویز ماده کنتراست در بین رادیولوژیست‌ها، روش‌های اسکن مطابق با نوع و سرعت اسکنر بطور قابل توجهی تغییر می‌کنند. بدین علت روش‌های پیشنهادی برای تشدید کنتراست یافتی دارای گستره وسیعی از مقادیر است. هر بخش CT موقع انتخاب روش‌های مختلف تزریق با یستی کلیه متغیرهای مربوط به کاربردهای اختصاصی آنرا مد نظر قرار دهد.

برنامه‌های کاری که ارائه می‌شوند جهت امتحانات CT بزرگسالان نوشته شده است. آنها برای استفاده با محلول تقریباً ۶۰ درصدی ماده کنتراست یددار که حاوی تقریباً ۲۸۰ تا ۳۲۰ میلی گرم ید در هر میلی لیتر است نوشته شده‌اند. عموماً روش تزریق دو مرحله‌ای برای

بخش دوم، برنامه‌های کاری اختصاصی اسکن را که جهت اجرای آزمونه‌های استاندارد CT بکار می‌روند مورد بحث قرار می‌دهد. این برنامه‌های کاری بایستی بعنوان راهنماهای عمومی در نظر گرفته شوند. قطعاً آنها تنها روش‌های پذیرفته شده اسکن نمی‌باشند؛ هر مرکز و هر رادیولوژیست روش‌های اسکن مربوط به خود را دارد. آنچه در جدول لیست شده است برنامه‌های کاری متعارف می‌باشند، در مواردی، انواعی از برنامه کاری موجود جهت نمایش یکسری از چندین وضعیت ممکن داده شده است. بخاطر داشتن این نکته حائز اهمیت است که صدها روش اکنون بطور رایج مورد استفاده قرار می‌گیرند. شبیه کلیه زمینه‌های مهم پزشکی، CT بطور ثابتی در حال ارائه روش‌های جدیدی است که پیوسته ظهور می‌کنند. فصول بعدی برنامه‌های کاری بسیاری از روش‌های اسکن متداول را توضیح می‌دهند.

جهت بهینه نمودن آشکارسازی یافت پاتولوژیک با اسکن CT، شرایط امتحان باید برحسب وضعیت هر بیمار

اسکنرهای نوع سرعت پایین تا متوسط مورد استفاده قرار می‌گیرد این روش اجازه می‌دهد که حجم تزریق اولیه تشدید کنتراست را به حداکثر رسانیده سپس مرحله کندتر ثانوی، افزایش کنتراست بافتی را در سراسر فرایند اسکن حفظ می‌کند. بخش‌های مجهز به اسکنرهای سریع‌تر از قبیل اسکنرهای ماریپچی یا پروانه‌ای اغلب در تزریق حجمی واحد از میزان جریان بالاتری استفاده می‌کنند زیرا

کلیه اسکنرها را می‌توان در زمانی که افزایش کنتراست بافتی در حداکثر می‌باشد، برداشت. مواد کنتراست با اسمولالیتیه پایین به علت فوایدشان نسبت به مواد با اسمولالیتیه بالا مطلوب هستند ولی برنامه‌های کاری را می‌توان با هر دو انجام داد اوپراتورها بایستی درباره نوع خاص ماده کنتراست مصرفی مشورت کنند تا غلظت ید را معین کنند.



سر و مغز

تصویربرداری حفره خلفی مغز در اسکن CT یک روش رقابتی محسوب می‌شود (جدول ۲-۹ را ببینید). به علت تفاوت قاحش قابلیت تضعیف دسته پرتوبین استخوان چگال مجمله و بافت کاملاً کم چگال مغزی آرتیفکت‌های رگه‌ای [در تصویربرداری از این ناحیه] شایع هستند. این محدودیت ذاتی را می‌توان در موقع اسکن حفره خلفی با کاهش ضخامت برش و افزایش میزان کیلو ولت اوج (kVp) مرتفع نمود.

بطور ایده‌آل، موقع اسکن غده هیپوفیز، سطوح آگزیاال و کروئال بایستی تا حد ممکن عمود به همدیگر واقع شوند (جدول ۳-۹ را ببینید). با اینحال، اگر بیمار دندانهای پر شده داشته باشد، بهتر است که زاویه را طوری تنظیم کرد که پرشدگی دندانها تا حد امکان در مسیر واقع نشود.

اگرچه غده هیپوفیز بطور غالب در هر دو سطوح آگزیاال و کروئال اسکن می‌شود ولی استفاده از سطح کروئال اطلاعات مفیدتری می‌دهد. بروز آرتیفکت رگه‌ای حاصل از استخوان چگال زمین ترکی در سطح آگزیاال شایع بوده و در سطح کروئال کاهش می‌یابد (شکل ۲-۹ را ببینید). جدول ۴-۹ تا ۷-۹ و شکل ۳-۹ برنامه‌های کاری اسکن سایر ساختارهای ناحیه سر را نشان می‌دهند.

در اسکن مغز تجویز کل مقدار ماده کنتراست قبل از شروع اسکن حائز اهمیت است زیرا افزایش کنتراست اکثر ضایعات مغزی، حاصل از هم گسستگی سد خونی - مغزی بوده و از شبکه عروقی ضایعه نمی‌باشد. در اکثر موارد بین تکمیل تجویز ماده کنتراست و اسکن، تأخیر زمانی لازم نمی‌باشد. یک استثناء احتمالی بر این قاعده در بیماران مشکوک به متاستاز مغزی وجود دارد. افزودن مقدار ماده کنتراست داخل وریدی (۲۰۰ میلی لیتر ماده کنتراست یددار ۶۰ درصد) و تقریباً ۴۵ دقیقه انتظار بعد از تزریق ممکن است متاستاز مغزی را بهتر نمایان سازد. از موقع ابداع تصویربرداری با تشدید مغناطیسی (MRI) در مرحله بندی سرطان مغز، این روش متعارف که اغلب بعنوان تأخیر زمانی با دوز مضاعف (double dose delay) معروف شده است، خیلی کمتر رایج می‌باشد.

اسکن، بعد از تزریق کل مقدار ماده کنتراست یددار انجام می‌شود. بنابراین میزان‌های جریان کاملاً خطی نیستند. به این علت میزان‌های جریان پیشتهادی در برنامه‌های کاری مغز و سر ارائه نشده است. جدول ۱-۹ و شکل ۱-۹ برنامه کاری متعارف اسکن مغز را نشان می‌دهند.

جدول ۱۰۹: برنامه کاری متعارف اسکن مغز

تصویر اسکات	نیمرخ
خط نشانه*	خط اوربیتومیتال: زاویه گشتری طوری است که برشها به موازات این خط واقع می‌شوند.
سطح برش	اکزیال
ماده کنتراست داخل وریدی**	بدون ماده کنتراست برای عارضه مغزی - عروقی تازه، هماتوم زیر سخت شامه‌ای تازه (کمتر از یک هفته)، هیدروسفالی، ضربه مغزی، دمانس، موارد مشکوک به آنرواسکلروز متعدد یا غلایم مغزی
	با ماده کنتراست، بعد از تجویز ۱۰۰ تا ۱۴۰ میلی لیتر جهت نمایاندن تصویر تومور (شامل مناسازها)، تغییر شکل شریانی وریدی، آبسه، آنوریسم، ادم، با عفونت مغزی، برای تشخیص علت سردرد، صرع یا هماتوم زیر سخت شامه‌ای مزمن یا قدیمی
ماده کنتراست خوراکی	-
نگه داشتن تنفس	-
ضخامت برش***	۵ میلی متر از سوراخ ماگنوم تا لبه پتروس
	۸ تا ۱۰ میلی متر تا ورتکس
فاصله برش‌ها	مجاور
محل شروع برش برداری	سوراخ ماگنوم
محل پایان برش برداری	ور تکس
فیلم زنی	ویندوی یافت نرمی
	حفره خلفی: $\frac{170}{4}$
	قسمت بالائی: $\frac{100}{30}$
	ویندوی استخوانی در بیماران ضربه دیده یا پس از عمل جراحی: $\frac{2500}{400}$

* یک خط نشانه دیگر، خط آکانتومیتال است. با تنظیم زاویه برشها به موازات خط آکانتومیتال (به جای خط اوربیتومیتال) دوز تابشی عدسی چشم کاهش می‌یابد. در تجربه کاری مترجمین خط گلابلومیتال می‌تواند جهت کاهش دوز تشعشی عدسی چشم مورد استفاده قرار گیرد.

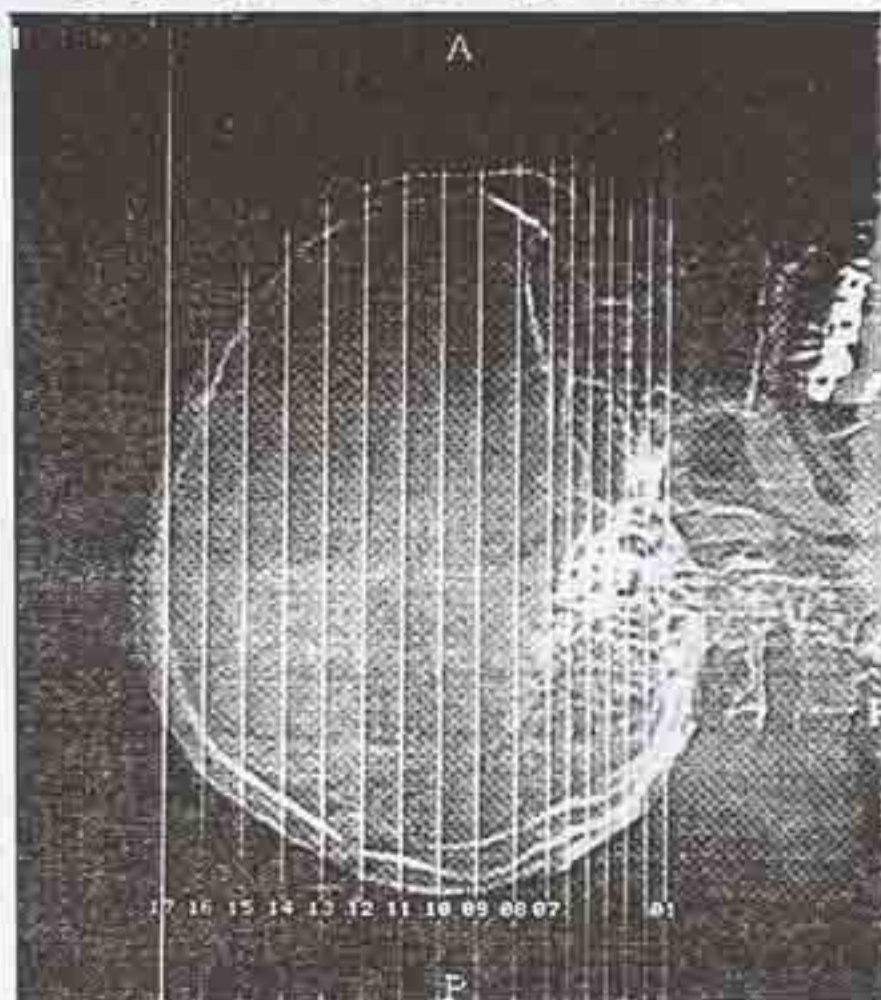
** برخی از مراکز مغز را به جای اسکن توأم با و بدون ماده کنتراست، تنها با ماده کنتراست اسکن می‌کنند. در مورد بیماران مبتلا به بیماری مناسازی می‌توان میزان تجویز ماده کنتراست و تأخیر زمانی را بین آنها بسته به موقعیت تنظیم کرد.

*** اغلب ضخامت برش ثابت ۷ تا ۱۰ میلی متری در کل مغز مورد استفاده قرار می‌گیرد.

جدول ۲-۹. برنامه کاری اسکن قاعده جمجمه و حفره خلفی

تصویر اسکات خط نشانه	تیمرخ
خط او ریتومیتال: زاویه گشتری طوری است که برش ها تا حد امکان تقریباً به این خط عمود واقع می شوند.	
سطح برش	اکزیال، کروئال یا هر دو
کنتراست داخل وریدی	۱۰۰ تا ۱۴۰ میلی لیتر
کنتراست خوراکی	-
نگه داشتن تنفس	-
ضخامت برش	۳ تا ۵ میلی لیتر
فاصله برش ها	مجاور
محل شروع برش برداری	اکزیال: سوپراسلار: کروئال: کلیوس
محل پایان برش برداری	اکزیال: سقف دهان: کروئال: قسمت قدامی اوربیت.
فیلم زنی	ویندوی نسج نرمی: $\frac{160}{40}$ ویندوی استخوانی: $\frac{2500}{400}$

این روش اغلب به عنوان تصویر زاویه معکوس معروف بوده و جهت کاستن از آرتیفکت های سخت شدگی دسته پرتو در حفره خلفی طراحی شده است و بنابراین تشخیص لاهنجاریهای حفره خلفی را تسهیل می بخشد.



شکل ۱-۹. برنامه کاری اسکن مغزی. برشهای حفره خلفی با ضخامت ۵ میلی متری و نواحی بالاتر با ضخامت برش ۱۰ میلی متری برداشته شده اند.

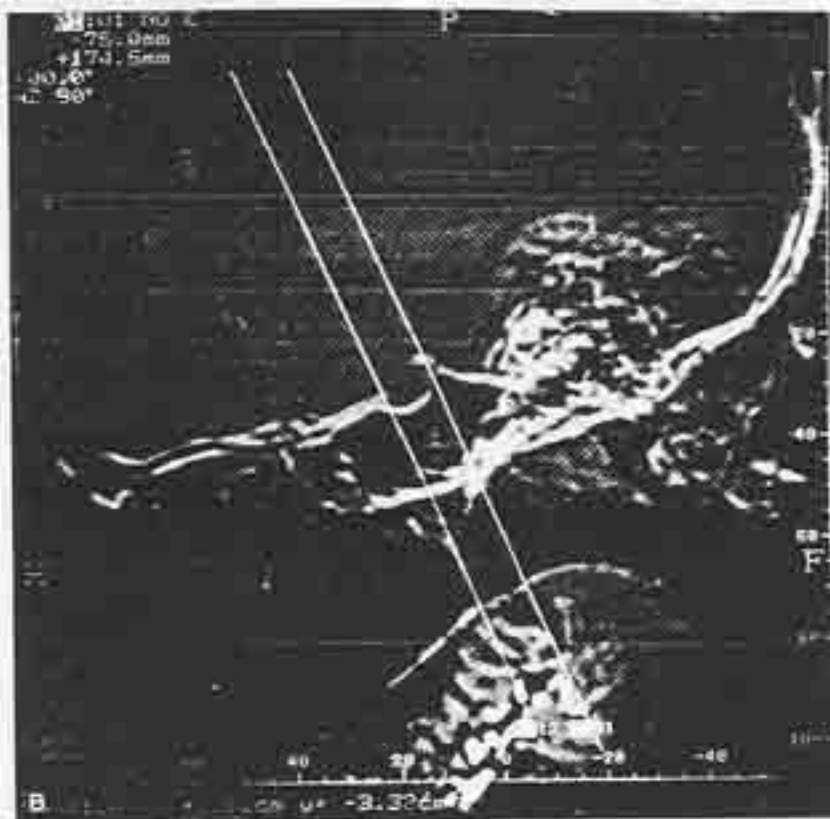
جدول ۳-۹: برنامه کاری اسکن زین ترکی و هیپوفیز

نیمرخ	تصویر اسکات
خط اوربیتومیتال: زاویه گشتری طوری است که برش‌های تصاویر آگزیاال موازی با این خط بوده و برای تصاویر کروئال عمود بر این خط هستند. سعی کنید پرشدگی‌های دندانی در مسیر قرار نگیرند.	خط نشانه
کروئال و آگزیاال	سطح برش
۱۰۰ تا ۱۴۰ میلی لیتر	کنتراست داخل وریدی
—	کنتراست خوراکی
—	نگه داشتن تنفس
۱ تا ۱/۵ میلی لیتر	ضخامت برش
مجاور	فاصله برش‌ها
کروئال: کلینوئید قدامی، آگزیاال: کاملاً زیرکف زین	محل شروع برش برداری
کروئال: انتهای زین ترکی، آگزیاال: انتهای زین ترکی	محل پایان برش برداری
ویندوی بافت نرمی: $\frac{180}{40}$	فیلم زنی
ویندوی استخوانی بر روی تصاویری که با الگوریتم استخوانی $\frac{2500}{400}$ بازسازی شده‌اند.	

۸ بررسی نشان می‌دهد که اسکن بعد از تزریق یکجای ماده کنتراست داخل وریدی (حداقل ۲ میلی لیتر در ثانیه) مشاهده ضایعات کوچک زین ترکی را بهبود می‌بخشد. برخی از رادیولوژیست‌ها ترجیح می‌دهند که اسکن‌ها را با و بدون افزایش کنتراست انجام دهند.



شکل ۳-۹: (الف) خطوط اولین و آخرین برشهای کروئال غده هیپوفیز را نشان می‌دهند.



شکل ۲.۹: (ب) خطوط اولین و آخرین برشهای مطالعه آگزپال غده هیپوفیز را نشان می‌دهند.

جدول ۴.۹: برنامه کاری اسکن مجرای شنوایی داخلی

تصویر اسکات	نیمرخ
خط نشانه	خط اوربیتومیتال: زاویه گنتری طوری است که برای برش‌های تصاویر آگزپال به موازات این خط و برای تصاویر کروئال عمود بر آن قرار می‌گیرند
سطح برش	آگزپال، کروئال یا هر دو
کنتراست داخل وریدی	بدون کنتراست برای استخوان تمپورال، استخوان پتروس، قفان شنوایی، کلساتوم، قلع عصب هفتم یا صورتی، ماستوئیدیت، التهاب لایبرنت یا التهاب مزمن گوش میانی
	با کنتراست، جهت بررسی تومور عصب شنوایی یا از دست دادن شنوایی حسی عصبی بعد از تزریق ۱۰۰ تا ۱۴۰ میلی لیتر انجام می‌شود.
کنتراست خوراکی	—
نگه داشتن تنفس	—
ضخامت برش	۳ میلی متر از میان حفرة خلفی، ۱ میلی متر از میان کانال، ۳ میلی متر از میان استخوان پتروس مجاور
فاصله برش‌ها	آگزپال: سوراخ ماگنوم، کروئال: مجرای نیمدایرة خلفی
محل شروع برش برداری	آگزپال: از لبه پتروس، کروئال: لبه قدامی آتیک
محل پایان برش برداری	ویندوی بافت نرمی: $\frac{220}{50}$
فیلم زنی	ویندوی استخوانی برای تصاویری که برحسب الگوریتم استخوان بازسازی شده‌اند: $\frac{2800}{600}$

توجه: تصویربرداری تشدید مغناطیسی هسته‌ای بویژه برای ارزیابی تومور عصب شنوایی مطالعه ترجیحی است.

* برخی از مراکز امتحان را تنها با افزایش ماده کنتراست (با حذف مطالعه بدون کنتراست) انجام می‌دهند.

** ضخامت برش از اول تا آخر ۱/۵ تا ۲ میلی متر می‌باشد.

جدول ۵-۹: برنامه کاری اسکن اوربیت و استخوان صورت

تصویر اسکات	نیمرخ
خط نشانه	خط او ریتمی‌تال: زاویه گنتری طوری است که برشها برای تصاویر آگزیزال به موازات این خط و برای تصاویر کروئال عمود بر این خط واقع می‌شوند.
سطح برش	کروئال، آگزیزال یا هر دو
کنتراست داخل وریدی	بدون کنتراست برای ترومای فرو رونده، بررسی جسم خارجی یا بیماری گریوس و برای بررسی توده‌های مشکوک یا اختلال بینایی با تزریق ۱۰۰ تا ۱۴۰ میلی لیتر انجام می‌گیرد.
کنتراست خوراکی	—
نگه داشتن تنفس	—
ضخامت برش	۲ تا ۳ میلی متر
فاصله برش‌ها	مجاور
محل شروع برش برداری	آگزیزال: سقف سینوس ماکزیلاری کروئال: سینوس اسفنوئید
محل پایان برش برداری	آگزیزال: لبه فوقانی اوربیت، کروئال: قسمت قدامی گایوب
فیلم زنی	ویندوی بافت نرمی: $\frac{150}{40}$
	ویندوی استخوانی در تصاویری که برحسب الگوریتم استخوان بازسازی شده باشند: $\frac{2500}{400}$

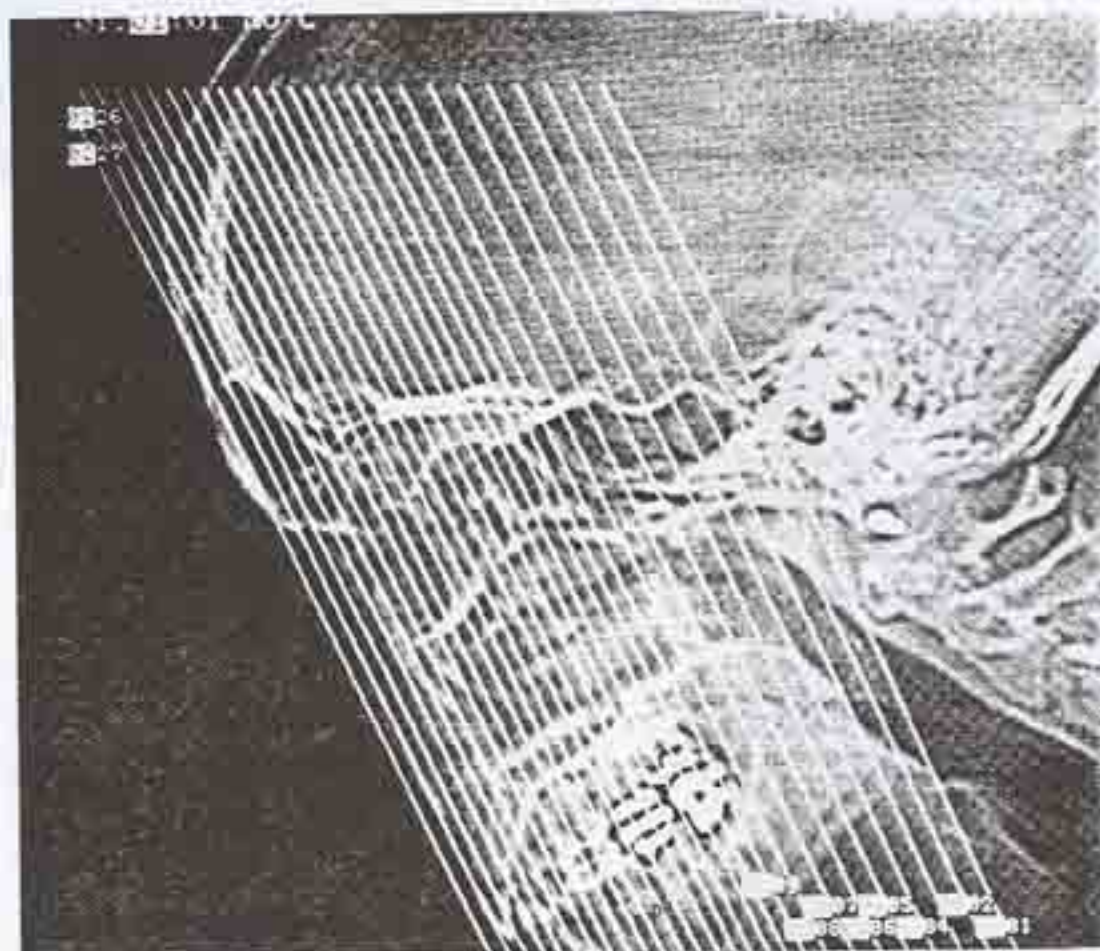
توجه: جهت کاهش حرکت چشمی، از بیمار بخواهید تا به یک شیء خیره شود. بازسازی‌های سه بعدی ممکن است در موارد بررسی شکستگی‌های ضربه‌ای چشم مفید واقع شوند. در مورد استخوانهای صورت برنامه کاری اساساً بجز در موردیکه ناحیه اسکن جهت دربرگیری کلیه استخوانهای صورت بزرگ می‌شود، بدون تغییر باقی می‌ماند.

جدول ۶-۹: برنامه کاری اسکن سینوس پاراناژال

تصویر اسکات	نیمرخ
خط نشانه	خط او ریتمی‌تال: زاویه گنتری طوری است که برشها برای تصاویر آگزیزال به موازات این خط و برای تصاویر کروئال عمود بر این خط واقع می‌شوند.
سطح برش	کروئال
کنتراست داخل وریدی	بدون کنتراست برای سینوزیت، ۱۰۰ تا ۱۴۰ میلی لیتر ماده کنتراست برای توده‌های مشکوک
کنتراست خوراکی	—
نگه داشتن تنفس	—
ضخامت برش	۵ میلی متر در اسفنوئید و ۲ تا ۳ میلی متر در اتموئید
فاصله برش‌ها	مجاور
محل شروع برش برداری	کروئال: زین ترکی
محل پایان برش برداری	کروئال: قسمت قدامی سینوس فرونتال
فیلم زنی	ویندوی بافت نرمی: $\frac{200}{40}$ ویندوی استخوانی روی تصاویر: $\frac{1600}{400}$

جدول ۷۷۹: برنامه کاری اسکن مفصل گیجگاهی فکی

تصویر اسکات	ایموج
خط نشانه	خط او ریتمیتال؛ زاویه گنتری طوری است که برشها برای تصاویر آگزیاال به موازات این خط و برای تصاویر کروئال عمود می باشد.
سطح برش	کروئال
گنتراست داخل ویریدی	—
گنتراست خوراکی	—
نگه داشتن تنفس	—
ضخامت برش	۱ تا ۳ میلی متر
فاصله برش ها	مجاور
محل شروع برش برداری	درست از پشت مفصل
محل پایان برش برداری	قست قدامی مفصل
فیلم رسی	ویندوی بافت نرم: $\frac{180}{40}$ ویندوی استخوانی روی تصاویر: $\frac{2500}{40}$



شکل ۳۰۹: خطوط یک نوع برنامه کاری اسکن سینوس را نشان می دهند. ضخامت برش و فاصله گذاری برشها از سینوس استخوانیید در ۵ میلی متری قرار داده شده و سپس در سینوس آتموئید به ۳ میلی متر کاهش داده شده اند.



گردن

انسداد مسیر راه هوایی بیشتر شود. اغلب اسکنها در حالیکه بیمار مانور والسالوای تغییر یافته‌ای انجام می‌دهد، برداشته می‌شوند (جدول ۱۰-۲ را ببینید). جهت اجرای این مانور لازم است بیمار لپ‌های خود را باد کند، این روش کمک می‌کند تا سینوس‌های پیریفورم مستع شوند. در روش دیگر مورد استفاده برای چین‌های اپی‌گلوتی و سینوسهای پیریفورم از بیمار خواسته می‌شود تا در طول امتحان حرف «ا» را بطور ممتد تلفظ کند.

اسکن متعارف گردن معمولاً در حالتیکه بیمار در وضعیت خوابیده به پشت قرار گرفته و گردن کمی به عقب خم شده باشد، انجام می‌گیرد (جدول ۱۰-۱ و ۱۰-۲ را ببینید). به منظور کاستن از ارتیفکت‌هایی که در قسمت تحتانی گردن کیفیت تصویر را کاهش می‌دهند، بیمار بایستی تا حد ممکن شانه‌هایش را پایین بکشد. لازم نیست بیمار بیش از حد گردن خود را به عقب خم کند. بیمارانی که تومورهای بزرگ سوپراگلوتی دارند بایستی از خم کردن گردن به عقب اجتناب کنند زیرا ممکن است

جدول ۱۰-۱- برنامه کاری متعارف اسکن گردن*

تصویر اسکات	نیمرخ
خط نشانه	خط اوریتومیتال
سطح برش	آگزیا
کنتراست داخل وریدی	۱۰۰ تا ۱۵۰ میلی‌لیتر
کنتراست خوراکی	میزان تزریق زمانی ۱ میلی‌لیتر در ثانیه، اسکن را بعد از ۶۰ ثانیه شروع کنید
نگه داشتن تنفس	تنفس آرام
ضخامت برش	۵ میلی‌متر
فاصله برش‌ها	مجاور
محل شروع برش برداری	دقیقاً از بالای قاعده زبان
محل پایان برش برداری	قله ریه‌ها
الگوریتم بازسازی	استاندارد یا نرم
فیلم زنی	ویندوی بافت نرمی: $\frac{250}{30}$

* برای بررسی متعارف گردن، ناحیه حلق دهانی یا گردنی به منظور رد وجود توده گردنی، توده غده پاروتید، آدنوم پاراتیروئید یا گره‌های بزرگ شده.

جدول ۲-۱۰: برنامه کاری اسکن حنجره و گردن

تصویر اسکات	نیم رخ
خط نشانه	خط اوریتومیتال
سطح برش	آگزیا: از بیمار بخواهید تا گردن خود را کمی به عقب خم کند.
کنتراست داخل وریدی	۱۰۰ میلی لیتر
	میزان تزریق زمانی: ۱ میلی لیتر در ثانیه، اسکن را بعد از ۶۰ ثانیه شروع کنید.
کنتراست خوراکی	—
نگه داشتن تنفس	تنفس معمولی
ضخامت برش	۳ تا ۵ میلی متر
فاصله برش ها	مجاور
محل شروع برش برداری	کاملاً از بالای قاعده زبان
محل پایان برش برداری	غضروف کریکئوئید
الگوریتم بازسازی	استاندارد
فیلم زنی	ویندوی بافت نرم: $\frac{250}{30}$

جدول ۳-۱۰: برنامه کاری اسکن شبکه بازویی

تصویر اسکات	قدای خلفی، شامل گردن و قسمت فوقانی سینه (بازوی بیمار پایین قرار گرفته باشد).
خط نشانه	خط اوریتومیتال
سطح برش	آگزیا
کنتراست داخل وریدی	۸۰ تا ۱۲۰ میلی لیتر؛ میزان تزریق زمانی ۱ میلی لیتر در ثانیه؛ اسکن را بعد از ۶۰ ثانیه شروع کنید.
کنتراست خوراکی	—
نگه داشتن تنفس	در حالت دم
ضخامت برش	۵ میلی متر
فاصله برش ها	مجاور
محل شروع برش برداری	C _p
محل پایان برش برداری	T _p
الگوریتم بازسازی	استاندارد
فیلم زنی	ویندوی بافت نرم: $\frac{330}{40}$
	اسکن های حاوی ریه نیز در ویندوی ریه $\frac{1800}{60}$ فیلم زنی می شوند.

* بدلیل آرتیفکت حاصل از مواد کنتراست چگال، بهترین کار این است که ماده کنتراست را از بازوی مخالف طرف مورد نظر تزریق کرد.

** برخی از رادیولوژیست ها ترجیح می دهند که تصاویر را جهت رد تومور با ویندوی استخوانی بررسی کنند.



سینه

کاهش دهد. اسکن‌های ماریجی بایستی از طولانی‌ترین دوام زمانی ممکن برخوردار باشند. انجام این اسکن‌ها اغلب باعث گرم شدن لامپ اشعه ایکس و مدت زمانی که بیمار می‌تواند نفس خود را حبس کند، محدودیت دارند (شکل ۱-۱۱ را ببینید).

به منظور کاهش آرتیفکتهای حاصل از حرکت قلب، از کوتاهترین زمان ممکن اسکن در تصویر برداری استفاده می‌شود (جدول ۱-۱۱ را ببینید). بسته به نوع اسکن، زمانهای اسکن کوتاه امکان گروه بندی اسکن‌ها را مقدور می‌سازد (فصل ۴ را ببینید). این روش می‌تواند نابجایی‌های حاصل از عدم نگهداری تنفس بیمار را

جدول ۱-۱۱: برنامه کاری معمول اسکن سینه*

تصویر اسکات	نیمرخ
خط نشانه	بریدگی استرنال
سطح برش	اگزیمال یا ماریجی
کنتراست داخل وریدی**	۸۰ تا ۱۵۰ میلی‌لیتر
	میزان تزریق زمانی: ۱/۵ تا ۲ میلی‌لیتر در ثانیه برای ۱۵ ثانیه سپس ۱ میلی‌لیتر در ثانیه زده می‌شود. شروع اسکن بعد از ۶۰ ثانیه
کنتراست خوراکی	—
نگه داشتن تنفس	در حالت دم
ضخامت برش	۸ تا ۱۰ میلی‌متر از ناحیه قله‌ها، ۵ میلی‌متر از ناحیه ناف ریه (برش نازکتر تنها بالاتر از کاربنا شروع شده و تا ناحیه نافی ادامه می‌یابد)
فاصله برش‌ها	مجاور
محل شروع برش برداری***	بریدگی استرنال
محل پایان برش برداری	قاعده ریه‌ها
الگوریتم بازسازی	استاندارد یا جزئیاتی
فیلم زنی	ویندوی یافت نرمی (مزیاستی): $\frac{220}{70}$ ویندوی ریه: $\frac{1400}{600}$

* برای رد یا پیگیری تومور، بیماری مناسازی با لنفوم

** رادیولوژیست‌ها برای مطالعات معمول سینه با افزایش کنتراست درون وریدی موافق نمی‌باشند. بسیاری از صاحب‌نظران عقیده دارند که تحت شرایط معمول لزومی به استفاده از ماده کنتراست نمی‌باشد و تنها بایستی در موارد خاصی بکار برده شود.

*** از آنجائیکه سرطان ریه ممکن است به غدد فوق کلیوی متاستاز دهد، اسکن اغلب در بیماران با سابقه سرطان به فوق کلیه ادامه داده می‌شود.

وریدی در برخی موارد اختصاصی بایستی اقدام تکمیلی در نظر گرفته شود؛ بعنوان مثال در موارد ناکافی بودن چربی میان سینه‌ای که شناسایی ساختارهای عروقی طبیعی را مشکل می‌سازد؛ سردرگمی در مورد تمایز ناهنجاری مادرزادی یا گونه طبیعی موجود در یک رگ مدیاستینی از یک فرایند پاتولوژیک، همچنین یک ناهنجاری عروقی (به عنوان مثال آنوریسم) یا توده بافت نرمی یا در مواقع نیاز به تعیین ویژگی ضایعه‌ای توسط مشاهده الگوی افزایش کنتراست (بعنوان مثال؛ جداسازی ناهنجاری پارانشیمی مرکب جنبی)^(۱) (جداول ۲-۱۱ و ۳-۱۱ را ببینید).

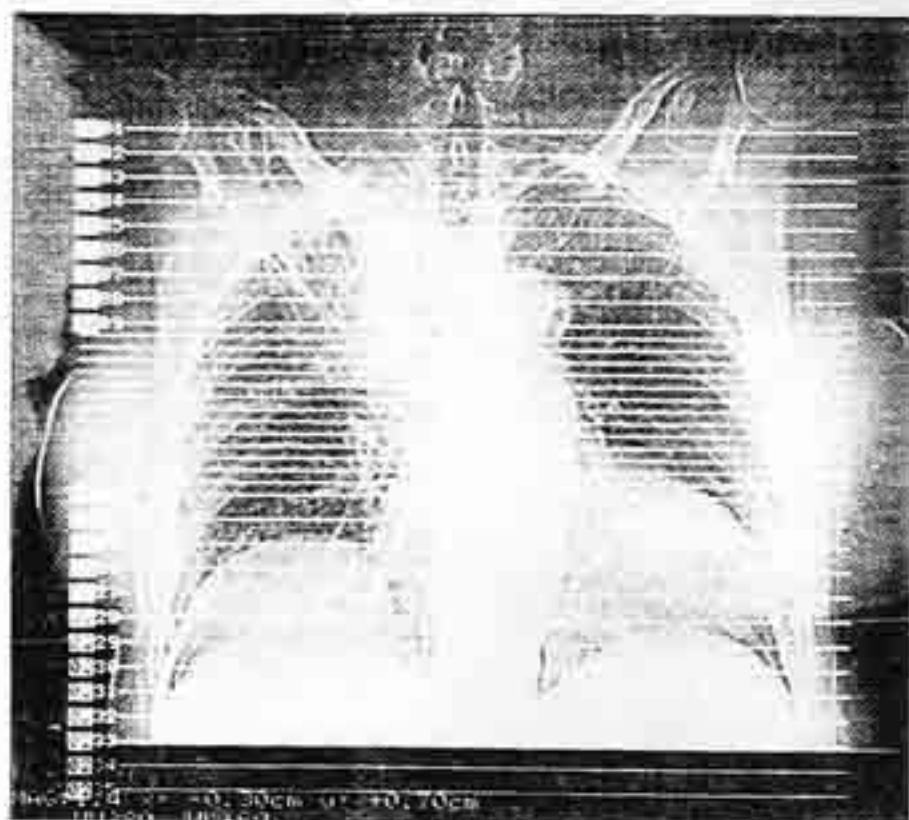
قفسه سینه دارای بالاترین کنتراست ذاتی طبیعی در بدن می‌باشد. عروق ریوی و دنده‌ها به طور چشمگیری دانسته‌های متفاوتی نسبت به ریه پر از هوای مجاور دارند. در اکثر بزرگسالان، عروق و گره‌های لنفاوی مدیاستین توسط ضخامت کافی از چربی که براحتی مشخص می‌شود، احاطه می‌شوند. بنابراین در بیشتر بیماران اگر ساختار تشریحی با جزئیات کامل شناخته شده و اسکتهای قطعه‌ای بدقت مورد تجزیه و تحلیل قرار گیرند، استفاده متعارف از ماده کنتراست داخل وریدی لزومی ندارد. با اینحال ممکن است در برخی بیماران تجویز داخل وریدی مواد کنتراست لازم شود. استفاده از مواد کنتراست داخل

جدول ۲-۱۱: برنامه کاری اسکن سینه*

تصویر اسکات	قدای خفگی
خط نشانه	بریدگی استرنال
سطح برش	اکزیال یا ماریچی
کنتراست داخل وریدی**	۱۰۰ تا ۱۵۰ میلی لیتر
	میزان تزریق زمانی: ۱/۵ تا ۲ میلی لیتر در ثانیه به مدت ۱۵ ثانیه، سپس ۱ میلی لیتر در ثانیه شروع اسکن بعد از ۲۵ ثانیه
کنتراست خوراکی	-
نگه داشتن تنفس	در حالت دم
ضخامت برش	۸ تا ۱۰ میلی متر
فاصله برش‌ها	مجاور
محل شروع برش برداری	بریدگی استرنال
محل پایان برش برداری	قاعده ریه‌ها
الگوریتم بازسازی	استاندارد یا جزئیاتی
فیلم زنی	ویندوی بافت نرمی (مدیاستین): $\frac{320}{30}$ ویندوی ریه: $\frac{1800}{600}$

* برای پارگی آئورت

این برنامه کاری به یک اسکن سریع نیاز دارد. اسکنهای کندتر قدیمی ممکن است به بازمینی بعدی نیاز داشته باشند. بدون ماده کنتراست: برای تعیین موضع از آئورت سینه‌ای اسکن کنید. با تزریق یکجای ۳۰ تا ۵۰ میلی لیتر در هر بار؛ در محاذات میانه آئورت صعودی اسکن کنید (هم آئورت صعودی و هم نزولی در یک برش وجود خواهند داشت) و دوباره در سطح قوس آئورت اسکن کنید.



شکل ۱-۱۱: یک مطالعه قفسه سینه: برشهای ناف با ضخامت برش و فاصله گذاری ۵ میلی متری اسکن شده‌اند. برشهای بالا و پایین ناف با ضخامت برش و فاصله گذاری ۱۰ میلی متری اسکن شده‌اند.

جدول ۳-۱۱: برنامه کاری اسکن سینه با جزئیات بالا*

تصویر اسکات	قداسی خلفی
خط کمانه	بریدگی استرنال
سطح برش	آگزبال
کنتراست داخل وریدی	-
کنتراست خوراکی	-
نگه داشتن تنفس	در حالت دم
ضخامت برش	۹ تا ۱/۵ میلی متر
فاصله برش‌ها	۱۰ میلی متر یا در ترازهای انتخاب شده (قوس انورت، ناف ریه، قاعده ریه‌ها)
محل شروع برش برداری	بریدگی استرنال
محل پایان برش برداری	قاعده ریه‌ها
الگوریتم بازسازی	استخوان
فیلم زنی	ویندوی ریه: $\frac{1800}{600}$ **

* برای ارزیابی وجود ناهنجاری نظیر بیماری درون بافتی یا سفت شدگی کامل فضای هوایی در ریه

** برخی از رادیولوژیست‌ها ترجیح می‌دهند که هر ریه بطور جداگانه با اندازه میدان کوچکی فیلم‌زنی شود بطوریکه برای افزایش میزان تفکیک تصویری یک ریه صفحه را پر کنند. اسکن‌های اضافی در وضعیت خوابیده به شکم ممکن است اطلاعات بیشتری فراهم کنند.

منبع

1. Lee J, Sagel S, Stanley R: Computed Body Tomography with MRI Correlation. New York, Raven Press, 1989, P 172.



شکم

می‌شوند. اجرای برنامه‌های کاری که اغلب واجد تصاویر قبل از تجویز ماده کنتراست باشند، تنها در بیماران یا سایقه سرطان لازم می‌شوند.

اگر بررسی عضو خاصی درخواست شود، برشهای قبل از تجویز ماده کنتراست ممکن است لازم باشند. برای مثال، اگر یک برگ درخواست تحت عنوان «شکم: اختصاصاً فوق کلیه‌ها، رد کردن نئوپلاسم» باشد، رادیولوژیست شاید تنها تصاویر بدون تزریق را ترجیح دهد که بدنبال آن بررسی کل شکم با تزریق ماده کنتراست صورت گیرد. ضخامت برش نیز اغلب تنظیم می‌شود.

برشهای قبل از تجویز ماده کنتراست در مواردیکه مشاهده کالسیفیکاسیون‌ها مورد سؤال باشند (بعنوان مثال، سنگهای کلیوی) مفید هستند. در صورتیکه تنها یک امتحان با ماده کنتراست صورت گیرد، ممکن است تمایز سنگ در سیستم کلیوی حاوی ماده کنتراست یددار مشکل شود. میزان جریان تزریق ماده کنتراست هنوز در این صنعت مورد بحث است. میزانهای تزریق سریع (۲ میلی لیتر در ثانیه یا بالاتر) عموماً محدود به اسکترهایی می‌شوند که می‌توانند اسکن را سریع انجام دهند. حتی در یک سیستم اسکن با سرعت بالا، معایب این میزانهای تزریق سریع باید مدنظر قرار بگیرند. تزریقهای سریع نیاز به جایگذاری کاتتر داخل وریدی با شماره بزرگ (شماره ۱۶ تا ۱۸) دارند. جایگذاری کاتتری با این اندازه اغلب مشکل بوده و گاهی اوقات غیر ممکن است. در صورت استفاده از ماده کنتراست

تشدید کنتراست مناسب در تصویربرداری از اعضای شکمی بخصوص در کبد اساسی است. تکمیل اکثر یا کلیه مطالعات، قبل از رسیدن ماده کنتراست داخل وریدی به مرحله تعادلی حائز اهمیت است (فصل ۷ را ببینید). سرعت اسکنراشکارا عامل مهمی در رسیدن به این منظور می‌باشد. با اسکنرهای کندتر قدیمی، اسکن کل کبد قبل از مرحله تعادل غیر ممکن بود. بنابراین اسکنهای قبل از تزریق کنتراست جهت کاستن از احتمال گم شدن یک ضایعه (ضایعه‌ای که در مرحله تعادلی، افزایش کنتراست چگالی همسان با یافت اطراف می‌دهد) انجام می‌شدند.

اکثر اسکنرهای موجود امروزی خیلی سریعتر هستند. این سیستم‌ها می‌توانند اکثر امتحانات را قبل از آنکه ماده کنتراست داخل وریدی به مرحله تعادلی برسد، کامل کنند. به این علت بسیاری از رادیولوژیست‌ها عقیده دارند که در شکم اسکن قبل از تزریق ماده کنتراست چندان ضرورتی ندارد. با اینحال برخی از رادیولوژیست‌ها به استفاده از برنامه‌های کاری شکم که شامل هر دو برشهای قبل و بعد از تجویز کنتراست می‌شود، ادامه می‌دهند. آنان عقیده دارند که گرچه تصاویر قبل از تزریق در انجام تشخیص ناهنجاری شکمی چندان ضرورتی ندارند، این تصاویر به تعیین ویژگی ضایعه کمک می‌کند. مشاهده یک ناهنجاری مشکوک قبل و بعد از تجویز کنتراست ممکن است اطلاعات ذیقیمتی درباره منشأ ضایعه فراهم کند. برشهای قبل از تزریق بطور معمول از کبد برداشته

متری تخت در حدود ۱۵ برش لازم می شود. تأخیر ۲ تا ۳ دقیقه‌ای در انجام اسکن از لحظه تزریق اولیه امکان مشاهده کلیه ها را در حالت افزایش کنتراست می دهد. اگر نیاز به اسکن لگن باشد اسکن باید قبل از رسیدن به مثانه متوقف شود. یک تأخیر اضافی ۲ تا ۳ دقیقه‌ای میزان بردگی کنتراست مثانه را افزایش می دهد.

استفاده از تأخیر زمانی کوتاه مدت (کمتر از ۶۰ ثانیه) بعد از تزریق اولیه ماده کنتراست ممکن است لزوم تکرار اسکنهای کبد را جهت مشاهده ساختار وریدی کبد مطرح کند. این برنامه در برخی مراکز پزشکی مورد استفاده قرار می گیرد اما کاربرد عمومی ندارد. دلایل مشابه برای محدودیت کاربرد آن عبارت از افزایش پرتوگیری بیمار و کاهش ظرفیت پذیرش بیمار می باشد.

تعیین بهترین زمان بندی برای افزایش کنتراست تا حد زیادی موضوع تشخیص فردی با تجربه و خطا می باشد. گزارش های متعدد فرض تغییر روش های تزریق را مطابق با سابقه بالینی بیمار مطرح ساخته اند اگرچه این روش همواره عملی نیست.

استفاده از ماده کنتراست خوراکی جهت تمایز یک حلقه پر از مایع روده از یک توده یا یک تجمع مایع غیر طبیعی اساسی است. سوسپانسیون باریوم رقیق شده با آب را می توان یکبار برد. عموماً هرچه حجم ماده کنتراست خوراکی بیشتر شود کدرشدگی روده باریک بیشتر خواهد شد. اگرچه حجم حداقل ۶۰۰ میلی لیتری مطلوب است با اینحال میزان تقبل بیمار عامل محدود کننده ای می باشد. به بیماران حداقل ۲ ساعت قبل از اسکن جهت اطمینان یافتن از اینکه غذای معده با بافت پاتولوژیک اشتباه نیفتد باید فقط مایعات صاف داده شود.

بسیاری از اپراتورها از سنجش ناحیه مورد نظر (ROI) برای کبد و طحال استفاده می کنند. یک تفاوت بیش از ۲۰ واحد هانسفیلد نشاندهنده انفیلتری چربی در کبد است.

یک مطالعه متعارف شکم در جدول ۱۲-۱ آورده شده است.

با اسمولالیت بالا اثرات جانبی نظیر برافروختگی شدید یا تهوع ممکن است اسکن را ناتمام بگذارند.

روش معمول دیگر، تزریق دو مرحله ای است. این روش به تزریق حجمی تقریباً ۵۰ میلی لیتری ماده کنتراست با میزان زمانی تزریق بالا (تقریباً ۲ سیلی لیتر در ثانیه) نیازمند است. یک میزان زمانی کندتر (تقریباً ۰/۸ میلی لیتر در ثانیه) نیز مورد استفاده قرار می گیرد تا حجم کلی زده شود. مرحله تزریق یکجا جهت فراهم نمودن افزایش تشدید کنتراست مورد استفاده قرار می گیرد در حالیکه مرحله کندتر ثانوی جهت طولانی تر کردن زمان تشدید مورد استفاده قرار می گیرد تا اسکنر امتحان را تکمیل کند. افزایش سرعت اسکنهای جدید امکان استفاده از تزریق حجمی واحدی را با میزان زمانی جریان بالاتر مقدور می سازد. با افزایش سرعت اسکن، فاصله زمانی بین تزریق ماده کنتراست و شروع اسکن از اهمیت بیشتری برخوردار می شود. برای مثال اگر از روش اسکن مارپیچی استفاده شود در کمتر از یک دقیقه داده های مطالعه کل شکم را می توان بدست آورد. این سرعت به اپراتور اجازه تعیین کامل محلی را که احتمالاً ماده کنتراست مشاهده خواهد شد، می دهد. اگر تأخیر ۳۰ ثانیه ای بعد از تزریق یکبار رود، این احتمال وجود خواهد داشت که ماده کنتراست در کبد در مرحله شریانی واقع شده و به ساختارهای وریدی نرسیده باشد. کلیه ها احتمالاً هیچ تشدید کنتراستی نخواهند داشت. یک تأخیر زمانی ۹۰ ثانیه ای می تواند کبد را با هر دو ساختار شریانی و وریدی نشان دهد. در این مرحله کلیه ها ممکن است هنوز افزایش کنتراست چشمگیری نداشته باشد.

از آنجائیکه برخی ضایعات مناسازی کبد در مرحله شریانی به بهترین شکلی مشاهده می شوند بهتر است که اسکن را ۳۰ ثانیه بعد شروع کرد با این حال جهت مشاهده افزایش کنتراست در سیستم کلیوی لازم است که اسکن را موقعیکه به بخش پایین تر کبد رسیده باشد و قبل از رسیدن به کلیه متوقف کرد. با میزان درون روی ۱۰ میلی

جدول ۱-۱۲: برنامه کاری معمول اسکن شکم

تصویر اسکات	قداسی خلفی
خط نشانه	گزیفولید
سطح برش	اکزیال یا ماریچی
کنتراست داخل وریدی	۱۰۰ تا ۱۲۰ میلی‌لیتر، میزان تزریق زمانی ۱/۵ تا ۲ میلی‌لیتر در ثانیه به مدت ۱۵ ثانیه توصیه شده است. اسکن را ۶۰ ثانیه بعد شروع کنید.
کنتراست خوراکی	۴۰۰ میلی‌لیتر ۴۵ دقیقه قبل از اسکن و ۲۰۰ میلی‌لیتر بلافاصله قبل از اسکن
لگه داشتن تنفس	در حالت دم
ضخامت برش	۸ تا ۱۰ میلی‌لیتر
فاصله برش‌ها	مجاور
محل شروع برش برداری	قاعده ریه (شامل تمام کبد)
محل پایان برش برداری	ستیع ایلیاک
الگوریتم بازسازی	استاندارد
فیلم زنی	ویندوی بافت نرم: $\frac{250}{50}$
	ویندوی ریه (برای برشهایی که شامل ریه می‌شوند): $\frac{1600}{600}$
	ویندوی کبد با کنتراست بالا (برای برشهایی که شامل کبد می‌شوند): $\frac{150}{30}$

- واژه‌ها بسته به مرکز بکار برنده تفاوت می‌کنند. در برخی مؤسسات یک بررسی متعارف شکمی لگن را نیز دربر می‌گیرد. بنابراین محل خاتمه برش برداری بجای کمرست ایلیاک برآمدگی پریس خواهد بود.
- تنظیم ویندوی کبدی با کنتراست بالا انتخابی بوده و بطور معمول در بسیاری از مراکز مورد استفاده قرار نمی‌گیرد.

لوزالمعده

از برشهای نازک (۵ میلی متری یا کمتر) و استفاده از ماده کنتراست داخل وریدی باشد، امکان مشاهده مجرای اصلی لوزالمعده‌ای را بیشتر می‌کند. در بیماران یرقانی، اسکنهای بدون کنتراست اطراف ناحیه مجرای مشترک صفراوی ممکن است رؤیت سنگ‌های مجرای صفراوی را بهبود بخشد. از آنجائیکه سر لوزالمعده کاملاً مجاور روده باریک قرار می‌گیرد، باید ماده کنتراست خوراکی بلافاصله قبل از اسکن به بیمار داده شود. اغلب تمایز حاشیه‌های لوزالمعده از دوازدهه مشکل است. در چنین مواردی برداشتن برشهای اضافی در حالیکه بیمار در وضعیت خوابیده به پهلو راست قرار گرفته باشد مفید است.

CT روش تصویر برداری انتخابی در ارزیابی لوزالمعده است^(۱). روشهایی نظیر امتحان الٹراساند، پرتونگاری ساده شکمی و بررسی دستگاه معدی - روده‌ای با ماده کنتراست ممکن است اطلاعات بیشتری را فراهم کنند ولی تصویر CT لوزالمعدای، داده کاملاً با ارزشی می‌دهد (جدول ۲-۱۲ را ببینید).

لوزالمعده بسته به وضعیت بدنی بیمار، از لحاظ اندازه، شکل و محل قرارگیری متفاوت است. معمولاً، لوزالمعده بین نواحی دوازدهمین مهره سینه‌ای (از بالا) و دومین مهره کمری (از پایین) قرار گرفته است. روشی که شامل استفاده

جدول ۲.۱۲: برنامه کاری اسکن شکم: اختصاصی لوزالمعده*

تصویر اسکات	قدای خفقی
خط نشانه	گزینفونید
سطح برش	آگزیزال یا مارپیچی
کنتراست داخل وریدی	۱۰۰ تا ۱۵۰ میلی لیتر، میزان تزریق زمانی ۱/۵ تا ۲ میلی لیتر به مدت ۱۵ ثانیه، سپس ۱ میلی لیتر در هر ثانیه، اسکن را ۶۰ ثانیه بعد شروع کنید.
کنتراست خوراکی	۴۰۰ میلی لیتر ۲۰ تا ۲۵ دقیقه قبل از اسکن و ۱۰۰ تا ۲۰۰ میلی لیتر ۱۵ دقیقه قبل از اسکن در حالت دم
نگه داشتن تنفس	۸ تا ۱۰ میلی متر از قاعده ریه ها تا سر پانکراس (تقریباً L _۱ -T _{۱۲})
ضخامت برش	۸ تا ۱۰ میلی متر تا سطح ایلیاک، ۵ میلی متر از میان پانکراس (تقریباً L _۲)
فاصله برش ها	مجاور
محل شروع برش برداری	قاعده ریه (تمام کبد را شامل شود)
محل پایان برش برداری**	ستج ایلیاک
الگوریتم بازسازی	استاندارد
فیلم زنی	ویندوی بافت نرمی: $\frac{250}{50}$ ویندوی ریه (برای برشهایی که ریه ها را دربر می گیرند): $\frac{1600}{600}$

* در مورد سرطان لوزالمعده ای، کیست کاذب لوزالمعده، التهاب حاد لوزالمعده یا پیرقان.

** اغلب برشهای قبل از تجویز ماده کنتراست از لوزالمعده برداشته می شوند.

جدول ۳.۱۲: برنامه کاری اسکن شکم: اختصاصی فوق کلیه ها*

تصویر اسکات	قدای خفقی
خط نشانه	گزینفونید
سطح برش	آگزیزال یا مارپیچی
کنتراست داخل وریدی**	۱۰۰ تا ۱۵۰ میلی لیتر، میزان تزریق زمانی ۱/۵ تا ۲ میلی لیتر در ثانیه به مدت ۱۵ ثانیه معمولاً ۱ میلی لیتر در هر ثانیه، اسکن را ۶۰ ثانیه بعد شروع کنید.
کنتراست خوراکی	۴۰۰ میلی لیتر ۳۰ تا ۴۵ دقیقه قبل از اسکن و ۱۰۰ تا ۲۰۰ میلی لیتر تنها قبل از اسکن در حالت دم
نگه داشتن تنفس	۸ تا ۱۰ میلی متر از قاعده ریه ها تا انتهای فوق کلیه ها
ضخامت برش	۸ تا ۱۰ میلی متر تا ستج ایلیاک، ۳ تا ۵ میلی متر از فوق کلیه ها
فاصله برش ها	مجاور
محل شروع برش برداری	قاعده ریه (تمامی کبد را شامل شود)
محل پایان برش برداری	ستج ایلیاک
الگوریتم بازسازی	استاندارد
فیلم زنی	ویندوی بافت نرمی: $\frac{250}{50}$ ویندوی ریه (برای برشهایی که ریه را دربر گرفته باشد): $\frac{1600}{600}$

* در مورد توده فوق کلیوی، سدرم کوشینگ، آلدوسترونوما یا فنوکروسیتوما

** ماده کنتراست داخل وریدی در بیماران مبتلا به فنوکروسیتوما توصیه نمی شود، زیرا ممکن است باعث افزایش شدید فشار خون شود. گلوگانگون همچنین جزو کنتراستدیکه است، زیرا محرک قوی فری کلیه می باشد. ممکن است اسکن تا محازات برآمدگی پویس لازم شود زیرا درصد کمی از فنوکروسیتوماها با مثانه ارتباط پیدا می کنند. اغلب برشهای قبل از ماده کنتراست از فوق کلیه ها برداشته می شوند.

فوق کلیه‌ها

CT روش مقدماتی تصویربرداری رادیولوژیکی در ارزیابی فوق کلیه‌هاست (جدول ۴-۱۲ را ببینید). اکثر توده‌های فوق کلیه‌ای با ضخامت برش ۸ تا ۱۰ میلی متری (مجاور هم) آشکار می‌شوند. در موارد مشکوک به توده‌های کوچک، برش نازکتر (۳ تا ۵ میلی متری) لازم است. فوق کلیه‌ها معمولاً با تشدید کنتراست اسکن می‌شوند. با اینحال همانند سایر امتحانات CT، گونه‌های زیادی از برنامه‌های کاری را می‌توان بکار برد. بسیاری از مراکز قبل از بررسی فوق کلیه‌ها با تجویز ماده کنتراست چند برش بدون ماده کنتراست تهیه می‌کنند.

کلیه‌ها

اروگرافی تشریحی داخل وریدی از مون نمایاننده عمده در آشکارسازی توده‌های کلیوی است ولی امتحان CT می‌تواند اطلاعات بیشتری برای تشخیص فراهم کند. اگرچه آلتراساند در تمایز یک ضایعه کیستی از تنوپلاسم توده‌ای در کلیه کاملاً دقیق است با اینحال اسکن CT اغلب در مرحله‌بندی تنوپلاسم‌های کلیوی ترجیح داده می‌شود زیرا نمایش توپوگرافیک بهتری از فضا‌های اطراف کلیوی می‌دهد (جدول ۴-۱۲ را ببینید).
عموماً تصاویر قبل از تجویز ماده کنتراست کمک کننده نیستند مگر در موارد مشکوک به سنگ‌های کلیوی، هما تومای اطراف کلیه‌ای، توده کلسیفیه شده.

جدول ۴-۱۲: برنامه اسکن شکم: اختصاصی کلیه‌ها

تصویر اسکات	قدای خلفی
خط نشانه	گزیفونید
سطح برش	آگزینال یا ماریچی
کنتراست داخل وریدی *	۱۰۰ تا ۱۵۰ میلی لیتر، میزان تزریق زمانی ۱/۵ تا ۲ میلی لیتر در ثانیه به مدت ۱۵ ثانیه، سپس ۱ میلی لیتر در ثانیه، اسکن را ۶۰ ثانیه بعد شروع کنید
کنتراست خوراکی	۴۰۰ میلی لیتر ۳۰ تا ۳۵ دقیقه قبل از اسکن و ۱۰۰ تا ۲۰۰ میلی لیتر قبل از اسکن
نگه داشتن تنفس	در حالت بازدم
ضخامت برش **	۸ تا ۱۰ میلی متر
فاصله برش‌ها	مجاور
محل شروع برش برداری	قاعده ریه (تمامی کبد را شامل شود)
محل پایان برش برداری	ستغ ایلپاک
الگوریتم بازسازی	استاندارد
فیلم زنی	ویندوی بافت نرم: $\frac{250}{50}$ ویندوی ریه (برای برشهایی که ریه را دربر گرفته باشد): $\frac{160}{600}$

* برش‌های قبل از تجویز ماده کنتراست از کلیه اساساً توصیه شده است.

** برخی از رادیولوژیست‌ها ترجیح می‌دهند که از کلیه‌ها برشهای نازکتری (۵ میلی متر) برداشته شود.



1. Balfe D, Peterson R, Van Dyke J: Normal abdominal and pelvic anatomy. In *Computed Body Tomography*, 2nd ed. Edited by Lee J, Sagel S. Stanley R. New York, Raven Press, 1989, p 767.



لگن

ارزیابی بیمارانی مشکوک به بیماری لگنی است (جدول ۱-۱۳ را ببینید).
امادگی کامل بیمار در تصویربرداری از لگن

CT یک نمایش برش عرضی عالی از ساختارهای بافت نرمی و استخوانی لگن را بدون توجه به نوع بدن ارائه می‌کند. بدین علت یک وسیله تصویربرداری مهم در

جدول ۱-۱۳: برنامه کاری معمول اسکن لگن*

تصویر اسکات	قدای خلفی
خط نشانه	ستنج ایلیاک
سطح برش	انگوبال یا ماریچی
کنتراست داخل وریدی	۶۰۰ تا ۱۲۰ میلی لیتر، میزان تزریق زمانی ۱/۵ تا ۲ میلی لیتر در ثانیه، اسکن را ۲ تا ۳ دقیقه بعد از تزریق تمامی ماده کنتراست شروع کنید
کنتراست خوراکی**	۶۰۰ تا ۶۰۰ میلی لیتر، ۱ تا ۲ ساعت قبل از اسکن داده می‌شود.
نگه داشتن تنفس	در پایان بازدم یا تنفس عادی
ضخامت برش	۸ تا ۱۰ میلی متر
فاصله برش‌ها***	مجاور
محل شروع برش برداری	ستنج ایلیاک
محل پایان برش برداری	برآمدگی پویس
انگوریتم بازسازی****	استاندارد
فیلم زنی	ویندوزی بافت نرمی: ۴۰۰/۳۰۰

* در مورد التهاب دیورتیکول، التهاب آپاندیس، درد ربع تحتانی، بیماری التهابی لگن، توده، سرطان رکتوم یا سرطان مثانه می‌توان به منظور بهبود امکان کدرسازی کولون رکتوسگموئید به بیمار ۳۰۰ میلی لیتر سوسپانسیون رفینق باریمی ۶ تا ۱۲ ساعت قبل از اسکن داد.

** بسیاری از مراکز از ضخامت برش ۸ یا ۱۰ میلی متری توأم با میزان درون روی ۱۰ تا ۲۰ میلی متری تخت استفاده می‌کنند.

*** بعثت امکان متاستاز بدخیمی‌های لگنی به استخوان ممکن است لازم باشد که تصاویر را با تنظیم استخوانی نظیر تنظیم بافت نرمی مشاهده یا فیلم برداری کرد.

برخی موارد ۱۵۰ میلی لیتر مادهٔ مخلول در آب رقیق شده (۱ تا ۳ درصدی) از طریق تنقیه تجویز می‌شود. چند مؤسسه از ماده کنتراست مثبت یا زدن هوا از طریق یک لولهٔ رکتومی استفاده می‌کنند. موقع استفاده از هوا اسکنهای لگنی در حالتی که بیمار بر روی شکم خوابیده باشد، بدست می‌آیند. در زنان، می‌توان جهت کمک به شناسایی کانال واژینال یک تکهٔ حاجبی را در واژن قرار داد. اکثر مراکز از ماده کنتراست داخل وریدی بطور معمول برای امی‌تانات لگن استفاده می‌کنند. تصویربرداری در حالتیکه مثانه پر باشد مفید است زیرا مثانه متسع شده می‌تواند حلقه‌های روده باریک را کنار زده و شناسایی سایر ساختارهای لگنی را تسهیل بخشد.

اساسی است. کدرت کامل بسیاری از حلقه‌های رودهٔ باریک که در لگن هستند لازم است تا حلقهٔ پر از مایع یا توده یا تجمع غیر طبیعی مایع به اشتباه نیفتد. از سوسپانسیون رقیق باریمی (۱ تا ۲ درصدی) یا یک مادهٔ مخلول در آب رقیق شده (۲ تا ۴ درصدی) می‌توان استفاده کرد. حداقل ۶۰۰ میلی لیتر ماده کنتراست خوراکی (۱۰۰۰ میلی لیتر بهتر است) بایستی ۱ تا ۲ ساعت قبل از اسکن به بیمار داده شود. اگرچه کولون رکتوسیگموئید معمولاً با محل و محتوای دفعی‌اش قابل تشخیص می‌باشد، گاهی اوقات کدرسازی این ساختار تشریحی لازم می‌شود. کدرسازی کولون رکتوسیگموئید اغلب با دادن ماده کنتراست خوراکی ۶ تا ۱۲ ساعت قبل از اسکن به بیمار صورت می‌گیرد. در

ستون مهره

مهره بویژه ستون مهره کمری توافق نظر ندارند. برای تصویربرداری از ستون مهره با CT دو روش معمول وجود دارد. اولین روش شامل زاویه دادن به گنتری است، طوریکه کلیه برشها مستقیماً از فضاها بین مهره‌های برداشته می‌شوند (شکل ۲-۱۳ را ببینید). این روش نیازمند تنظیم زاویه گنتری برای هر تراز مهره‌ای است. این روش می‌تواند بهترین تصاویر آگزیاال را تولید کند ولی امکان دوباره قالب‌ریزی تصاویر جمع‌آوری شده در زوایای مختلف گنتری وجود ندارد. برخی از رادیولوژیست‌ها این روش را ترجیح می‌دهند زیرا آنان عقیده دارند که بدست آوردن تصاویر با این روش از بروز نمای کاذب برآمدگی دیسک جلوگیری می‌کند. نقطه نظر مقابل آن است که نمی‌توان بدون توجه به سطح تصویری برآمدگی دیسک را نمایان کرد. برنامه کاری دوم نیازمند برداشت برشهایی به روش مجاور یا ثابت نگه داشتن زاویه گنتری در سراسر امتحان می‌باشد (شکل ۳-۱۳ را ببینید). این روش امکان باز تشکیلی‌هایی را که شامل سراسر ناحیه اسکن می‌شوند، فراهم می‌کند.

اگر روش دوم بکار گرفته شود، تصاویر را می‌توان به منظور تولید تصاویری که اسکن‌های برداشته شده یا گنتری زاویه‌دار را تقلید می‌کنند، دوباره قالب‌ریزی کرد (فصل ۵ را ببینید).

عموماً ماده کنتراست داخل وریدی در اسکن CT از ستون مهره‌ای مورد استفاده قرار نمی‌گیرد. با اینحال برخی از رادیولوژیست‌ها به منظور تشخیص بیماری دژنراتیو

در مقایسه با پرتونگاری معمول، امتحانات CT از ناحیه ستون مهره تصاویری با کنتراست ذاتی بافت نرمی پالایی تولید می‌کنند. این کنتراست اجازه رویت ساختارهایی نظیر دیسک‌های بین مهره‌ای، لیگامان‌ها، عضلات و عروق را بخوبی جزئیات استخوانی می‌دهد (جداول ۱-۱۳، ۲-۱۳ و ۳-۱۳ را ببینید). رویت ساختارهای داخل شامه‌ای با تجویز داخل کانالی ماده کنتراست محلول در آب بهبود می‌یابد. امتحانات CT به منظور تشدید یا تمایز یافته‌های میلوگرافی از ناهنجاریهای داخل و خارج شامه‌ای بعد از میلوگرافی انجام می‌گیرند.

تصویربرداری با تشدید مغناطیسی (MRI) حتی حساسیت بافت نرمی بالاتری را نسبت به CT فراهم کرده و در برخی موارد روش انتخابی در تصویربرداری از ستون مهره (سواردی نظیر اسکالروز متعدد، هیدرومیلوما، سیرنکومیلی) می‌باشد. در برخی حالت‌ها نظیر استئوزی مهره‌ای MRI ارزش تشخیصی معادل با CT دارد. در برخی حالات نظیر ناهنجاریهای استخوانی ستون مهره، CT نسبت به MRI برتر است (شکل ۱-۱۳ را ببینید).

انجام امتحان CT از کل ستون مهره آنطوریکه در پرتونگاری معمولی صورت می‌گیرد، عملی نیست. به‌دلت نیاز به برشهای آگزیاال فراوان، CT به عنوان یک روش امتحان معمول از ستون مهره محسوب نمی‌شود بلکه قبل از شروع امتحان CT بایستی نواحی خاص (عموماً محدود به سه یا چهار فضای دیسک) تعیین شوند.

رادیولوژیست‌ها در برنامه کاری مطلوب اسکن ستون

همانند روش دیگری که اغلب برای اسکن CT بعد از میلوگرافی مورد استفاده قرار می‌گیرد، چرخاندن بیمار قبل از انتقال بر روی تخت CT است. این مانور از دو لایه شدن ماده کنتراست و مایع مغزی نخاعی جلوگیری می‌کند.

تعیین موضع مناسب در اسکن ستون مهره حائز اهمیت است. به این دلیل تهیه یک نمای اسکات قدامی خلفی علاوه بر تصویر نیمرخ معمول می‌باشد. بدست آوردن نمای قدامی خلفی این امکان را فراهم می‌کند که ترازهای مهره‌ای به سهولت بیشتری شمرده شده و طبقه‌بندی شوند تا اطمینان حاصل شود که اسکن‌ها در ترازهای متناسبی برداشته می‌شوند. موقع اسکن ستون مهره کمری توجه به این نکته مهم است که آیا بیمار مهره ششم کمری دارد که در اینصورت نیاز به اسکن‌های اضافی خواهد بود اگر بر تونگاره‌های قبلی در دسترس باشند و بتوان آنها را قبل از انجام اسکن ارزیابی نمود، تنها یک اسکات نیمرخ لازم خواهد بود.

دیسک، استفاده از تشدید درون وریدی را ترجیح می‌دهند زیرا کنتراست فضای اطراف شامه‌ای تشدید یافته و فتق‌های دیسکی واضح‌تر می‌شوند. دلیل معمول دیگر برای تشدید کنتراست داخل وریدی کمک به تمایز دیسک از بافت زخم جراحی است.

در امتحان میلوگرافی اسکن‌ها اغلب بعد از تجویز ماده کنتراست داخل نخاعی برداشته می‌شوند. ماده کنتراست داخل نخاعی می‌تواند در تشخیص بیماری‌های دژنراتیو دیسک و سایر بیماری‌های دیسکی نظیر نتوپلاسم خارج شامه‌ای مفید باشد. اکثر گزارشات در این زمینه یک تأخیر زمانی ۱ تا ۲ ساعتی را بین تزریق داخل نخاعی و انجام اسکن پیشنهاد می‌کنند. این تأخیر زمانی فرصت کافی جهت رقیق شدن ماده کنتراست فراهم می‌کند. اگر اسکن‌ها در زمانی که ماده کنتراست خیلی غلیظ است انجام گیرند ممکن است ساختارهای داخل شامه‌ای پوشیده

جدول ۱-۱۴: برنامه کاری معمول اسکن ستون مهره گردنی*

تصویر اسکات	قدامی خلفی و نیمرخ
خط نشانه	خط اوریتومیتال
سطح برش	اکزیال: زاویه متری طوری تنظیم می‌شود که برشها با فضاها بین برش موازی قرار گیرند (شکل ۱-۱۴ را ببینید).
کنتراست داخل وریدی	—
کنتراست خوراکی	—
نگه داشتن تنفس	تنفس معمولی
ضخامت برش	۲ تا ۴ میلی‌متر
فاصله برش‌ها	مجاور
محل شروع برش برداری	پدیکول C _۲
محل پایان برش برداری	قسمت تحتانی C _۷
الگوریتم بازسازی	استاندارد یا جزئیاتی
فیلم زلی	ویندوی بافت نرم: ۲۵۰/۵۰ ویندوی استخوانی: ۱۸۰۰/۴۰۰

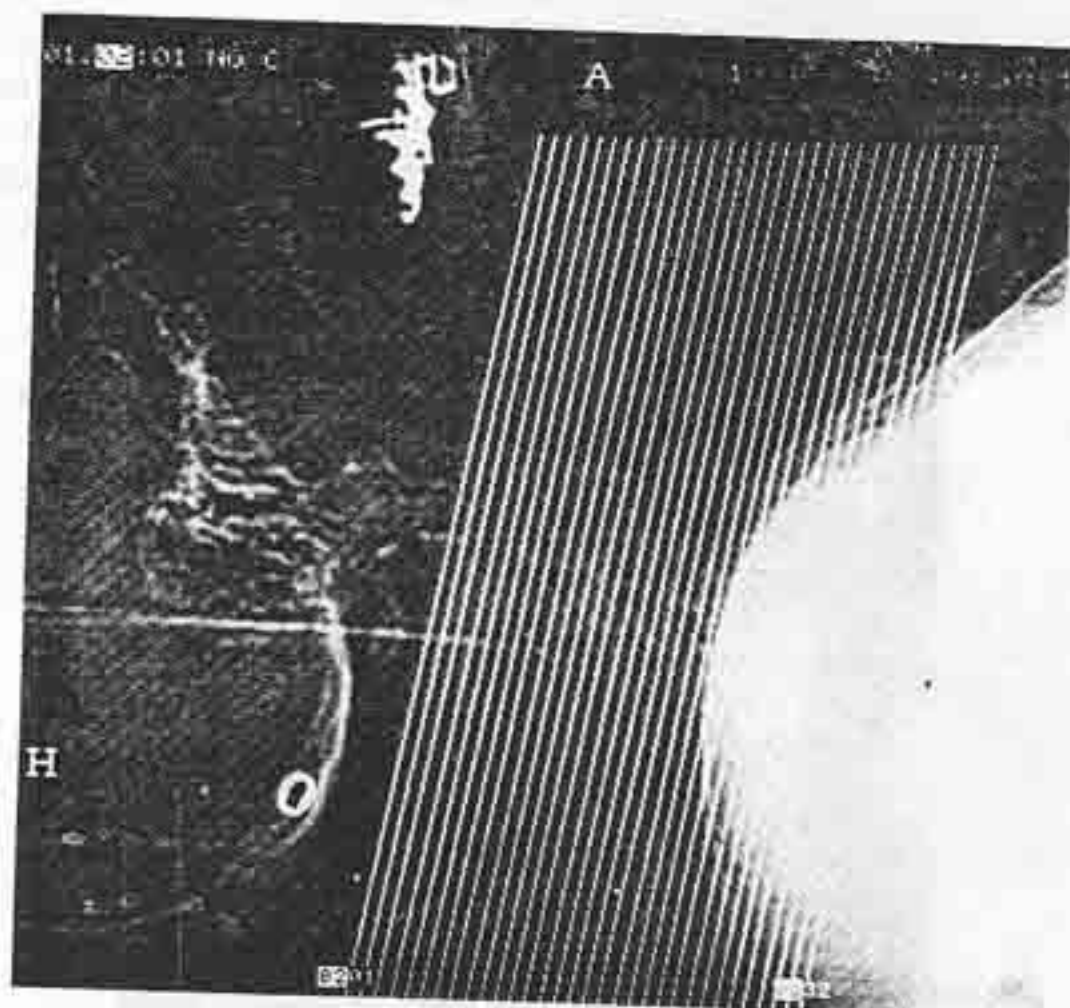
* برای بیماری دژنراتیو دیسک، فتق دیسک، نتوپلاسم، عفونت یا تروما.

** اغلب رو بهم اندازی یک میلی‌متری بصورت فاصله برش ۲ میلی‌متری با ضخامت‌های برش ۳ میلی‌متری اجرا می‌گردد. این روش جهت بدست آوردن برشهای بیشتری از فضای دیسکی بکار رفته و کیفیت تصاویر دوباره قالب‌ریزی شده را بهبود می‌بخشد.

جدول ۲-۱۴: برنامه کاری اسکن ستون مهره سینه‌ای*

تصویر اسکات	قدیمی خلفی و نيمرخ
خط نشانه	بریدگی استرنال یا گزینفوتید
سطح برش	اگر یال زاویه گتتری طوری تنظیم می‌شود که برش‌ها به موازات سطوح بین مهره‌ای باشند.
گشتر است داخل و بریدی	—
گشتر است خوراکی	—
نگه داشتن تنفسی	در حالت دم
ضخامت برش	۵ میلی‌متر
فاصله برش‌ها	مجاور
محل شروع برش برداری	پدیکول بالای ناحیه مورد نظر
محل پایان برش برداری	پدیکول پایین ناحیه مورد نظر
فیلم زلی	ویندوی بافت نرمی: $\frac{250}{50}$ ویندوی استخوانی: $\frac{1800}{400}$

* برای بیماری دژنراتیو دسک، بیماری مناسنازی استخوان، شوپلاسم یا تروما.



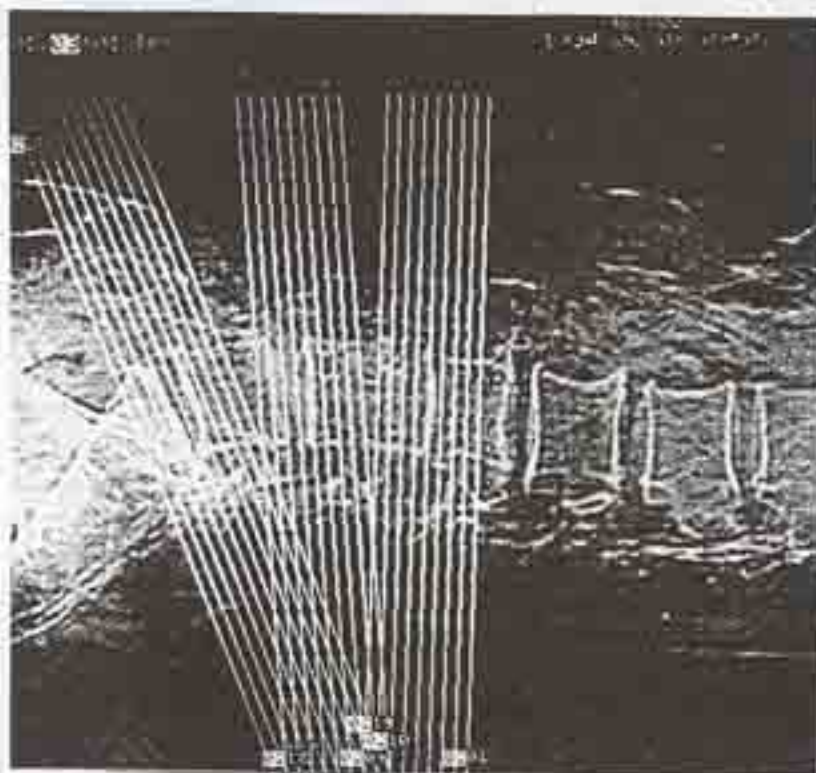
شکل ۱-۱۴: خطوط، برنامه کاری ستون مهره گردنی را نشان می‌دهند.

جدول ۳-۱۴: برنامه کاری اسکن ستون مهره کمری خارجی*

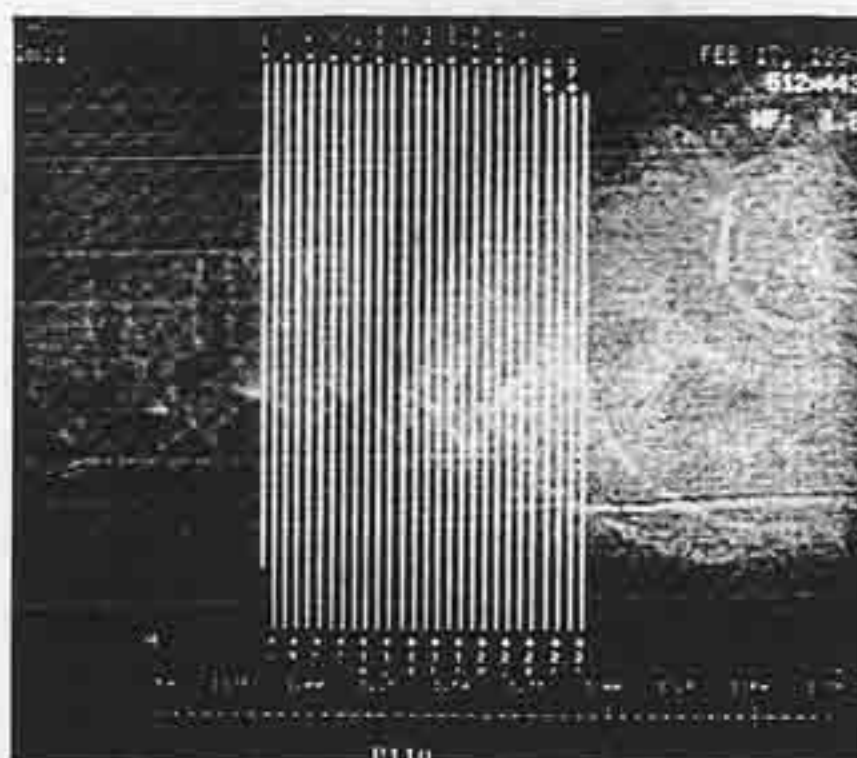
تصویر اسکات	قدای خلفی و نیمرخ
خط نشانه	گزیقوتید یا سنج اپلیک
سطح برش	اگزئال: زاویه گنتری طوری تنظیم می شود که برش ها بموازات سطح بین مهرهای باشند (شکل ۲-۱۴ و ۳-۱۴ را ببینید).
کنتراست داخل وریدی	—
کنتراست خوراکی	—
نگه داشتن تنفس	تنفس معمول
ضخامت برش	۵ میلی متر
فاصله برش ها	مجاور
محل شروع برش برداری	پدیکول S_1
محل پایان برش برداری	S_7
الگوریتم بازسازی	استاندارد یا جزئیاتی
فیلم (تی)	ویندوی بافت نرمی: $\frac{250}{50}$
	ویندوی استخوانی: $\frac{1800}{400}$

* برای بیماری دژنراتیو دیسک، فنت دیسک، نئوپلاسم یا تروما.

* اغلب با رویهم اندازی ۱ میلی متری اجرا می شود، برای مثال با فاصله برش ۴ میلی متری و ضخامت برش ۵ میلی متری. این روش جهت نمایاندن برشهای بیشتر از فضای دیسک بکار می رود و کیفیت تصاویر دوباره قالب ریزی شده را بهبود می بخشد. اسکن ممکن است به صورت نیمه مجاور گرفته شود، به عنوان مثال روش مجاور یا پیوسته از پدیکول به پدیکول برای فضای دیسک اول برداشته می شود سپس زاویه گنتری مطابق با فضای دیسک بعدی تنظیم شده و بصورت پدیکول تا پدیکول اسکن می شود و همینطور تا S_7 ادامه می یابد.



شکل ۲-۱۴: برنامه کاری ستون مهره کمری از گنتری زاویه داری استفاده می کند که مطابق با هر فضای دیسکی تنظیم شده است.



شکل ۳-۱۴ مطالعه ستون مهره کمری
برشها به روش مجاوریا
ضخامت برش ۵ میلی متری
برداشته شده است.



سیستم عضلانی اسکلتی

مورد نظر برداشته می‌شود. اغلب مفید است که یک نمای تیمرخ همانند اسکات قدامی خلفی تهیه شود. عموماً سطح برش CT بایستی عمود بر ناحیه مورد نظر (ROI) باشد. بیمار بایستی با استفاده از بالشک‌ها و اسفنج‌های زاویه دار تا حد ممکن راحت قرار گیرد تا حرکات‌های ناخواسته مطالعه را خراب نکنند. بسته به ناحیه و ناهنجاری مورد بررسی، تنوع گسترده‌ای در وضعیت دهی بیمار وجود دارد. برای مثال میج پاها معمولاً در حالتیکه پاها عمود بر سطح تخت قرار گرفته و گنتری زاویه داده شده باشد، اسکن می‌شوند. با این حال گاهی اوقات این وضعیت تغییر داده می‌شود طوریکه بیمار ساقی‌های خود را بطور مستقیم دراز کرده و گنتری عمود بر قسمت تحتانی ساقی واقع می‌شود.

ضخامت برش مطابق با اندازه ضایعه و ناحیه اسکن تغییر می‌کند. اکثر تومورهای استخوانی و بافت نرمی با ضخامت برش ۸ تا ۱۰ میلی متری مورد مشاهده قرار می‌گیرند. اگر ضایعات کوچک باشند و یا در موارد مشکوک به شکستگی‌ها ممکن است لازم باشد که ضخامت برش را به ۳ تا ۵ میلی متر کاهش داد. در صورت نیاز به مشاهده جزئیات ریز، نواحی کوچک را می‌توان با ضخامت برش ۱ تا ۳ میلی متری اسکن کرد. این برشهای نازک ممکن است در ارزیابی طبق تیپا یا شکستگی‌های میج دست بکار برده شوند. بازتشنیکی‌های سه بعدی و چند صفحه‌ای می‌توانند در ارزیابی شکستگی‌ها از مزیت ویژه‌ای برخوردار باشند.

CT همراه با تصویربرداری تشدید مغناطیسی (MRI)، روش عمده ارزیابی ساختار و بیماری سیستم عضلانی اسکلتی است. CT در تهیه اطلاعات اختصاصی در مورد استخوان یا هر بافت مینرالیزه شده دیگر مفید می‌باشد. آن همچنین روش مفیدی در ارزیابی تومورهای بافت نرمی و استخوانی است. CT بر جزئیات اطلاعات بدست آمده با پرتونگاری معمول در مورد شکستگی‌های متعدد (یعنوان مثال در ناحیه لگن) می‌افزاید. CT همچنین در ارزیابی مفاصل بویژه بعد از تزریق مفصلی ماده کنتراست ید دار یا هوا مورد استفاده قرار می‌گیرد.

بررسی سیستم عضلانی اسکلتی با CT مزایای متعددی دارد: ۱) نمایش برش مقطعی ساختار تشریحی و ارتباط‌های جنبی، ۲) قابلیت تصویر کردن هر دو طرف بدن به منظور انجام مقایسه، ۳) قابلیت نمایش همزمان اجزای بافت نرمی و استخوانی، ۴) حساسیت کنتراست عالی، ۵) قابلیت انجام بازتشنیکی سه بعدی و چند صفحه‌ای گذشته نگر. روش‌های اسکن سیستم عضلانی اسکلتی در مورد هر بیمار بطور جداگانه تنظیم می‌شوند (جدول ۱-۱۵ را ببینید). بیمارانی بایستی بدقت وضعیت دهی شوند طوریکه هر دو طرف تا حد ممکن متقارن قرار گیرند. اندامهای تحتانی معمولاً در حالتیکه بیمار به پشت خوابیده و پاها در ابتدا وارد اسکنر شوند، اسکن می‌شوند. اندامهای فوقانی در حالتیکه بیمار به پشت خوابیده و سر ابتدا وارد اسکنر شود، اسکن می‌شوند. یک تصویر اسکات جهت تعیین موضع ناحیه

مواد کنتراست داخل وریدی بطور معمول تجویز نمی‌شوند ولی ممکن است در موارد خاصی مفید باشد. تجویز ماده کنتراست داخل وریدی ممکن است در ارزیابی شبکه عروقی یک تومور یا در نمایش رابطه شرایین بزرگ یا وریدها با توده‌های عضلانی اسکلتی مفید باشد.

جدول ۱۵-۱: نظر اجمالی بر برنامه کاری اسکن عضلانی اسکلتی

تصویر اسکات	قداسی خلفی (لیمرخ در برخی حالات مفید است).
خط نشانه	مرکز ناحیه تحت امتحان
سطح برش	اکزیال یا ماریجی
کنتراست داخل وریدی	-
کنتراست خوراکی	-
نگه داشتن تنفس	تنفس عادی
ضخامت برش	بسته به ناحیه مورد امتحان
فاصله برش‌ها	مجاور
محل شروع برش برداری	۲ تا ۳ میلی متر بالای ناهنجاری مشکوک
محل پایان برش برداری	۲ تا ۳ میلی متر زیر ناهنجاری مشکوک
الگوریتم بازسازی	استاندارد (تصاویر اضافی ممکن است با الگوریتم استخوانی بازسازی شوند)
فیلم زنی	ویندوی بافت نرمی: $\frac{400}{20}$ ویندوی استخوانی: $\frac{2000}{300}$

* کنتراست داخل وریدی ممکن است در ارزیابی شبکه عروقی ساختارهای توموری مفید باشد.

مطالعات اختصاصی CT

دانسیتومتری کفنی استخوان توسط CT با اسکنر استاندارد CT و یک فانتوم کالیراسیون معادل استخوان و نرم افزار تحلیل کننده اجرا می شود. بیمار بر روی فانتوم کالیراسیون که در پداسفنجی قرار گرفته است دراز کشیده و فانتوم همزمان با بیمار اسکن می شود.

جهت تعیین موضع، یک تصویر اسکات در حالت نیمرخ برداشته می شود برشها بر صفحه میانی سه جسم مهرهای اعمال می شوند. ناحیه ای از استخوان تیغه ای در هر تصویر CT تعیین می شود. ناحیه مورد نظر اندازه گیریها (ROI)، بر روی نمونه های فانتوم تعیین موضع می شود. معمولاً امتحان در عرض ده دقیقه یا کمتر انجام می گیرد. نرم افزار با انجام آنالیز درجه استئوپروز موجود در بدن بیمار را تعیین می کند.

اسکن دندان

اسکن های اختصاصی دندان نیازمند خریداری نرم افزار اضافی CT هستند. این نرم افزار گاهی اوقات توسط کارخانه تولید کننده سیستم CT داده می شود. همچنین می توان آنرا از فروشندگان غیر وابسته نرم افزار و سازگار با اسکنر خریداری کرد. با ایجاد مدل های دو و سه بعدی، نرم افزار امکان طراحی قبل از عمل جراحی کاشت دندان، جراحی ترمیمی و جراحی تروما را مقدور می سازد. با استفاده از این نرم افزار در طراحی کشت های دندان،

یکسری از مطالعات اختصاصی CT برحسب عده ای از میزانهای کلینیکی اجرا می شوند. برخی از این امتحانات اختصاصی (نظیر اسکن دندان، دانسیتومتری معدنی استخوان) نیازمند خرید نرم افزار رایانه ای اضافی نظیر سخت افزار فرعی است. در سایر موارد روشهای خاصی تنها با سخت افزار پایه ای اسکن اجرا می شوند.

بدلیل اینکه متن حاضر مقدمه ای بر روش فوق است بحث کامل راجع به هر کدام از این مطالعات اختصاصی از حوصله این متن خارج است. با اینحال خواننده بایستی با اهداف پایه ای این روش ها آشنا باشد.

دانسیتومتری استخوان

وجود رابطه بین دانسیته استخوان یا قوام استخوانی توسط بسیاری از محققین تأیید شده است. کاهش دانسیته استخوانی با افزایش استعداد نسبت به شکستگی ها رابطه دارد.

CT روشی را برای اندازه گیری دانسیته استخوانی با خرید یک بسته نرم افزاری و دانسیتومتری استخوان فراهم می کند. گاهی اوقات این بسته ها توسط تولید کنندگان اسکنر ارائه می شوند. با اینحال بسته های عالی از شرکت های غیر وابسته نیز در دسترس می باشند. این بسته ها طوری طراحی می شوند که با هر نوع اسکنر CT قابل استفاده باشند.

امکان تعیین کامل تأثیر هر کاشت بر آناتومی بیمار، در هر سه بعد بطور همزمان فراهم می‌شود. نرم افزار دندان‌شناسی همچنین ممکن است به کلیتیسین اجازه ارزیابی کیفیت و کمیت استخوان موجود را در موقع انتخاب اندازه و تعداد کاشت‌های ریشه‌ای شکل بدهد. بسته‌های دندان‌شناسی اغلب به کلیتیسین اجازه می‌دهند که طرح‌های درمانی متعدد را تهیه و ارزیابی کرده و بهترین نما را برای بیمار انتخاب کند (شکل ۱-۱۶ را ببینید).

اسکن دندان‌شناسی دارای مراحل زیر است:

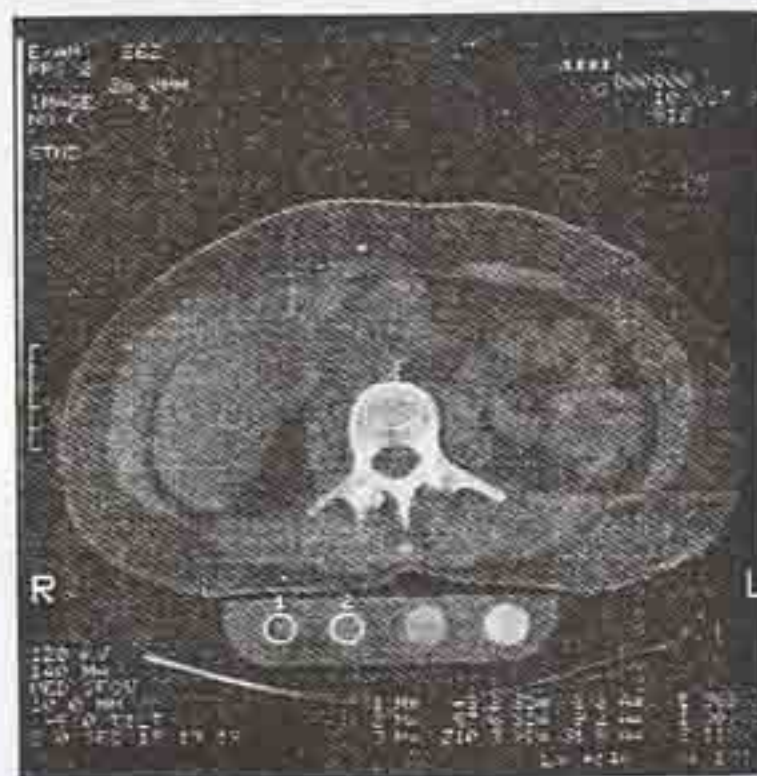
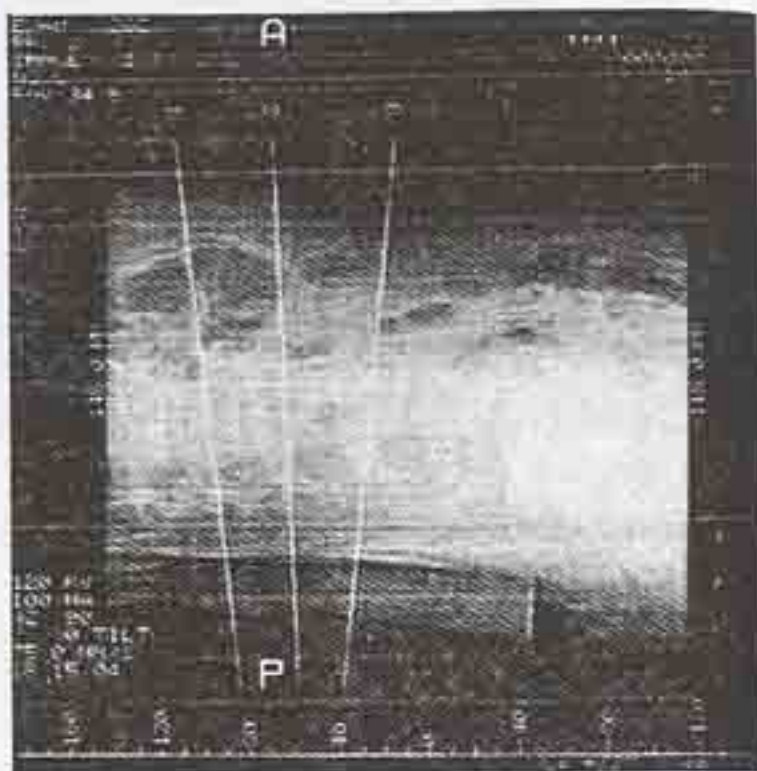
- ۱- بیمار در وضعیت خوابیده به پشت روی تخت CT قرار می‌گیرد. صفحه اسکن توسط تولید کننده نرم افزار تعیین شده است.
- ۲- یک وسیله کمک اسکن یا فشار دهنده زبانی به گاز پیچیده شده و در دهان بیمار قرار داده می‌شود.
- ۳- یک نمای اسکنات تیرمخ برداشته شود.
- ۴- یک سری برش‌های آگزیمال مطابق با ناحیه مورد نظر (فک بالا، فک پایین) برنامه‌ریزی می‌شوند. یک مطالعه فک فوقانی معمولاً شامل ۳۰ برش می‌شود در حالیکه یک مطالعه فک تحتانی شامل ۴۰ برش است. برشها در محدوده باریک (۱ تا ۱/۵ میلی متری) و به روش مجاور برداشته می‌شوند.

آنژیوگرافی سه بعدی با CT ماریپیچی

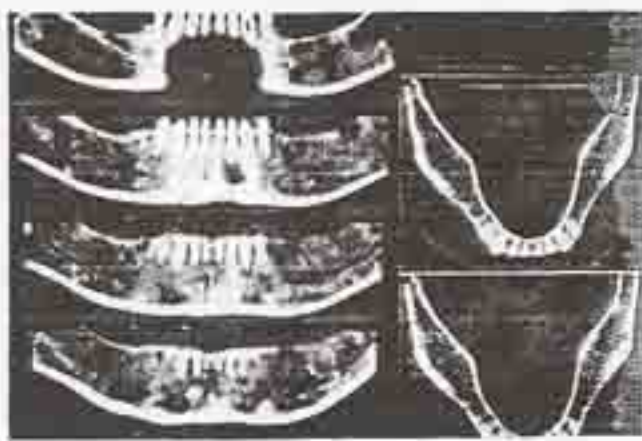
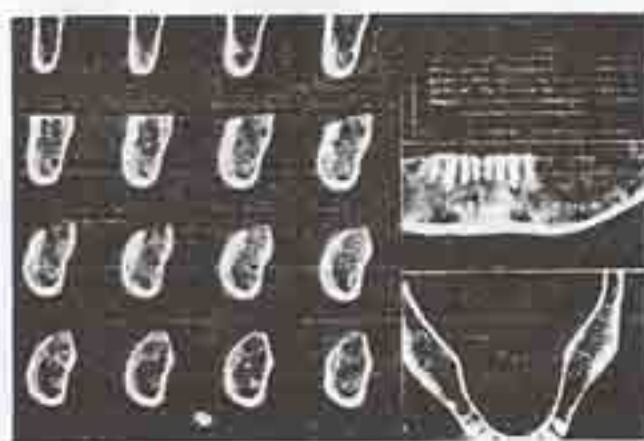
(Three-Dimensional Spiral CT

Angiography)

از زمان ظهور اسکن ماریپیچی محققین کاربردهای جدید زیادی برای استفاده از آن یافته‌اند. اسکن ماریپیچی امکان برداشت سریع داده تصویری را بدون تأخیر بین اسکن مقدور می‌سازد، بطوریکه ماده کنتراست داخل وریدی را می‌توان در طی مرحله شریانی یا وریدی گردش خون بطور کامل به تصویر کشید. این نحوه جمع‌آوری داده، بازسازیهای آنژیوگرافی سه بعدی را با کیفیت بالا فراهم می‌کند.



شکل ۱-۱۶: تصاویر امتحان دانسیتومتری مواد معدنی استخوان.



شکل ۱۶-۲: اسکن‌های برش مقطع عرضی دندان (چپ) و پاتورامیک (راست)

آنژیوگرافی متعارف اجرا می‌شود، می‌تواند در برخی موارد یک راه حل قابل قبولی باشد (شکل ۱۶-۳ را ببینید).

طراحی جراحی استریوتاکتیک

استفاده از دستگاه استریوتاکتیک به همراه تصویرگیری CT می‌تواند اطلاعات اساسی را برای جراح اعصاب فراهم کند. این سیستم می‌تواند تعیین موضع دقیق یک هدف یا تالوزیک خاصی را تدارک ببیند.

کلیه سیستم‌های سه بعدی نیازمند خریداری یک دستگاه تعیین موضع می‌باشند. این سخت افزار بر روی تخت اسکن CT قرار می‌گیرد. بیمار طوری وضعیت داده می‌شود که سر در داخل نگهدارنده سه بعدی ثابت شود. برخی از سیستم‌ها نیازمند خرید نرم افزار رایانه‌ای اضافی هستند.

سیستم‌های استریوتاکتیک جهت کاربردهای زیر مورد استفاده قرار می‌گیرند:

۱- نمونه‌برداری از ضایعات داخل مغزی: تومورهای مغزی، ضایعات التهابی و انگلی و سایر ضایعات ناشناخته

۲- اسپیراسیون کیست‌ها

۳- اسپیراسیون آبسه‌های مغزی و تجویز آنتی بیوتیک

۴- جراحی عملکردی سیستم عصبی

۵- پرتودهی داخل مغزی و تروم جفرفای

روش آنژیوگرافی سه بعدی با اسکن ماریجی شامل مراحل زیر است:

۱- یک کاتتر آنژیوگرافی وریدی شماره ۱۸ در ورید جلویی آرنج قرار داده می‌شود.

۲- یک تزریق آزمایشی انجام می‌گیرد بطوریکه بتوان زمان‌بندی مناسب را برای رسیدن حجم کامل کنتراست به ROI تعیین کرد.

۳- بعد از اینکه تأخیر زمانی صحیح معین شد یک اسکن ماریجی با ۳۰ ثانیه نگهداری تنفس انجام داده می‌شود. معمولاً ضخامت برش ۳ میلی متر انتخاب می‌شود. میزان درآشامی تخت از ۱ به ۱ به ۲ به ۱ تغییر داده می‌شود. تقریباً ۱۲۵ تا ۱۵۰ میلی لیتر ساده کنتراست یددار با اسمولالیتیه پایین با میزان زمانی ۲ تا ۵ میلی لیتر در هر ثانیه تزریق می‌شود.

۴- داده‌ها به منظور فراهم آوردن تصاویر سه بعدی یکتواخت تر با رویهم اندازی میزانیهای درون روی تخت بازسازی می‌شوند.

۵- بازتشریکی‌های سه بعدی با یکی از سه قالب بازسازی ترمیم می‌شوند: تصویر ترائس آگزبال معمول، نمایش سایه دار سطح یا نمای حداکثر شدت. اگرچه این روش هنوز دوران اولیه خود را سپری می‌کند با اینحال داده‌های کلینیکی امیدوار کننده می‌باشند. چون آنژیوگرافی با CT کم خطر بوده، ارزاتر و آسان تر نسبت به

ع. پرتو جراحی سه بعدی

۷. هیپوفیزکتومی شیمیایی از طریق اسفتوئید به صورت سه بعدی.

۸. جراحی ظریف بالیزر به طریقه سه بعدی

روش جراحی استریوتاکتیک شامل مراحل زیر است:
(اگرچه برنامه کاری به کارخانه تولید کننده دستگاه استریوتاکتیک بستگی دارد):

۱- در حالتیکه سر بیمار در داخل نگهدارنده استریوتاکتیک قرار گرفته، اسکن از ناحیه مورد نظر انجام می‌گیرد. از این تصاویر برشی که به بهترین شکلی هدف را تعریف می‌کند، انتخاب می‌شود. تخت اسکن به صفحه هدف حرکت داده می‌شود با استفاده از تعیین موضع کننده سیستم اسکن CT، مختصات Z جهت انطباق ناحیه خاص بر روی دستگاه استریوتاکتیک بکار رفته و وضعیت بیمار بر روی

نگهدارنده بررسی می‌شود.

۲- با استفاده از نشانگر، فاصله هدف تا رویه سکوی پایه (محور Y) اندازه‌گیری می‌شود. بعد از آنکه مختصات Y مطابق با دستورالعمل کارخانه سازنده تنظیم شد، وضعیت بیمار بررسی می‌شود.

۳- با استفاده از نشانگر، فاصله تیمرخ هدف تا خط میانی مرکزی (محور X) اندازه‌گیری می‌شود. بعد از آنکه مختصات X بر روی نگهدارنده استریوتاکتیک مطابق با راهنمایی‌های کارخانه تولید کننده تنظیم شد، وضعیت بیمار بررسی می‌شود.

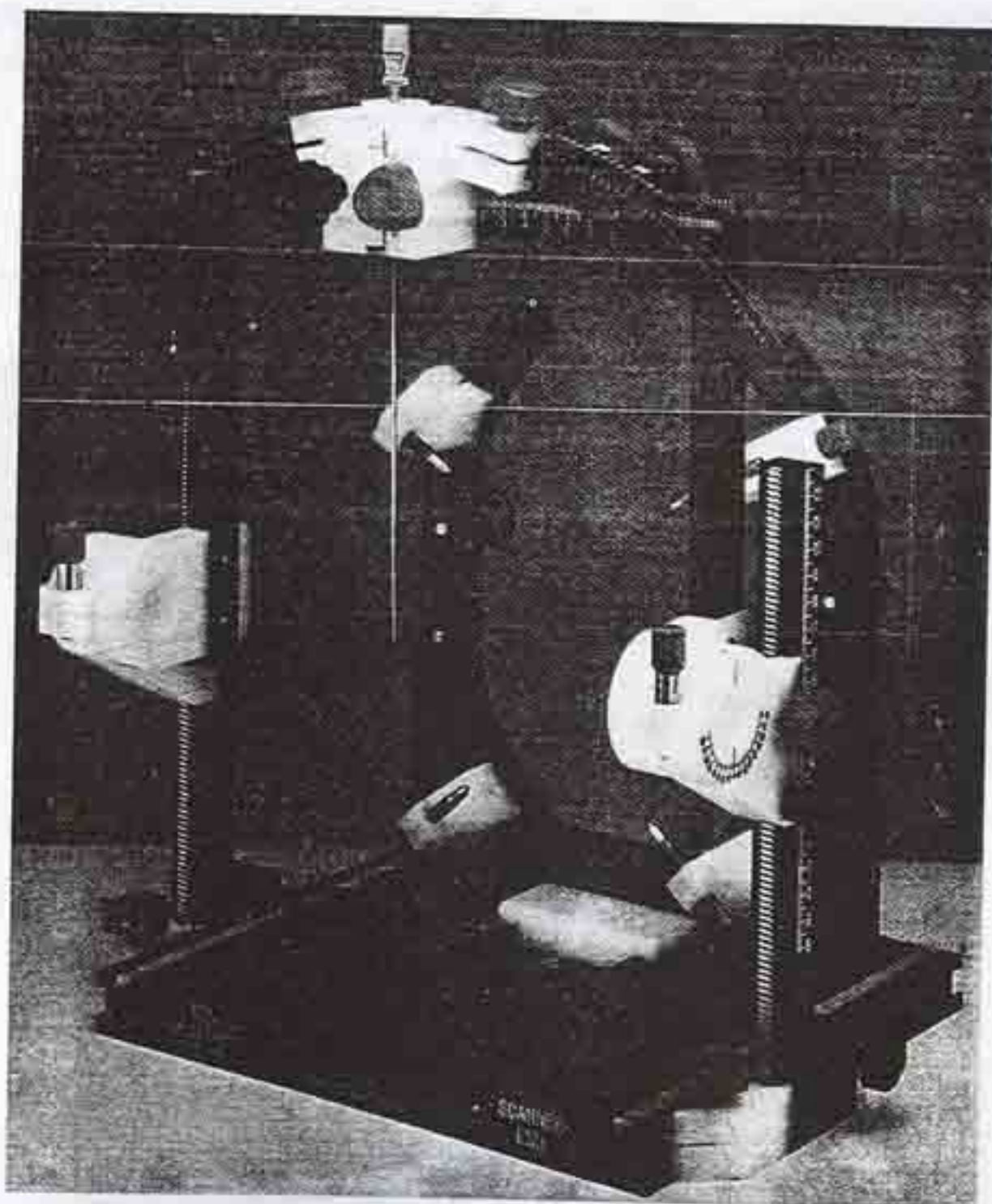
این فرایند مختصات را طوری تنظیم می‌کند که هدف در مرکز قوس قرار داده می‌شود. قوس می‌تواند سپس به هر زاویه دلخواه چرخانیده شده و هدف بر هر نقطه‌ای روی قوس انداخته شود. بنابراین هدف را می‌توان از هر نقطه‌ای روی مجموعه ردگیری کرد.



شکل ۳-۱۶: تصاویر آنژیوگرافی سه بعدی. با اجازه سیستم‌های پزشکی جنرال الکتریک

میلی متری برای مختصات x و y تا 0.6 میلی متری برای مختصات z را با ضخامت برش $1/5$ میلی متری و قطر اسکن 25 سانتی متری گزارش کرده است (شکل ۱۶-۳ را ببینید).

دقت روش استریوتاکتیک به ضخامت برش تصاویر CT و قطر میدان اسکن بستگی دارد. هرچه ضخامت برش نازکتر و قطر اسکن کوچکتر شود، دقت بیشتر می شود. یک کارخانه تولید کننده سیستم استریوتاکتیک دقت تا 0.3



شکل ۱۶-۴: سیستم استریوتاکتیک

1. Lunsford LD: *Modern Stereotactic Neurosurgery*. Boston, Martinus Nijhoff, 1988



CT مداخله‌ای

عمده روشهای نمونه‌برداری، خونریزی است. ضایعات پرعروق این خطر را افزایش می‌دهند. وجود اختلال خونریزی دهنده، کنتراستیکاسیون نمونه‌برداری از طریق پوست می‌باشد. با اینحال بیماران اغلب با فرآورده‌های خونی یا ناروها به منظور درمان زودگذر اختلال مداوا می‌شوند طوریکه می‌توان نمونه‌برداری انجام داد.

نمونه برداری را می‌توان بدون خرید نرم افزار رایانه‌ای اضافه با هر اسکتری انجام داد ولی وسایلی نظیر سوزنهای مخصوص لازم هستند (جدول ۱۷-۱ را ببینید).

هدف از نمونه‌برداری یا راهنمایی CT، اثبات وجود بیماری نئوپلازیک (اولیه، متاستازی یا راجعه) یا تمایز بیماری نئوپلازیک از سایر حالات نظیر بیماری التهابی، عوارض بعد از عمل و عوارض بعد از درمان یا ساختارهای طبیعی می‌باشد.

بنابراین هدف در برنامه نمونه‌برداری، بدست آوردن نمونه کافی جهت ارزیابی آزمایشگاهی یا کمترین ضرر رساندن به بافتهای اطراف می‌باشد. این هدف با جایگذاری دقیق و مناسب سر سوزن حاصل می‌شود.

نمونه‌برداری با راهنمایی CT روش پیچیده‌ای نیست. آنرا می‌توان به مراحل اساسی زیر تقسیم بندی کرد:

۱- روش کار به بیمار توضیح داده شده و از او رضایت نامه کتبی گرفته می‌شود.

۲- مقادیر متناسب آزمایشگاهی بدست آورده می‌شوند، اکثر ارزیابیهای آزمایشگاهی شامل زمان پروترومبین،

CT ابزار با ارزشی جهت استفاده در برنامه‌های مداخله‌ای نظیر نمونه‌برداریها و تخلیه آبسه‌ها می‌باشد. استفاده از CT بعنوان راهنما در روشهای بررسی پوستی مزایای متعددی دارد. تصاویر CT با قدرت تفکیک بالا تعیین موضع سه بعدی دقیق ضایعات را فراهم می‌کند. تصاویر CT با نشان دادن رابطه ساختارهای اطراف ضایعه به کلینیسین این امکان را می‌دهند که یک روش دستیابی راحتی را به ضایعه طراحی کند. از آنجائیکه نوک سوزن را در داخل ساختارها می‌توان مشاهده کرد، برنامه‌ها را می‌توان در ضایعات کوچک اجرا نمود. بهبود دقت روش، خطرات مربوطه را کاهش می‌دهد. بیماران را به منظور دسترسی آسان به ضایعه می‌توان در وضعیت‌های گوناگونی قرار داد. CT مفیدترین وسیله در بررسی اعضای پشت صفاقی (نظیر غدد فوق کلیوی، غدد لنفی، لوزالمعده)، لگن (بعنوان مثال غدد لنفاوی) و مدیاستن بوده و برای نشان دادن ضایعات کوچک یا تجمعاتی به قطر کمتر از ۳ سانتی متر، توده‌های واضح در نزدیکی ساختارهای بزرگ عروقی، ضایعات داخل شکمی احاطه شده با حلقه‌های روده باریک و ضایعاتی که براحتمی با آلتراساوند یا فلوروسکپی نشان داده نمی‌شوند، مناسب می‌باشد^(۱).

از لحاظ تئوری، خطر مربوط به سوزن نمونه‌برداری با افزایش قطر سوزن بیشتر می‌شود. موقعی که از یک سوزن برشی استفاده می‌شود خطر بیشتر می‌شود با اینحال نرخ کلی خطر پایین بوده و تقریباً ۲ درصد می‌باشد^(۱). عارضه

جدول ۱۷-۱، وسایل لازم برای اجرای برنامه‌های نمونه‌برداری و تخلیه

لوازم حفاظت شخصی
حفاظت‌های صورتی
روپوشهای استریل
دستکش‌های استریل
پایپوشهای استریل
گازهای اسفنجی استریل ۴×۴
پارچه استریل
سر سوزنهای استریل (شماره‌های ۱۸، ۲۰ و ۲۲)
سرنگ‌های استریل
اسکالپ وریدی
سر سوزنهای زیر:
سر سوزنهای نخ‌آبی (شماره‌های ۱۲، ۲۰ و ۲۲)
شیب (شماره‌های ۲۰، ۲۲، به طول ۱۵ و ۲۰ سانتی‌متر)
"تراکت" و "بی" (شماره‌های ۱۴، ۱۶ و ۱۸)
فرانسین (شماره‌های ۲۰ و ۱۸)
سیستم نمونه‌برداری الیوماتیک (تفنگ نمونه‌برداری)
شماره ۲۰ بطول ۱۵ سانتی‌متر
شماره ۱۸ بطول ۱۶ سانتی‌متر
شماره ۲۲ بطول ۲۰ سانتی‌متر
علامت‌های فلزی روی پوستی
ماژیک علامتگذاری پوست
بتادین
لیدوکائین یک درصد
کاتترها:
کاتتر پیگتال (۸ و ۱۰ فرانسه)
کاتتر سامپ (۱۲ و ۱۴ فرانسه)
گشادکننده فاسیال (۸ و ۱۰ فرانسه)
سیم‌های راهنما (شماره‌های ۱۰۲۵ و ۱۰۳۸ یا نوک ۳ شکل)
لوله‌های گشت هوازی و بی‌هوازی
فرمالین یا سالین غیر باکتریواستاتیک
لام‌های شیشه‌ای الیومیت
بخیه (نایلون یا پروفن)
کیسه تخلیه‌ای و لوله اتصال

- زمان ترومبوپلاستین و شمارش پلاکتی است.
- ۳- اسکن طرح‌ریزی می‌شود. این فرایند شامل مرور دقیق مطالعه CT قبلی از بیمار جهت تعیین وضعیت قرارگیری مطلوب بیمار، اینکه ماده کنتراست خوراکی یا داخل وریدی تجویز شود و تراز متناسب نمونه‌برداری می‌باشند.
- ۴- اسکن از میان ناحیه انتخاب شده انجام می‌گیرد. یک نکته مهم در اسکن برای یک روش نمونه‌برداری، مشکل تنفس بیمار در حین اسکن است. دستورالعمل‌های واضح اساسی هستند، طوریکه هر تنفس تا حد ممکن مشابه باشد. دستور تنفس بایستی برای هر برش داده شود (اگر اسکن گروهی یا ماریپچی ممکن باشد، دستور تنفس برای گروهی از برشها داده شود). بعد از قراردادن سوزن دوباره از بیمار خواسته می‌شود که نفس خود را نگه دارد.
- ۵- بهترین محل وارد کردن سر سوزن انتخاب شده و علامت فلزی بر روی پوست به کمک نشانگر نوری روی اسکنر CT گذاشته می‌شود.
- ۶- اسکن جهت تأیید مناسب بودن محل ورودی انتخاب شده تکرار می‌شود.
- ۷- با اندازه‌گیر فاصله بر روی سیستم CT، فاصله علامت فلزی روی پوست بدن بیمار تا محل ضایعه اندازه‌گیری می‌شود. این اندازه‌گیری عمق و زاویه مطلوب جایگذاری سوزن را تعیین می‌کند.
- ۸- پوست بیمار مطابق با راهنمای روش‌های اسپتیک آماده می‌شود. یک پارچه استریل در محل باز شده و بی‌حس‌کننده موضعی (لیدوکائین یک درصد) تجویز شده و سوزن نمونه‌برداری جایگذاری می‌شود.
- ۹- اسکن از محل سر سوزن تکرار می‌شود (ضخامت برش ۵ میلی‌متری معمول است) و برش‌هایی از بالا و پایین محل پیش‌بینی شده برای ورود سوزن برداشته می‌شوند تا نوک سوزن مشاهده شود.
- ۱۰- اگر تصویر CT محل سوزن را تأیید کند یک نمونه

روش جایگذاری سوزن نظیر روش نمونه برداری سوزنی می باشد. معمولاً کوتاهترین و مستقیم ترین روش دستیابی به تجمع مایع مطلوب است. با اینحال باید مراقب عروق بزرگ، حلقه های روده ای و فضای جنبی بود. بعد از قرار گیری کاتتر، مایع تا حد ممکن بطور کامل کشیده می شود. کاتترها معمولاً جهت تخلیه ثقلی در محل بافتی باقی گذاشته می شوند. موقعی که تخلیه کامل شد کاتتر بتدریج بیرون کشیده می شود.

منبع

1. Picus D, Weyman PJ, Anderson DJ: Interventional computed tomography. In Computed Body Tomography. New York, Raven Press, 1939, P 94.

یافتی برداشته شده و مطابق با برنامه های آزمایشگاهی بسته بندی می شود.

۱۱- اسکنهای بعد از انجام روش جهت تعیین عوارضی نظیر پنوموتوراکس یا هماتوم با ضخامت برش ۱۰ میلی متری برداشته می شوند.

مواردی که CT را یک روش کاملاً انتخابی جهت راهنمایی سوزن نمونه برداری می کنند نیز در انجام تخلیه ایسه از طریق پوست مفید هستند.

تجمعات مایع که بیشترین پاسخ را جهت تخلیه ایسه ها از طریق پوست می دهند محدوده مشخصی داشته، تک موضعی بوده، جریان راحتی داشته و در دسترس می باشند. اغلب ایسه تخلیه می شود مگر در مواردیکه شرایط برای جراحی مطلوب نباشد (بعضاً مثال در مواردی که تجمع مایع چند کانونه بوده، حاوی بافت نکروزه یا با حدود نامشخص باشد) و اگر بیمار کاندیدای ضعیفی برای جراحی باشد صورت می گیرد.



وزارت بهداشت و آموزش پزشکی

معاونت بهداشتی

در ادامه به بررسی برنامه‌های کاری نواحی مورد امتحان در سال ۱۳۰۰ می‌پردازیم. این برنامه‌ها بر اساس سیاست‌های کلی وزارت بهداشت و آموزش پزشکی و با توجه به نیازهای محلی تدوین شده است. در این بخش، به بررسی برنامه‌های بهداشتی، درمانی، آموزشی و پژوهشی می‌پردازیم. برنامه‌های بهداشتی شامل برنامه‌های پیشگیری، تشخیص زودهنگام و درمان بیماری‌های عفونی، غدد و سیستم ایمنی می‌باشد. برنامه‌های درمانی شامل برنامه‌های درمان بیماری‌های مزمن، بیماری‌های عفونی و بیماری‌های غدد می‌باشد. برنامه‌های آموزشی شامل برنامه‌های آموزش بهداشتی، درمانی و پژوهشی می‌باشد. برنامه‌های پژوهشی شامل برنامه‌های پژوهش‌های بنیادی، کاربردی و translational می‌باشد. در ادامه به بررسی برنامه‌های کاری نواحی مورد امتحان در سال ۱۳۰۰ می‌پردازیم.

در ادامه به بررسی برنامه‌های کاری نواحی مورد امتحان در سال ۱۳۰۰ می‌پردازیم. این برنامه‌ها بر اساس سیاست‌های کلی وزارت بهداشت و آموزش پزشکی و با توجه به نیازهای محلی تدوین شده است. در این بخش، به بررسی برنامه‌های بهداشتی، درمانی، آموزشی و پژوهشی می‌پردازیم. برنامه‌های بهداشتی شامل برنامه‌های پیشگیری، تشخیص زودهنگام و درمان بیماری‌های عفونی، غدد و سیستم ایمنی می‌باشد. برنامه‌های درمانی شامل برنامه‌های درمان بیماری‌های مزمن، بیماری‌های عفونی و بیماری‌های غدد می‌باشد. برنامه‌های آموزشی شامل برنامه‌های آموزش بهداشتی، درمانی و پژوهشی می‌باشد. برنامه‌های پژوهشی شامل برنامه‌های پژوهش‌های بنیادی، کاربردی و translational می‌باشد. در ادامه به بررسی برنامه‌های کاری نواحی مورد امتحان در سال ۱۳۰۰ می‌پردازیم.

کارخانه سازنده

تعریف کلید تابی

المنت	شماره	فایل	تکنیک	نوشیا	پیکر	زمن	جزال الکتریک	
Survew	CR image	Scnogram	Delta view/ DVI	Scnogram/ scanscope	Pict	Topogram	Scout	تصویر رقی بر تو ایکی قدیمی خطی، تصویر و غیره
FOV	Zoom/area	DFOV	Zoom	FOV	Image size	Target/zoom	DFOV	اندازه میدان نمایش
Filter	CR filter	Convolution filters	Convolver filters	FC numbers	Algorithm	Algorithm	Algorithm	قدرت تفکیک
Increment	Step	Index	Increment	Interval	cough Increment	Table feed	Increment	فاصله بین سطوح اکریال
Spiral	N/A	Volume	N/A	Helical	Spiral	Spiral	Helical	سکن میجاوونی
Reconstruction	Real-time zoom	Recon zoom	REC	Recon reprocessing	Reprocessing	Review	Retrospective reconstruction	برازش مجدد داده خام بخت ایجاد تصویر جدید
Sort	Priority zoom	Priority recon	N/A	Urgent	N/A	Instant image	Priority reconstruction	فیلر تقدم بازسازی
Posted survew	Slice plan	Slice Line display	SSP	Slice position scanu CT	Pilot acquisition plan	Topogram evaluation	Cross-reference	عین محل، اکریال بر وی تصویر رقی بر تو ایکی
oblique reformat	Arbitrary angle reformat	MP reformat	Reconstruction	MPR	Reformation	MPR	Reformation	مقتاده از داده تصویری بخت ایجاد سطوح دیگر
Disk space	Disk space	File space	Disk space	Image space	Disk space	Disk space	Image space	ارزیت تصویر بر تو سیستم درسیک

واژگان محاوره‌ای

- **آرتیفکت:** هر شئی مشاهده شده روی تصویر که در شئی اسکن شده وجود نداشته باشد.
- **آرتیفکت‌های خارج میدانی:** رگه‌ها، سایه‌ها یا اعداد هانسفیلد نادرستی که از وضعیت دهی نامناسب بیمار ایجاد می‌شوند.
- **آرتیفکت حاصل از تداخل هوا - کنتراست:** آرتیفکت رگه‌ای حاصل از تفاوت فاحش دانسیته بین هوا و کنتراست.
- **آرتیفکت‌های سخت شدن پرتو:** آرتیفکت‌هایی که از جذب انتخابی فوتون‌های کم انرژی و باقی گذاردن فوتون‌های با شدت بیشتر جهت برخورد به آرایه آشکار ساز ناشی می‌شوند.
- **آرتیفکت فنجانی:** آرتیفکت ناشی از سخت شدن پرتو. این آرتیفکت روی تصویر بصورت ناحیه محوی یا دانستیه بالایی تا حدودی مشخص طول پیرامون تصویر، شبیه به فنجان ظاهر می‌شود.
- **اثر حجم جانبی:** فرآیندی در CT که در آن میزان‌های تضعیف متفاوت به جهت خوانش پیکسل کم دقت تری میانگین‌گیری می‌شوند. همچنین بنام میانگین‌گیری حجمی شناخته می‌شود.
- **اثر شیب:** آرتیفکت‌هایی که روی تصویر CT بصورت خطوط ریز ظاهر می‌شوند. آنها موقعی ایجاد می‌شوند که نمونه‌های جمع‌آوری شده کاملاً ناچیز باشند. همچنین آرتیفکت‌های نمونه برداری نامیده شده‌اند.
- **اثر شیب لبه:** آرتیفکت‌های مستقیم الخطی که از یک ناحیه با کنتراست بالایی نظیر استخوان و یافت نرم منشأ می‌گیرند.
- **اسکن جزئی:** اسکن‌های حاصل از قوس کمتر از ۳۶۰ درجه‌ای لامپ اشعه ایکس بطور رایج از چرخش ۱۸۰ درجه‌ای لامپ اشعه ایکس بعلاوه قوسی با زاویه پادبزنی شکل بدست می‌آید. همچنین بنام میانگین‌گیری حجمی نیز نامیده شده است.
- **اسکن پروانه‌ای اسکنی** که شامل چرخش پیوسته لامپ اشعه ایکس با میزان برون ده ثابت پرتو ایکس و حرکت پیوسته تخت می‌باشد. همچنین اسکن ماریپچی، حجمی یا اسکن به روش جمع‌آوری پیوسته نیز نامیده شده است.
- **اسکن گروهی:** برداشت گروهی دو یا چند اسکن با یکبار حبس نفس.
- **اسکن ماریپچی:** چرخش پیوسته لامپ اشعه ایکس با برون ده ثابت و حرکت بلا انقطاع تخت. همچنین اسکن پروانه‌ای، حجمی یا اسکن به روش جمع‌آوری پیوسته نامیده می‌شود.
- **اسکن متحرک:** روشی که در آن اسکن‌ها به سرعت برداشته شوند. اغلب بعد از تزریق یکجا و سریع ماده کنتراست داخل وریدی بکار می‌رود.
- **اسکن مازاد:** اسکن حاصل از چرخش ۳۶۰ درجه‌ای لامپ اشعه ایکس بعلاوه تقریباً عرض میدان منظر دید.
- **اسمولالیت:** ویژگی ساختمانی یک مایع در رابطه با تعداد ذرات محلول آن در مقایسه با آب.

- ایزوتونی: دارا بودن تعداد تقریباً یکسانی ذره در مخلولی نظیر آب.
- باز تشکیلی: استفاده از داده تصویری جهت ایجاد منظر دیدی در سطح بدنی متفاوت.
- بازسازی تصویر: استفاده از داده خام جهت ایجاد تصویر CT.
- بازسازی آینده‌نگر: فرایند بازسازی تصویر که در طی اسکن به طور خودکار انجام می‌شود.
- بایگانی کردن: ذخیره داده روی وسایل ضمیمه‌ای مانند دیسک نوری یا نوار صوتی رقمی به قصد مرور در آینده.
- برش نابجا: مسئله‌ای که از تنفس ناهماهنگ بیمار بین تصاویر حاصل می‌شود. آن می‌تواند به گم شدن نبواحی تشریحی در مطالعه CT منجر شود.
- بزرگنمایی تصویر: روش افزودن اندازه تصویری در نمایشگر بعد از پردازش اولیه.
- پارامترهای اسکن: عواملی که توسط اپراتور کنترل می‌شوند و بر کیفیت تصویر CT تاثیر می‌گذارند. این عوامل شامل میلی آمپر - کیلو ولت اوج، زمان اسکن، ضخامت برش، میدان منظر دید و الگوریتم می‌باشد.
- بخش گرمایی: توانایی سیستم در پخش حرارت تولید شده.
- پس تابی: فرایند تبدیل داده حاصل از نمای تضعیف به ماتریکس.
- پردازشگر تصویر: قسمتی از سیستم CT که داده رقمی را جهت نمایش روی نمایشگر لامپ پرتو کاتدی به سایه‌های خاکستری تبدیل می‌کند.
- پیچش: فرایند اعمال فرمولهای ریاضی (عمل صاف کردن) بر روی نمای تضعیف.
- پیکسل: مربع دو بعدی داده، موقعی که به صورت ردیف‌ها و ستونهایی مرتب شده باشند.
- تراز ویندو: مکانیسمی که مقدار مرکزی عرض ویندو CT را برمی‌گزیند.
- تصویربرداری متحرک: اسکن به روش جمع‌آوری پیوسته اطلاعات بدون حرکت درون روی تخت.
- تضعیف پرتو: پدیده‌ای که در آن شدت یا مقدار دسته پرتو ایکس عبوری از داخل یک ساختار، بدلیل جذب و واکنش با ماده کاهش می‌یابد. میزان تغییر دسته پرتو بستگی به چگالی ساختاری که از آن عبور می‌کند، دارد.
- جمع‌زنی شعاعی: سنجش میزان تضعیف دسته پرتو با آشکارساز.
- داده اسکن: تمام اندازه‌گیریهای بدست آمده از مجموعه آشکارسازها، داده خام نامیده می‌شوند.
- داده خام: تمام اندازه‌گیریهای بدست آمده از آرایه آشکارساز همچنین بعنوان داده اسکن نامیده می‌شوند.
- درآشامی: رابطه سرعت تخت با ضخامت برش.
- دیسک لغزان: وسیله ذخیره داده که ممکن است به قطر ۵/۲۵ اینچ و یا ۳/۵ اینچ باشد که در یک قاب پلاستیکی سختی قرار داده می‌شود.
- دیسک نوری: جدیدترین نوع وسیله ذخیره داده. شامل دیسکی که به دیسک فشرده ضبط صوت شباهت دارد. امروزه دو

نوع دیسک نوری وجود دارد آنهایی که پاک شدنی نیستند بنام WORM (یکبار نوشتنی، همیشه خواندنی) و آنهایی که پاک می‌شوند و مجدداً بکار می‌روند، بعنوان دیسک‌های نوری مغناطیسی شناخته می‌شوند.

● **ربط دهنده:** کلید تابعی نمایشی که امکان نشانه‌گذاری روی تصاویر برش عرضی را مقدور می‌سازد. سپس خطوط پیرامون آنها روی تصویر اسکات انداخته می‌شود.

● **سطح اولیه:** سطح تصویربرداری که شبیه‌دار بوده و نسبت به یکی از سه سطح استاندارد زاویه دار قرار می‌گیرد.

● **سطح ساژیتال:** سطح تصویربرداری که بدن را به دو قسمت راست و چپ تقسیم می‌کند.

● **سطح کروئال:** سطح تصویربرداری که بدن را به دو قسمت قدامی و خلفی تقسیم می‌کند.

● **سیستم جمع‌آوری:** قسمتی از سیستم CT که اطلاعات هر سلول آشکارساز را نمونه برداری می‌کند. آن در گنتری قرار دارد.

● **صافی پاپیونی شکل:** صافی مکانیکی که دسته پرتوهای ایکس نرم یا کم انرژی را حذف کرده، پرتو دریافتی بیمار را به حداقل رسانیده و دسته پرتویی با شدت یکنواخت‌تر فراهم می‌کند.

● **صفحه آگزیمال:** صفحه تصویربرداری که بدن را به دو قسمت بالایی و پایینی تقسیم می‌کند.

● **ضخامت مؤثر برش:** ضخامتی از برش که واقعاً روی تصویر CT نمایش داده می‌شود و با اندازه انتخاب شده بوسیله دهانه محدود کننده یکی نیست. در اسکن آگزیمال معمول، ضخامت برش انتخاب شده معادل با ضخامت مؤثر برش است. با اینحال بدلیل فرایند الحاق در اسکن مارپیچی، ضخامت مؤثر برش ممکن است عریض‌تر از ضخامت برش انتخاب شده باشد.

● **ظرفیت گرمایی:** توانایی تحمل سیستم در برابر حرارت تولید شده.

● **عرض ویندو:** مکانیسمی که گستره اعداد هانسفیلدی را که بر روی تصویر مشخصی نشان داده می‌شود، تعیین می‌کند.

● **قدرت تفکیک کنتراست:** قابلیت تمایز تفاوت دانسیته اندک بر روی تصویر.

● **قدرت تفکیک جانبی:** قابلیت نمایاندن اشیاء کوچک و ایجاد تمایز بین اشیاء کنار هم.

● **کارایی آشکارساز:** توانایی آشکارساز در گرفتن فوتونهای عبوری و تبدیل آنها به علایم الکترونیکی.

● **کارایی هندسی:** نسبت فضای اشغال شده بوسیله صفحات محدود کننده آشکارساز به مساحت سطح آشکارساز.

● **کیلو ولت (KV):** اندازه ولتاژ بالای تولید شده بوسیله مولد پرتو ایکس. بیانگر کیفیت دسته پرتو ایکس می‌باشد.

● **لامپ پرتو کاتدی (CRT):** نمایشگر بکار رفته جهت نمایش تصاویر CT.

● **لغزش حلقوی:** مکانیسمی در برخی از اسکنرهای CT که اجازه می‌دهد لامپ اشعه ایکس در یک جهت بطور پیوسته بچرخد.

● **ماتریکس:** شبکه‌ای متشکل از ردیف‌ها و ستونهای پیکسل.

- محدود کننده منبع تابش: وسیله‌ای عین شاترهای کوچک با روزنه‌ای که مطابق با انتخاب ضخامت برش تنظیم می‌شود. آن در لامپ اشعه ایکس قرار داشته و مقدار انرژی پرتو ایکس خروجی را محدود می‌کند.
- مرجع گذاری تخت: فرایند تنظیم دستی نقطه صفر تخت CT - معمولاً نقطه صفر از قبل با علامت تشریحی نظیر گزیفونید یا ستیغ ایلیاک تنظیم می‌شود.
- مرحله بلوس: مرحله‌ای از تشدید کنتراست که بلافاصله متعاقب تزریق یکجای وریدی حاصل می‌شود. مرحله بلوس با اختلاف تضعیف ۳۰ یا بیشتر از ۳۰ عدد هانسفیلد بین ائورت و ورید اجوف تحتانی مشخص می‌شود.
- مرحله تعادل: آخرین مرحله تشدید کنتراست. موقعی که تفاوت تضعیف بین ورید اجوف تحتانی و ائورت کمتر از ۱۰ واحد هانسفیلد باشد، اتفاق می‌افتد.
- مرحله غیر تعادلی: مرحله‌ای از تشدید کنتراست که به دنبال مرحله بلوس حاصل می‌شود. این مرحله با اختلاف در حدود ۱۰ تا ۳۰ واحد هانسفیلد بین ائورت و ورید اجوف تحتانی مشخص می‌شود.
- محور Z: سطحی که به ضخامت برش یا عمق یک برش CT مربوط می‌شود.
- مقیاس خاکستری: سیستمی که به هر تراز خاکستری عدد معینی از مقادیر هانسفیلد را اختصاص می‌دهد. شماره اعداد هانسفیلد مختص هر تراز خاکستری با پهنای ویندو تعیین می‌شود.
- منظر دید: سری کاملی از مجموعه شعاع‌های پرتوی، در تولید تصویر CT از مناظر دید فراوانی استفاده می‌شود.
- میانگین‌گیری حجمی: فرایندی که در آن تضعیف‌های بافتی مختلف در تولید خوانش پیکسل با دقت کمتری میانگین‌گیری می‌شوند. همچنین اثر حجم جانبی نامیده می‌شود.
- میدان منظر دید اسکن: ناحیه‌ای که در داخل گنتری که داده خام از آن جمع‌آوری می‌شود. همچنین میدان منظر دید کالبراسیون نامیده می‌شود.
- میدان منظر دید نمایش: تعیین می‌کند که چه مقدار داده خام جهت نمایش یک تصویر بکار روند، زوم یا هدف نیز نامیده می‌شود.
- میلی آمپر (mA): اندازه جریان لامپ، اشعه ایکس که در تولید انرژی دسته پرتو ایکس بکار می‌رود. آن همراه با زمان اسکن، اندازه کفی دسته پرتو ایکس می‌باشد.
- ناحیه مورد نظر (ROI): ناحیه‌ای بر روی تصویر CT که بوسیله اپراتور تعیین می‌شود. این ناحیه ممکن است دایره‌ای، مربعی، بیضی، مستطیلی یا نوع مرسوم بخش باشد. تعیین ROI اولین مرحله در میان عده‌ای از توابع اندازه‌گیری و نمایش تصویری می‌باشد.
- نمای تضعیف: حاصل عملیات CT در مورد ویژگی‌های تضعیف هر مجموع دسته پرتو نسبت به موقعیت پرتو.
- نوار صوتی رقمی (DAT): وسیله ذخیره داده که شبیه نوار کاست کوچک ضبط موسیقی می‌باشد.

- **نوار مغناطیسی:** وسیله ذخیره داده که شامل حلقه‌های بزرگ نوار می‌باشد.
- **نوفه:** ظاهر لکه‌دار تصویر CT که ناشی از ناکافی بودن فوتونهای رسیده به آشکار ساز می‌باشد.
- **تیم - اسکن:** اسکن حاصل از چرخش لامپ اشعه ایکس در قوسی کمتر از ۳۶۰ درجه. بطور معمول از چرخش ۱۸۰ درجه‌ای لامپ اشعه ایکس به علاوه قوسی با زاویه پادبزنی شکل بدست می‌آید. همچنین اسکن جزئی نیز گفته شده است.
- **واحد پردازش مرکزی (CPU):** مغز سیستم CT. CPU اطلاعات را از سیستم جمع آوری داده برگرفته و آن را برای تشکیل تصویر پردازش می‌کند.
- **وکسل:** عنصر حجمی، مکعبی از داده جمع آوری شده در CT.
- **هیستوگرام:** تابعی نمایشی است که ترتیب فراوانی گسترده اعداد CT در یک ناحیه مشخص مورد نظر را بصورت ستونی نشان می‌دهد. سنجشی از قابلیت تضعیف دسته پرتو در عبور از یک ساختار خاص، همچنین مقادیر پیکسل یا اعداد CT نامیده شده است.
- **یونی / غیر یونی:** صفت مشخصه ماده کنتراست یددار داخل وریدی که به ترکیب شیمیایی آن مربوط می‌شود، واژه یونی اگر جهت توصیف ماده کنتراست بکار رود، به نوعی اشاره می‌کند که در آب یون تشکیل می‌دهد. مواد کنتراست غیر یونی از هم جدا نشده و بنابراین در آب یونیزه نمی‌شوند.