



دانشگاه علوم پزشکی تهران
معاونت توسعه مدیریت و برنامه ریزی منابع

دوره آموزشی:

CT Spiral

جهت کسب اطلاعات بیشتر به آدرس <http://esist.tums.ac.ir> مراجعه نمایید.

فهرست

۱. اهداف رفتاری ۳
۲. مقدمه ۴
۳. سیستم سی تی اسکن و سی تی اسپیرال ۴
 - گانتری : منبع تولید اشعه ایکس
 - تخت بیمار
 - میزکار و کامپیوتر
 - کنسول عملیاتی
 - ذخیره سازی تصویر
۴. مراحل اسکن در CT معمولی ۹
۵. مراحل انجام اسکن در اسپیرال ۱۰
۶. مشکلات هندسی سی تی اسپیرال در دریافت اطلاعات ۱۱
۷. پارامترهای ویژه دستگاه سی تی اسکن اسپیرال ۱۲
 - پیچ
 - بازسازی تصویر
 - کولیماسیون و سرعت تخت
 - زمان یا مدت اسکن
 - فواصل باز سازی
۸. کیفیت تصاویر در CT اسپیرال ۱۵
۹. مزایای سی تی اسپیرال ۱۵
۱۰. محدودیتهای سی تی اسپیرال ۱۶

۱۱. دوز تابشی در سی تی اسپیرال..... ۱۶

- عوامل مؤثر در میزان دوز پرتو و کیفیت تصویر در سی تی اسکن

- فاکتور پیچ و دوز تابشی

- مقایسه دوز اشعه بین دستگاه‌های اسپیرال و معمولی

۱۲. تصاویر سه بعدی..... ۱۹

۱۳. لینک‌های مفید..... ۲۱

۱۴. خودآزمایی..... ۲۲

۱۵. پاسخنامه..... ۲۲

اهداف رفتاری

پس از پایان این دوره از فراگیران انتظار می‌رود:

۱. با مبانی دستگاه سی تی اسپیرال آشنا شوند.
۲. با پارامترهای مهم در تصویربرداری سی تی اسپیرال آشنا شوند.
۳. با مزایا و عدم مزایای روش سی تی اسکن اسپیرال را آشنا شوند.
۴. با روش تصویربرداری سه بعدی در سی تی اسپیرال آشنا شوند.
۵. فرق روش سی تی اسکن اسپیرال با سی تی اسکن معمولی را بدانند.
۶. مراحل تصویربرداری در سی تی اسپیرال و معمولی را بشناسند.
۷. عوامل موثر بر میزان دوز جذبی و کیفیت تصویر را بشناسند.

مقدمه

یکی از اساسی ترین روشهای تشخیصی در علم پزشکی، رادیولوژی است. یک رادیوگرافی حاوی اطلاعات تشخیصی و روی هم منطبق شده از بدن بیمار بصورت دوبعدی و در راستای تابش می باشد. این در حالی است که در برخی موارد برای تشخیص مطلوب، تفکیک اندامها و مطالعه جزئیات در چند راستای خاص ضروری است. سی تی اسکن (CT Scan) که مخفف کلمه (Computed Tomography Scan) است، به معنی مقطع نگاری کامپیوتری است و تصویربرداری در مقاطع یا برشهای مختلف از اندام مورد نظر را بدست می دهد.

روش تصویربرداری سی تی اسکن با پیشرفت دستگاههای پزشکی دستخوش تغییرات بسیاری شد، بطوریکه در ۵ دسته یا نسل مختلف دسته بندی گردید. سیستم سی تی اسپیرال (CT Spiral) از نوع پیشرفته نسل سوم است که اولین بار در ۱۹۸۹ مطرح گردید.

در سی تی اسکن های نسل سوم، تیوب مولد اشعه ایکس و دکتورها به صورت یک مجموعه به دور بیمار حرکت کرده و نسبت به وضعیت بیمار از مقاطع مشخصی، تصویر برداری می نمایند. در سی تی اسپیرال نیز تیوب مولد اشعه ایکس و دکتورها به صورت یک مجموعه به دور بیمار با یک تفاوت کوچک ولی بسیار موثر می چرخند. دوران در سی تی اسپیرال بصورت مارپیچی است که بواسطه آن تصویربرداری بصورت مداوم و بدون وقفه است. در این سیستم ها هر چه زمان اکسپوز پایین تر باشد تشخیص بافت ها و پاتولوژی آنها بهتر مشخص می شود سی تی اسپیرال مشکل طولانی بودن زمان تابش و تصویربرداری را حل نموده است. بعلاوه با استفاده از این روش می توان با بازسازی تصویر و ترفندهای کامپیوتری، تصاویر سه بعدی بدست آورد یا ترسیمی از حفره ها و مجاری داخلی بدن را مشاهده نمود (سی تی آندوسکوپی). در سی تی آنژیوگرافی نیز سیستم عروقی یک اندام مانند: مغز، گردن، کلیه، قلب، ریه، و اندامها بررسی می شود. در دندانپزشکی نیز به دلیل قابلیت در ساختن برشهای بسیار ظریف و حتی در نمایان ساختن شکستگی های جزئی استخوانها استفاده می شود. نتیجه حاصل از سی تی اسپیرال بسیار به مهارت اپراتور وابسته است و در صورت عدم بکارگیری اپراتور کارآموده، استحلاک دستگاه، ارائه تصویر نادرست و افزایش پرتوگیری بیمار قابل انتظار است.

سیستم سی تی اسکن و سی تی اسپیرال

بعد از گذشت سالها روشهای تصویربرداری همچنان به عنوان یکی از روشهای موثر و کارا برای بررسی آناتومی اندامها و سیستمهای مختلف بدن مورد استفاده بوده اند که یکی از آنها سی تی اسکن است. سی تی اسکن در مقایسه با رادیولوژی معمولی، قادر است اطلاعات دقیقی از نقطه مکانی ارائه کند. به همین جهت بسیار مورد توجه متخصصین قرار گرفته است.

سی تی اسکن در حقیقت به معنی تصویر گیری مقطعی و عرضی از اعضای بدن می‌باشد و دارای اسامی مختلفی است که از آن جمله می‌توان به موارد ذکر شده در جدول زیر اشاره نمود.

فارسی	مخفف	انگلیسی
توموگرافی کامپیوتری محوری	CAT	Computerized Axial Tomography
توموگرافی کامپیوتری عرضی محوری	CTAT	Computerized trans Axial Tomography
بازسازی کامپیوتری عرضی	CTR	computerized trans Reconstruction
توموگرافی دیجیتالی کامپیوتری	CDT	computerized Digital Tomography
توموگرافی کامپیوتری	CT	computerized tomography scan

در واقع، تکامل سیستم‌های سی تی را می‌توان بصورت زیر خلاصه کرد:

نسل اول: سیستم‌های پرتو خطی (Pencil Beam). حرکت منشا و آشکارساز هر دو بصورت انتقال-دوران.

نسل دوم: سیستم‌های پرتو بادبزی باریک (Narrow Fan Beam). حرکت منشا و آشکارساز هر دو بصورت انتقال-دوران.

نسل سوم: سیستم‌های پرتو بادبزی پهن (Wide Fan Beam). حرکت منشا و آشکارساز هر دو بصورت دورانی. آغاز استفاده

از فناوری حلقه‌های لغزنده (Slip Ring Technology).

نسل چهارم: سیستم‌های با حرکت دورانی منشا، اما با آشکارساز ساکن.

نسل پنجم: سیستم‌های مقطع‌نگاری رایانه‌ای با پرتو الکترونی

نسل ششم: اضافه شدن حرکت مارپیچی یا اسپیرال (spiral). برای این نوع سیستم‌ها، گام (pitch) قابل تعریف است.

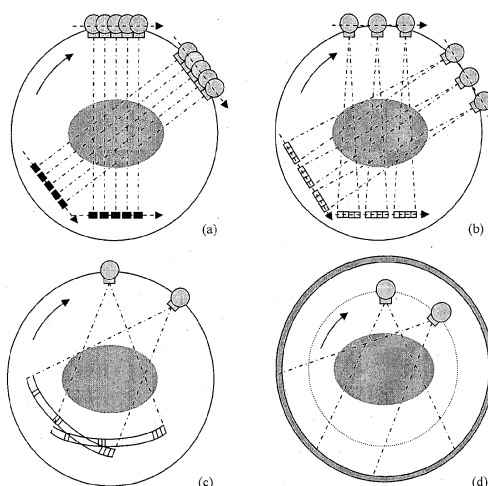
نسل هفتم: استفاده از آرایه‌های آشکارساز چندردیفی (Multi Detector Array) معروف به MDCT.

امروزه پویشگرهای سی تی نسل هفتم بر اساس الگوی حرکتی سیستم‌های نسل سوم کار می‌کنند، و سیستم‌های نسل چهارم

در واقع از رده خارج شدند. لذا منشا پرتوها و آشکارسازها هر دو حرکت دورانی دارند. همچنین با آمدن به بازار سی تی‌های

نسل ششم و هفتم با آرایه +64 برش، سیستم‌های مقطع‌نگاری رایانه‌ای با پرتو الکترونی تقریباً از صحنه حذف شده‌اند، و

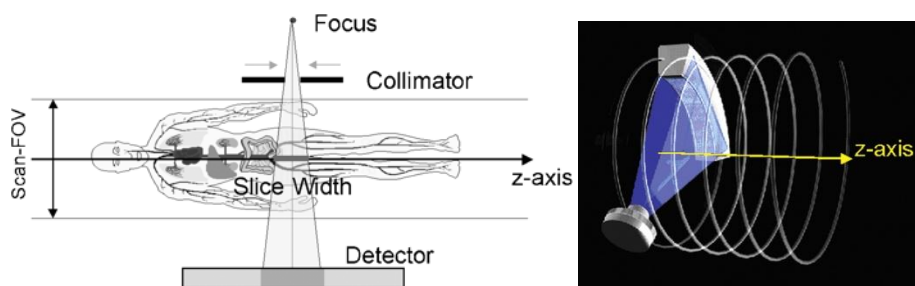
امروزه بیشتر فقط برای پژوهش کاربرد دارند.



ترسیم آرایه تیوب نسبت به آشکارساز در نسل ۱ تا ۴ دستگاه سی تی اسکن معمولی

سیستم سی تی معمولی و اسپیرال در اصول اساسی شبیه هم هستند ، تنها تفاوت ایندو در نحوه چرخش مجموعه تیوب و آشکارساز (دکتور) نسبت به بیمار است. در سی تی اسکن معمولی تیوب و آشکارساز یک دور ۳۶۰ درجه حول بیمار می چرخند و ابعاد مکانی نقطه آغاز و پایان چرخش یکسان است. یعنی حرکت تیوب و آشکارسازها یا دکتورها در هر مقطع بصورت چرخش حول یک دایره بسته انجام شده و پس از پایان، تابش قطع شده، تیوب و دکتورها یک پله به سمت جلو حرکت کرده و تصویربرداری از مقطع بعدی را آغاز می نمایند.

در سی تی اسپیرال نیز حرکت تیوب و دکتور با یک تفاوت وجود دارد، اینکه حرکت مارپیچی و بصورت یک فنر و بدون قطع شدن است. نام اسپیرال یا هلیکال نیز بر اساس همین حرکت مارپیچی تیوب مولد اشعه ایکس در حین انجام اسکن انتخاب شده است. کلمه اسپیرال دقیقاً به حرکت فتری تیوب به دور بدن بیمار اشاره می کند.



نمایش چرخش تیوب مولد پرتو و آشکارساز نسبت به محور Z (جهت حرکت تخت)

در این روش، تیوب اشعه ایکس بدون انحراف از مرکز چرخش خود، به طور پیوسته شروع به تابش پرتو و گردش می کند(حرکت حول یک دایره کامل است)، و همزمان با آن تخت بیمار در جهت انجام اسکن در امتداد افق حرکت می کند.

یعنی در سی تی اسپیرال تیوب پرتو ایکس بدون وقفه متناسب با حرکت بیمار و برنامه داده شده توسط اپراتور می چرخد. در طول این مدت اطلاعات و داده های تصویری نیز بطور پیوسته جمع آوری می شوند. از اطلاعات فوق برای بازسازی تصاویر سه بعدی، و در محورهای مختلف استفاده می شود.

بطور کلی سیستم سی تی اسکن در هر نوع و مدل دارای بخش های ذیل است:

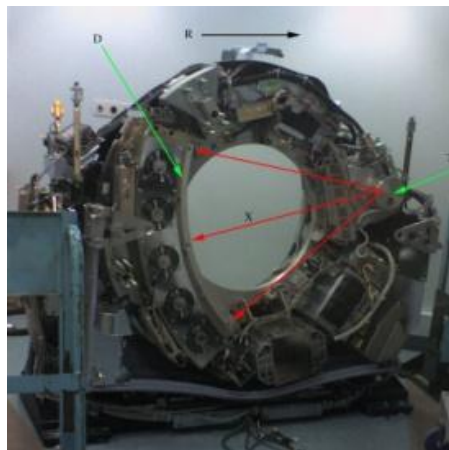
- گانتری
- تخت بیمار
- کنسول یا میز کار
- کامپیوتر یا سیستم پردازش
- سیستم تهیه تصویر پس از پردازش کامپیوتری

گانتری: منبع تولید اشعه ایکس

گانتری یا هد دستگاه قسمتی از دستگاه است که منبع مولد پرتو، آشکارسازها و کابلها تیوب در آن تعبیه شده است. در مرکز گانتری حفره ای برای اسکن بیمار وجود دارد.

پرتو ایکس در سی تی معمولی با توجه به مقطعی بودن تابش، قبل از هر اکسپوز فقط برای یک چرخش آماده و آند آن سرد می شود. اما در سی تی اسپیرال با توجه به تابش بدون وقفه (حدود ۶۰ ثانیه)، آند باید قابلیت تحمل گرمای قابل ملاحظه ای را داشته باشد. بدین منظور از تیوبهای خاصی با قطر بزرگتر و ضخامت بیشتر و دو نقطه کانونی استفاده می شود. این تیوبها از نظر ابعاد بسیار بزرگ هستند و دارای آندهای با ظرفیت گرمایی تقریباً (MHU: mass heat unit) ۸ هستند.

- T: X-ray tube
- D: X-ray detectors
- X: X-ray beam
- R: Gantry rotation



تخت بیمار

تخت بیمار در این سیستمهای تصویربرداری باید قابلیت حرکت نسبت به محور تصویربرداری را داشته باشد. بدیهی است که این حرکت تابعی از حرکت تیوب است. در سی تی اسپیرال تخت در حین تابش با سرعت ثابت، نسبت به گانتری حرکت می کند.

میز کار و کامپیوتر

میز کار همانطور که از نام آن پیداست، محل کنترل عوامل تابش، پردازش تصویر و ارسال آن برای چاپ است. کامپیوتر نیز یک سیستم منحصر به فرد برای اسکنر CT است بنا به فرمت و ساختار تصویر این کامپیوتر باید توانایی حل همزمان ۲۵۰۰۰ معادله را داشته باشد بنابراین کامپیوتر با مشخصات قوی نیازمند است.

تقریباً یک سوم قیمت کل دستگاه مربوط به کامپیوتر است. قلب کامپیوتر مورد استفاده در CT میکروپروسسور و حافظه اصلی است. این دو قطعه زمان ما بین تمام اسکن و ظاهر شدن یک تصویر را تعیین می کند که این زمان، زمان بازسازی (reconstruction time) نامیده می شود. هم اکنون زمان بازسازی به کمتر از ثانیه کاهش یافته است. بازده یک آزمون بطور خیلی زیادی وابسته به زمان بازسازی است. مخصوصاً هنگامی که تعداد زیادی برش انجام پذیرد. زمان بازسازی مدت زمان ما بین اتمام اسکن و ظاهر شدن تصویر است.

تعدادی از اسکنر های CT به جای استفاده از یک میکروپروسسور در بازسازی تصویر از یک آرایه پردازشگر (array processor) استفاده می کنند که این آرایه پردازشگر توانایی محاسبات همزمان بسیار زیادی را خواهد داشت و بطور محسوسی سریعتر از میکروپروسسور است و می تواند زمان بازسازی تصویر را به کمتر از ۱ ثانیه کاهش دهد.

کنسول عملیاتی

یک کنسول عملیاتی دارای کنترل کننده و نمایشگرهای برای فاکتورهای مختلف تکنیکی است. بطور کلی آزمون ها در فراتر از ۱۲۰ kVp انجام می شود. اگر باریکه پرتو X پیوسته باشد معمولاً در حد چند صد mA است. زمان هر اسکن اغلب انتخابی است و همچنین ضخامت برش بافت مورد اسکن را می توان تنظیم نمود.

کنترل کننده هایی برای حرکت تنظیم اتوماتیک تخت محافظ بیمار مورد استفاده قرار میگیرند. این امر به اپراتور اجازه می دهد که سیستم برای برش های متوالی یا برش هایی با فاصله زمانی مشخص و یا تصویر برداری اسپیرال برنامه ریزی کند. کنسول عملیاتی معمولاً دارای دو نمایشگر است، نمایشگر اول برای نشان دادن اطلاعات و داده های بسیار (مثل نام بیمار، مدارک پزشکی، جنسیت و...) و نشان دادن مشخصات هر اسکن (مثل تعداد تکنیک موقعیت تخت) می باشد.

نمایشگر دوم برای اپراتور این امکان را فراهم می آورد که بتواند تصویر اسکن حاصله را قبل از فرستادن تصویر به Hard Copy یا کنسولی که پزشک به مشاهده تصویر می پردازد، ببیند.

ذخیره سازی تصویر

چند ساختار مختلف برای نگهداری مناسب تصاویر وجود دارد. اسکنرهای در حال حاضر تصاویر را بر روی نوارهای مغناطیسی یا دیسک ها ذخیره می کنند. اگر از دیسک برای ذخیره سازی (image storage) استفاده شود می توان اطلاعات و تصاویر هر بیمار را بر روی یک دیسک مختص به بیمار نگهداری کرد، ولی اگر بر روی نوارها ذخیره میگردد، هر نوار مغناطیسی توانایی ذخیره سازی تقریباً ۱۵۰ اسکن را خواهد داشت که استفاده کردن برای مشاهدات بعدی اسکن های CT معمولاً بر روی فیلم در یک دروبین لیزری ثبت می گردد. دوربین ها از نوعی از فیلم های ۱۲×۱۴ اینچ استفاده می کنند. بر روی هر یک از این فیلم ها یک، دو، چهار، شش یا دوازده تصویر را می توان ثبت کرد. طبیعی است که هر چه تعدادی تصاویرهای ثبت شده بر روی فیلم بیشتر گردند تصاویر کوچکتر میگردد.

مراحل اسکن در CT معمولی

- اطلاعات هر برش بدنال چرخش ۳۶۰° تیوب بدور بیمارکسب سپس تخت بمیزان معین حرکت و برش بعدی تهیه می- شود. مراحل جمع آوری اطلاعات ۴ مرحله دارد.

مرحله اول	مرحله دوم	مرحله سوم	مرحله چهارم	مرحله آخر
تیوب و آشکارسازها برای رسیدن به سرعت ثابت شتاب می گیرند	تابش اشعه ایکس آغاز می شود و دریافت اطلاعات در ۳۶۰ درجه انجام می شود	سرعت حرکت تیوب و آشکارسازها بتدریج تا توقف کامل کم می شود	تخت به همراه بیمار در هر مقطع حرکت کرده و سیستم برای اسکن بعدی بعدی آماده می شود	مراحل ۱ تا ۴ تا پایان آخرین برش مرتب تکرار می شوند و در مرحله پایانی تخت از گانتری خارج می گردد

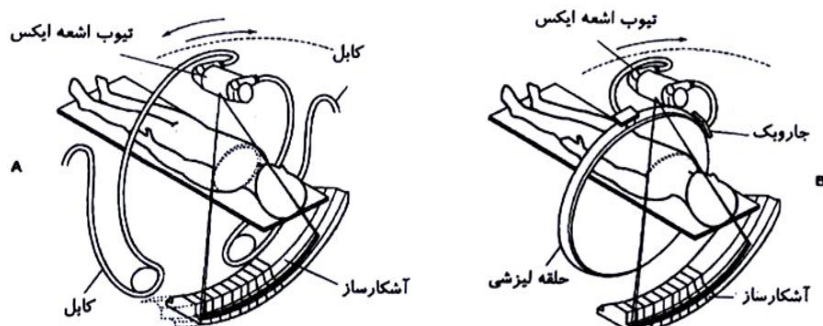
زمان تاخیرحین اسکن (ISD): مدت زمان آمادگی سیستم قبل و بعد از هرپرتودهی و جمع آوری اطلاعات در هر اسکن می باشد.

زمان تاخیر بین گروهی (IGD): مجموع زمان اتلافی بین هر سری اسکن

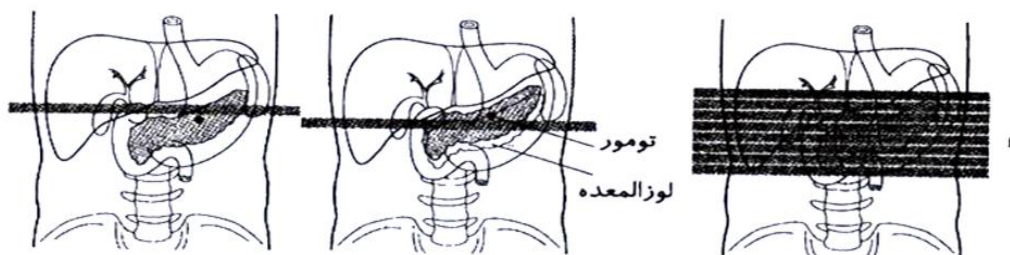
سرعت اسکن (نرخ) = تعداد برشها تقسیم بر مجموع زمان جمع آوری برشها + IGD

محدودیت‌های CT معمولی

۱- زمان آزمون طولانی (توقف و شروع مجدد بین اسکنها، شاخص تخت، باز شدن کابل تیوب)



۲- حذف پاتولوژی و آناتومی (کوچک) مشکوک بدلیل عدم یکنواختی فاز تنفسی بین اسکنها



۳- ایجاد آرتیفکت پله ای در اسکن ۳ بعدی بدلیل عدم یکنواختی فاز تنفسی

۴- بعلت تاخیر بین برشها در تکنیکهای باکنتراست تنها در بعضی از برشها حداکثر نمایان سازی کنتراست را دارد

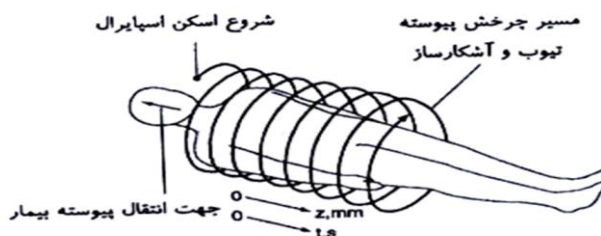
مراحل انجام اسکن در اسپیرال

اختلاف مهم بین CT معمولی و اسپیرال، چرخش بدون وقفه تیوب و دریافت اطلاعات و دیگری بازسازی تصویر می باشد.

مرحله اول	مرحله دوم	مرحله سوم	مرحله چهارم
تیوب و آشکارسازها برای رسیدن به سرعت ثابت شتاب می گیرند	حرکت تخت و تابش اشعه ایکس، همزمان آغاز می شود و دریافت اطلاعات در تمام طول تابش انجام می شود	سرعت حرکت تیوب و آشکارسازها بتدریج تا توقف کامل کم می شود	در مرحله پایانی تخت از گانتری خارج می گردد

تجهیزات لازم جهت دریافت اطلاعات بدین قرارند:

- تکنولوژی حلقه لغزشی, حرکت مداوم سیستم دریافت اطلاعات حین اسکن
- حرکت مداوم تخت
- توان بالای تیوب در طول جمع آوری اطلاعات حجمی
- ظرفیت خنک کنندگی تقویت یافته
- الگوریتم اسپیرال
- حافظه کمکی وسیع برای ذخیره اطلاعات فراوان حاصل
- دریافت اطلاعات
- تیوب در مسیری پیچشی با شعاع ثابت کل حجم مورد اسکن را در حین توقف تنفس بیمار(کسری از ثانیه) می پیماید.
- حرکت تخت بیمار با سرعت ثابت (10mm/s) بدون گانتری (حرکت سریع منجر به آرتیفکت حرکتی ویا لرزش بیمار می شود)



در این سیستم ها جهت عدم پیچ خوردن و تداخل کابلها و تجهیزات آن از تکنولوژی حلقه های لغزشی استفاده می شود، که در نتیجه آن علاوه بر حل مشکل کابلها، با حرکت پیوسته بخش جمع آوری اطلاعات، حجم بالایی از اطلاعات به سرعت دریافت شده و حجم بزرگی از اطلاعات در یکبار ایست تنفسی بدست می آید.

مشکلات هندسی سی تی اسپیرال در دریافت اطلاعات:

- ۱- هیچ برش خاص و مشخصی وجود ندارد (پیوستگی دریافت)
- ۲- ضخامت موثر برش بعلت پهنای بادبزی پرتو و سرعت تخت افزایش می یابد.
- ۳- به علت فقدان یک برش مشخص اطلاعات پروجکشن غیر یکنواخت می باشد.

۴- استفاده از اطلاعات پروجکشن غیر یکنواخت در روند بازسازی استاندارد آر تی فکتهای مخطط (حرکتی) ایجاد می کند. مشکلات فوق در پردازش نهایی بکمک تکنیک اینترپولیشن (تکنیک ریاضی که بوسیله آن یک مقدار نامشخص از روی مقادیر مشخص در طرفین آن تخمین زده می شود) برطرف می شود. به منظور حذف آرتیفکتهای حرکتی ناشی از حرکت تخت حین جمع آوری پیوسته اطلاعات در CT اسپیرال دو کار صورت می گیرد.

- محاسبه اطلاعات مقاطع دلخواه از اطلاعات حجمی جمع شده بکمک محاسبه اینترپولیشن
- بازسازی تصاویر مثل CT معمولی با استفاده از الگوریتم فیلتره بک - پروجکشن

پارامترهای ویژه دستگاه سی تی اسکن اسپیرال

پیچ

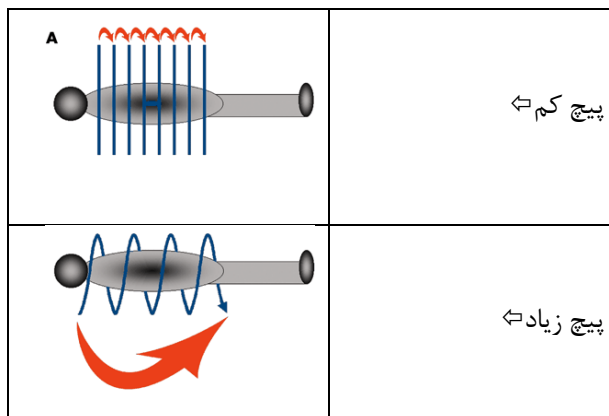
مسافتی که تخت در هر گردش تیوب به داخل گانتری پیشروی می کند و در واقع عبارتست از مسافتی که تخت به ازای چرخش ۳۶۰ درجه تیوب طی می کند تقسیم بر ضخامت مقطع. یعنی زمانی که ضخامت مقطع ۱۰mm و مسافتی که تخت به ازای چرخش ۳۶۰ درجه تیوب طی می کند ۱۰mm باشد پیچ برابر ۱ می شود.

$$\text{پیچ} = \frac{\text{میزان حرکت تخت در هر چرخش گانتری (میلیمتر)}}{\text{محدوده تابش (میلیمتر)}}$$

نسبت پیچ ۱:۱ بهترین کیفیت تصویر اسپیرال را بوجود می آورد. افزایش پیچ حجم اسکن و سرعت انجام اسکن را افزایش می دهد.

$$\text{زمان اسکن} \times \text{کولیماسیون پیچ} = \frac{\text{پوشش حجم مورد اسکن}}{\text{زمان چرخش گانتری}}$$

- هر چه سرعت حرکت تخت بیشتر باشد صورت کسر بیشتر می شود. نسبت پیچ بیشتر از ۱ می شود.
- هر چه سرعت حرکت تخت کمتر از ضخامت مقطع باشد نسبت پیچ کمتر از ۱ می شود



نسبت پیچ اسپیرال رابطه بین حرکت تخت بیمار و تنظیم باریکه پرتو X است .

حرکت تخت در هر ۳۶۰ درجه (mm) = ضخامت قطعه (mm)

پیچ به صورت نسبت بیان می گردد. یک پیچ با نسبت ۰/۵ : ۱ منجر به روی هم افتادگی تصاویر و افزایش دوز بیمار می

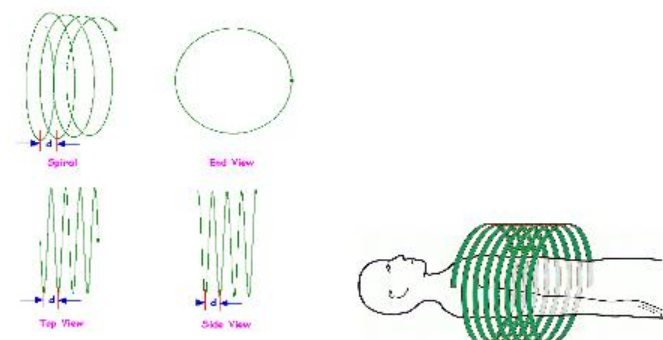
گردد. متاسفانه اگر پیچ از ۱:۲ مقدارش تجاوز کند، قدرت تفکیک محور Z بسیار کم میگردد.

رابطه بین حجم بافت مورد تصویر برداری و پیچ بصورت زیر است :

حجم بافت مورد تصویر برداری = پیچ × محدوده تابش (مقدار کلیماسیون) × زمان تصویربرداری

بالاترین کیفیت تصویر را در پیچ ۱ داریم. یعنی زمانی که مسافتی که تخت به ازای چرخش ۳۶۰ درجه تیوب طی می کند

با ضخامت مقطع برابر باشند بالاترین کیفیت تصویر را داریم.



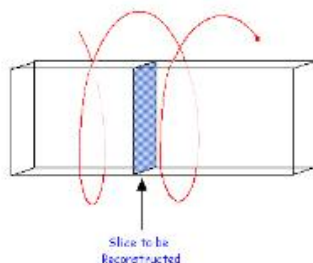
شکل یک اسلایس در سی تی اسپیرال

بازسازی تصویر

در سی تی اسکن معمولی ابتدا وانتهای یک تصویر مانند یک حلقه بسته می باشد. ولی در سی تی اسکن اسپیرال ابتدا و

انتهای یک تصویر در یک نقطه قرار نمی گیرند و مانند یک النگوی شکسته می باشد و دو رویه یک اسلایس با هم موازی

نیستند. اگر این حالت اصلاح نشود، این پروفایل غیر مسطح ایجاد ارتیفکت حرکتی می کند و بصورت رگه هایی در تصویر دیده می شود. جهت جلوگیری از این حالت از الگوریتمهای مخصوص بازسازی تصویر استفاده می شود که باعث می شود ابتدا و انتهای یک اسلایس روی هم بیافتد.



در سی تی اسکن اسپیرال نیاز است از الگوریتمهای مخصوص پردازش استفاده کنیم چون تخت حرکت می کند و توسط الگوریتم شکل پروفایل ایجاد شده را بشکل نرمال در می آورد. جهت نیل به این خواسته در دستگاههای مولتی اسلایس از الگوریتمهای مخصوص بازسازی تصویر استفاده می شود. یکی از الگوریتمهای بازسازی تصویر میان یابی (interpolation) می باشد.

میان یابی به این معنی است که بجای اینکه مستقیماً ضریب تضعیف خطی یک نقطه را بدست بیاوریم بوسیله الگوریتم ضریب تضعیف نواحی بینابینی را بدست می آوریم. مثلاً اگر نقطه ای عدد ۳ و نقطه دیگر عدد ۵ باشد ممکن است بگوییم بینابین این دو عدد عدد ۴ می باشد و یا ممکن است بگوییم عدد $3/2$ که در این حالت درصد خطا کمتر است و اعداد کمتری بین ۳ و ۵ قرار دارد. اما زمانی که گفته شود بین عدد ۳ و ۱۰ یک عدد را انتخاب کنید، درصد خطا بیشتر است و اعداد بیشتری بین ۳ و ۱۰ برای انتخاب وجود دارد.

پس با افزایش پیچ کیفیت تصویر کاهش می یابد. چون هرچه حلقه بازتر شود، تنوع عددی و داده بیشتری در این نواحی وجود خواهد داشت.

تعریف میان یابی: یعنی تخمین و پیش بینی یک مقدار که بین دو مقدار معلوم قرار گرفته است. در سی تی اسپیرال در واقع می خواهیم بوسیله این الگوریتم یک اسلایس که پروفایل آن مسطح نیست و به شکل یک رینگ شکسته است را بصورت مسطح در آوریم.

کولیماسیون و سرعت تخت

کولیماسیون پارامتر تعیین کننده ضخامت برش بوده و باید متناسب با اندازه و نوع بافتهای مورد تصویر برداری انتخاب گردد. با افزایش سرعت تخت در صورتیکه کولیماسیون ثابت باشد پیچ افزایش و کیفیت تصویر کاهش می یابد. درپوشش مناسب حجم مورد اسکن، بایستی به دو پارامتر اثر گذار بر کیفیت یعنی تناسب بین سرعت تخت و کولیماسیون توجه کرد. حفظ حجم اسکن، با انتخاب کوچکترین کولیماسیون در بالاترین پیچ (پیچ=۲) امکانپذیر است.

زمان یا مدت اسکن

توسط اپراتور تعیین و به شرایط تنفسی بیمار بستگی دارد، بعضی از سیستمها برای راحتی بیمار از روش چند مرحله ای استفاده می شود اسکن با چندین وقفه بمنظور تنفس بیمار تصویرگیری با کیفیت بالاتر طراحی شده است.

فواصل باز سازی

پارامتر فواصل باز سازی (Reconstruction interval: Ri) مختص سی تی اسپیرال است و تعیین کننده فاصله بازسازی مقاطع یا مقدار روی هم قرارگیری مقاطع، برای بهبود کیفیت تصویر می باشد. با کاهش Ri کیفیت تصویر افزایش می یابد البته زمان پردازش و حجم ذخیره سازی تصویر و دوز بیمار افزایش می یابد. در تشخیص ضایعات کبدی گرفتن مقطعی با همپوشانی ۵۰٪ قابلیت دید جزئیات را ۱۰٪ افزایش می دهد.

کیفیت تصاویر در CT اسپیرال

پارامترهای اثرگذار بر کیفیت (SR و CR، نویز، منحنی حساسیت برش، دوز تابشی، آرتی فکتها) مشابه CT معمولی است. قدرت تفکیک فضایی و کنتراست: در شرایط بازسازی تصویری یکسان SR باید مشابه باشد. ولی آزمایشات روی فانتوم نشان می دهد SR در محور Z و CR برای اشیا کوچکتر در CT اسپیرال بهتر از معمولی است.

مزایای سی تی اسپیرال

- ۱- امکان اسکن کامل اندامها و حجم های مورد نظر در زمان کوتاه بعلت حذف ISD
- ۲- امکان اسکن حجمی و بدون فاصله بین برشها
- ۳- کاهش آرتیفکتهای حرکتی
- ۴- انتخاب دلخواه برش از هر جای حجم اسکن شده

- ۵- لکالیزه کردن دقیق ضایعات بدون احتمال حذف ناشی از موقعیت تنفسی
- ۶- بررسی کاملتر مناطق با تزریق کنتراست سریعتر و کمتر و یکنواخت تر در اسکنهای مختلف
- ۷- بازسازی سه بعدی و از سطوح مختلف دقیق تر
- ۸- بواسطه فراهم شدن اطلاعات حجمی زیاد امکان اجرای تکنیکهای سی تی فلورسکوپی، تصاویر سه بعدی، سی تی آنژیو و سی تی آندوسکوپی فراهم می شود.

محدودیت‌های سی تی اسپیرال

- ۱- بواسطه بار بیشتر و زمانهای کاری طولانی تر تیوب سی تی اسپیرال، تیوب ظرفیت حرارتی و خنک شوندگی بالاتری نیاز دارد.
- ۲- استفاده از الگوریتم اینترپولیشن گرچه آرتهای فکتهای مخطط تصویر را حذف می کند ولی بعلت میانگین گیری حجم نسبی (برآورد) تیزی لبه های تصویر از بین می رود.
- ۳- بکارگیری پیچ بالاتر با هدف رسیدن به پوشش حجمی و سرعت اسکن بالاتر منجر به افت قدرت تفکیک در محور z و تولید آرتهای فکتهای تصویر می شود.
- ۴- در تکنیکهای CT آنژیو، سه بعدی، و امثال آن که به تصویر برداری حجم بالا در زمان کوتاه و کیفیت مطلوب (قدرت تفکیک ↑ آرتهای فکت ↓) احتیاج است CT تک برشه ناتوان است.
- ۵- نیاز به زمانهای طولانی اسکن برای پوشش حجم دلخواه در برخی از بیماران و همچنین تحمل حرارتی محدود از محدودیت‌های سی تی تک برشه است.

دوز تابشی در سی تی اسپیرال

- امروزه دوز تابش در تصویربرداری تشخیصی مسئله بسیار مهمی برای بیمار، کاربران و سازندگان تجهیزات به ویژه سی تی اسکن به شمار می رود. انجام سی تی اسکن باید با توجه به دوز پرتو مناسب انجام پذیرد و این دوز با توجه به عوارض بیولوژیک پرتو تا حد ممکن پایین در نظر گرفته شود. اصل ALARA (As Low As Reasonable Achievable) مربوط به کمترین میزان قابل قبول دوز پرتو است. بر اساس اصل ALARA، این موارد باید مورد توجه قرار گیرد:
- ۱- توجیه پذیری (justification): در واقع اندیکاسیون درخواست سی تی اسکن توجیه پذیر باشد.
 - ۲- بهینه سازی (optimization): با توجه به این مورد باید بهترین شرایط، از لحاظ افزایش کیفیت و کاهش دوز (از نظر نوع فیلتر، نوع دتکتور و ...) را داشته باشیم. در واقع با توجه به اینکه در اصل ALARA، کیفیت تصویر و میزان دوز اشعه هر دو

بهم مربوطند، لذا به منظور بهینه‌سازی و اجرای این اصل باید درک عمیقی بر عوامل تأثیرگذار بر روی دوز پرتو و چگونگی تأثیر این عوامل بر روی کیفیت تصویر حاصل شود.

عوامل مؤثر در میزان دوز پرتو و کیفیت تصویر در سی‌تی‌اسکن

- ۱- میلی‌آمپر ثانیه (mAs): میزان دوز پرتو ارتباط مستقیم با شدت جریان تیوب و زمان پرتودهی دارد. یعنی هر چه mAs بیشتر شود، دوز اشعه (دوز بیمار) هم بیشتر می‌شود. از طرفی باید بدانیم هر چه mAs کم شود، نویز تصویر بیشتر می‌شود.
- ۲- کیلوولتاژ تیوب (kV): معمولاً در تیوب‌های سی‌تی‌اسکن بین (۱۲۰-۱۴۰kV) است. افزایش kV از ۱۲۰ به ۱۴۰ کیلوولت با افزایش دوز پرتو می‌شود. از طرفی با این افزایش، قدرت نفوذ دسته پرتو افزایش یافته و تعداد فوتون‌های بیشتری می‌توانند به دکتورها برسند. همچنین باید بدانیم افزایش kV ممکن است باعث کاهش تفاوت کنتراست در انواع خاصی از بافت‌ها شود.
- ۳- ضخامت مقطع: کاهش ضخامت پرتو باعث کاهش دوز پرتو می‌شود. از طرفی با کاهش ضخامت، جزئیات بیشتری از مقطع مورد نظر دیده می‌شود.
- ۴- اندازه میدان اسکن (SFOV): ارتباط مستقیم با دوز اشعه دارد. از طرفی SFOV را هر چه کوچکتر انتخاب کنیم، تصویر بزرگتر پردازش شده و هرچه آنرا بزرگتر انتخاب کنیم، تصویر کوچکتر پردازش شده و روی مانیتور دیده می‌شود.
- ۵- تعداد مقاطع: هر چه تعداد مقاطع بیشتر شود، دوز اشعه هم افزایش می‌یابد.
- ۶- فیلتراسیون: در سی‌تی‌اسکن، ضخامت فیلتر از رادیولوژی بیشتر است. در مجموع می‌توان گفت وجود فیلتر سخت‌افزاری، باعث کاهش دوز پرتو می‌شود.
- ۷- فیلترهای بازسازی تصویر: فیلترها یا الگوریتم‌های نرم‌کننده، نویز کمتری ایجاد می‌کنند و فیلترها یا الگوریتم‌های تیزکننده (که به عبارتی آشکار کننده لبه‌ها هستند)، باعث افزایش نویز در تصویر می‌شوند.
- ۸- بازدهی آشکار سازی (توسط دکتورها): هر چه دکتورها بازدهی بالاتری داشته باشند، یا عبارتی قابلیت بیشتری در تبدیل انرژی فوتونها به سیگنال‌های مفید حاوی اطلاعات را داشته باشند، در نتیجه دوز مورد نیاز برای بدست آوردن تصویر مطلوب، کمتر خواهد بود. اخیراً کمپانی‌های مختلف سازنده دستگاه‌های سی‌تی‌اسکن، رقابتی در این زمینه آغاز کرده‌اند و این بعنوان مزیت دستگاه تلقی می‌شود که دکتورهایی با تکنولوژی‌های جدیدی بسازند (مثلاً از انواع دیجیتالی) که با تعداد فوتون ایکس کمتری، بازدهی بالاتر و در نتیجه کیفیت تصویر بهتری را از خود نشان دهند. با توجه به یکسانی بیشتر پارامترهای سی تی اسپیرال و معمولی فاکتورهای موثر بر دوز مشابهی دارند.

با افزایش kVp, mAS و کاهش ضخامت برش، اندازه پیکسل و کاهش پارازیت دوز بیمار افزایش یافته بعلاوه در سی تی اسپیرال با افزایش پیچ دوز کاهش می یابد.

مطالعات مقایسه ای نشان می دهد مقدار دوز برخلاف تصور در سی تی اسپیرال یا حجمی تقریباً معادل معمولی است. علل کمتر بودن دوز با توجه به سطح پوششی اسکن اسپیرال عبارتست از:

mAS یا میزان جریان تیوب در سی تی اسپیرال کمتر از معمولی تنظیم شده

در سی تی اسپیرال تصاویر overlap بطور قراردادی بدون تابش مجدد محاسبه درحالیکه درسی تی معمولی برای تولید تصاویر با کیفیت بالا نیاز به اسکن های متعدد overlap تهیه شود.

با بکار گیری پیچ بزرگتر از ۱ در سی تی اسپیرال بر خلاف اسکنهای متوالی می توان دوز بیمار را کاهش داد.

دوز موثر (اثرات احتمالی دوز معینی بر ناحیه به اثرات همان دوز بر کل بدن) جمجمه، قفسه سینه، شکم و لگن به ترتیب ۱/۱، ۶/۷، ۴/ و ۲/۷ میلی سیورت است (دوز زمینه ۲/۴ در سال).

فاکتور پیچ و دوز تابشی

تغییرات دوز اشعه با عکس نسبت پیچ متناسب است. بدین معنی که در دستگاههای اسپیرال، هرچه پیچ را افزایش دهیم، قابلیت دید جزئیات آناتومیکی هم کمتر می شود. با افزایش فاکتور پیچ از ۱ به ۱/۵، دوز اشعه بیمار، ۲۵٪ کاهش می یابد. در کار تحقیقی و پژوهشی که در این زمینه انجام شده، این نتیجه حاصل شده است که وقتی فاکتور پیچ را از ۱ به ۱/۵ افزایش می دهیم، قابلیت دید جزئیات آناتومیکی، اگر چه کمی افت می کند، ولی این افت مشاهده جزئیات آناتومیکی، تفاوت معناداری ندارد.

ولی اگر باز هم فاکتور پیچ را افزایش دهیم، بعنوان مثال به ۱/۷ آن را برسانیم، اگر چه دوز بیمار ۴۲٪ کاهش می یابد، ولی قابلیت دید جزئیات آناتومیکی بطور معناداری کاهش می یابد.

مقایسه دوز اشعه بین دستگاههای اسپیرال و معمولی

بطور کلی در مقایسه دستگاههای اسپیرال امروزه نسبت به دستگاههای معمولی، اگر دو پروتکل مشابه را بخواهیم در مورد فرد بیماری اجرا کنیم، دوز بیمار در دستگاه اسپیرال کمتر است که دلیل آن، زمان اسکن بسیار کوتاه در دستگاههای اسپیرال است. همچنین باید دانست که به دلیل رشد تکنولوژی جدید، روشهای بهبود کیفیت بازسازی تصویر سی تی، پیشرفت کرده که در واقع با تعداد فوتون کمتر بتواند کیفیت مطلوب تصویر را تأمین کند.

اگر غیر از لحاظ کردن دلایل فوق، فرضاً بخواهیم دو تصویر با کیفیت یکسان داشته باشیم که یکی با دستگاه اسپیرال و دیگری با دستگاه معمولی تهیه شده باشد، در دستگاه اسپیرال باید دوز بیشتری به کار رود. این مطلب بدان علت است که

در دستگاه اسپیرال باید میلی آمپر را افزایش دهیم. چون می دانیم که در دستگاههای سی تی معمولی، برای تهیه یک مقطع، تخت ثابت و در آن زمان مشخص، تمام فوتونهای تابشی مخصوص تهیه این مقطع می باشند (پس از عبور از بدن بیمار و در برخورد با دکتورها)؛ در حالیکه در دستگاههای اسپیرال به علت حرکت تخت در حین اسکن، تعداد فوتونهای هر مقطع، کم می شوند. لذا در دستگاه اسپیرال برای جبران، باید میلی آمپر را افزایش داد. ولی این مطلب را باید مد نظر قرار داد که در دستگاه های جدید اسپیرال و مولتی اسلایس، با تکنولوژی جدید و پیشرفته، روشهای بهبود کیفیت و بازسازی تصویر رشد کرده است و نیاز به میلی آمپر خیلی زیاد، تا حدودی مرتفع شده است. لذا با در نظر گرفتن مطالب فوق، می توان گفت در مجموع، دوز اشعه در دستگاه اسپیرال کمتر از معمولی است.

تصاویر سه بعدی

تصویربرداری سه بعدی (Three-Dimensional Computed Tomography) در پزشکی، روشی است که در آن داده های (Data) جمع آوری شده از بیمار در طی سی تی اسکن، توسط کامپیوتر مراحل فرایند را طی کرده و برای درک بهتر عمق و تصویر سه بعدی ناحیه مورد نظر در روی صفحه نمایش داده می شود. یکی از مزایای سی تی هلیکال یا اسپیرال، نمایش سه بعدی آناتومی مقطعی می باشد. بنابراین در حال حاضر تصویربرداری سه بعدی به عنوان یک تکنیک معمولی همه مراکز تصویربرداری وسیع، محسوب می گردد و محققان در تلاشند که بتوانند کاربردهای دیگر تصویربرداری سه بعدی را شناسایی نمایند. بطور مثال می توان تحقیقات انجام شده در استفاده از تصاویر سه بعدی برای بررسی ایدز و یا اسکیزوفرنی و یا آرتیمی قلبی و ... را نام برد.

اخیراً تصاویر سه بعدی باعث فراهم آوردن اندوسکوپی واقعی virtual Endoscopy شده است که اجازه بررسی لومن داخلی بدن در مطالعه

ساختارهایی همچون مغز، عروق، سینوسها، کولون را می دهد.

در اینجا، از میان مراحل فراوان شکل گیری یک تصویر سه بعدی به چند مرحله اساسی آن اشاره می شود :

مدل سازی

ساخت یک شیء و هدف سه بعدی با استفاده از نرم افزار، مدل سازی "Modeling" می گویند. برای مدل سازی، از ریاضیات برای توصیف موجودیت آن شیء استفاده می شود. سپس در واقع مدل سازی، شبیه سازی کامپیوتری از یک هدف در تمام ابعاد طول، عرض و عمق آن به صورت واقعی آنها می باشد. یک مدل با محورهای x ، y و z می تواند برای نمایش در زوایای

مختلف، بچرخد تکنیکهای متعدد مدل سازی مورد استفاده قرار می گیرد که یکی از رایج ترین این تکنیک ها، نرم افزار کامپیوتری مورد استفاده برای انتقال یک نمای ۲ بعدی به ۳ بعدی می باشد.

سایه دار و نورپردازی

سایه و نور هر دو باعث حقیقی تر شدن سه بعدی سازی می شوند. الگوریتم های سایه زنی متعددی وجود دارد که شامل flat shading, Gouroud shading, phong shading, که هر تکنیک شامل مزایا و معایب خاص خود می باشد. اگر چه از طریق سایه زنی (shading) ظاهر نهایی سطح شیء بعدی حاصل می شود اما نور پردازی (lighting) به ما کمک می کند تا شکل و ترکیب شیء را بشناسیم.

سیستم سه بعدی سازی تصاویر به طول کلی

۴ قسمت اصلی سیستم سه بعدی سازی تصویر شامل: ورودی، میز کار یا ایستگاه کاری، خروجی و کاربر می باشند. دستگاه ورودی می تواند شامل اسکنرهای CT و یا MR باشد. داده های جمع آوری شده به ایستگاه کاری فرستاده می شود که در واقع مرکز اصلی سیستم محسوب می گردد یک کامپیوتر قدرتمند می تواند مساحت تصاویر سه بعدی را به عنوان یک امکانپذیر سازد، که مراحل انجام شده در آن شامل پردازش، تجسم، محاسبه و تجزیه و تحلیل می باشد. پس از پروسه ذکر شده، نتیجه برای نمایش به سیستم خروجی منتقل می گردد. در نهایت کاربر می تواند بر سه جزء ورودی، پروسه و خروجی، بهره وری اثر گذاشته و پاسخ سیستم را به حد مطلوب برساند.

لینک‌های مفید

۱. <http://fa.wikipedia.org>
۲. http://www.noor-medical_maging.com
۳. <http://rad-shz-۸۸.persianblog.ir/post/۲۳۴>
۴. <http://ctscanghorve.blogfa.com/post-۶۳.aspx>
۵. <http://www.radiologyha.com/CT%۲۰SCAN.html>

خودآزمایی

- ۱- تاکنون با توجه به پیشرفتهای حاصل چند نسل از دستگاههای سی تی معرفی شده اند؟
- الف) ۳
ب) ۴
ج) ۵
د) ۷
- ۲- امروزه کدامیک از نسلهای دستگاه سی تی اسکن بیشتر برای پژوهش کاربرد دارند؟
- الف) نسل سوم
ب) نسل چهارم
ج) نسل هفتم
د) نسل پنجم
- ۳- سیستم سی تی معمولی و اسپیرال در اصول اساسی شبیه هم هستند، تنها تفاوت ایندو در نحوه چرخش مجموعه تیوب و آشکارساز (دکتور) نسبت به بیمار است.
- الف) صحیح
ب) غلط
- ۴- پرتو ایکس در سی تی معمولی با توجه به مقطعی بودن تابش، قبل از اولین اکسپوز برای چندین چرخش آماده و آند آن سرد می‌شود.
- الف) صحیح
ب) غلط
- ۵- ایجاد آرتیفکت پله ای در اسکن ۳ بعدی در سی تی اسکن معمولی به چه دلیلی است؟
- الف) عدم حرکت یکنواخت تخت
ب) عدم حرکت یکنواخت تیوب
ج) عدم یکنواختی فاز تنفسی
د) هیچکدام

پاسخنامه:

۱. د
۲. د
۳. الف
۴. ب
۵. ج

"پایان دوره آموزشی"