نقش تکنولوژیست سی‌تی ۵۶۱
سی‌تی سر و گردن و ستون فقرات ۵۶۷
اندیکاسیون‌ها ۵۷۲
موارد مصرف ۵۷۷
سوالات مروری ۵۸۴
منابع ۵۸۵
فصل ۱۸: کنترل کیفیت در دستگاه‌های سی‌تی اسکن ۵۸۶
چرا کنترل کیفیت؟ ۵۹۱
ارزیابی آرتیفکت ۵۹۷
سوالات مروری ۶۱۵
منابع ۶۱۶
پاسخ به سوالات مروری کتاب ۶۱۷
ضمیمه الف ۶۱۹
اسپیرال در مقابل هلیکال ۶۱۹
ضمیمه ب ۶۱۹
سی‌تی اسکن قلبند: ملاحظات ضروری تکنیکی ۶۱۹
منابع ۶۲۴

۱

توموگرافی کامپیوتری: مرورکلی

رئوس مطالب

مفاهیم پایه
بازسازی تصویر از پروجکشن‌ها
تکامل واژه‌ها
فرایندها
دریافت داده‌ها
بازسازی تصویر
نمایش تصویر، پردازش، ذخیره، ثبت و ارتباطات
سی‌تی اسکنرها چگونه کار می‌کنند؟
چشم‌اندازهای تاریخی
آزمایشات اولیه
تکمیل دستگاه
کاربردهای اسکن حجمی
سی‌تی فلورسکوپی
تصویربرداری سه‌بعدی و تجسم حجمی
سی‌تی آنژیوگرافی
سی‌تی آندوسکوپی: تصویربرداری واقعیت مجازی
تصویربرداری سی‌تی قلب
غربالگری سی‌تی
روندهای تکنولوژی اصلی
الگوریتم‌های بازسازی تکرار شونده
تکنولوژی آشکارسازها
بهینه‌سازی دز تابشی
تصویربرداری طیفی سی‌تی
محاسبات GPU در سی‌تی
داده‌های سی‌تی اسکن: خصوصیات تجهیزات سی‌تی
خصوصیات عملکردی
ملاحظات کیفیت تصویر
کیفیت عملکرد
پردازش دیجیتال تصویر
سوالات مروری

در پایان فصل باید قادر به توضیح موارد زیر باشید:

۱- ممانی واژه‌های زیر را بیان نمایید.
- توموگرافی محوری عرضی
- بازسازی تصویر از پروجکشن‌ها

۲- واژه‌های مترادف با سی‌تی را بیان نمایید.
۳- سه مرحله از مراحل سی‌تی اسکن را شرح دهید.
۴- اجزای اصلی یک دستگاه سی‌تی و چگونگی کار آن را توضیح دهید.
۵- پیشرفت‌های مهم در تاریخ سی‌تی شامل سهم هانسفیلد و کورمک را بیان نمایید.
۶- عناصر اصلی سیستم تصویربرداری دیجیتال را تعیین نمایید.
۷- کاربردهای عمده سی‌تی حجمی را بیان نمایید.
۸- روندهای اصلی در تکنولوژی سی‌تی را بیان نمایید.
۹- خصوصیات داده‌های سی‌تی را بیان نمایید.
۱۰- ممنای پردازش تصویر دیجیتال را بیان نمایید.

واژه‌های کلیدی برای یادآوری

آمریکیوم americium	گالتری	کنترل کیفی
توموگرافی کامپیوتری	نسل	نمایش تجسمی(Render)
دریافت داده‌ها	واحد پردازش گرافیک (GPU)	اسکن
سیستم تصویربرداری دیجیتال	سی‌تی با سرعت بالا	توموگرافی نشر تک فوتون (SPECT)
توصیفگرهای دز	اسکنر توموگرافی نشر پوزیترون (PET Scanner)	تصویربرداری طیفی سی‌تی
بهینه‌سازی دز		سی‌تی انتقالی
سی‌تی گسیلی	سی‌تی حجمی	توموگرافی محوری عرضی

تصویربرداری پزشکی، تغییرات قابل توجهی را در هر دو عرصه تکنولوژی و بالینی تجربه کرده است. نوآوری‌ها در بخش رادیولوژی به صورت روندی عادی موجودند و امروزه معرفی ایده‌های جدید، روش‌ها و اصلاحات در تکنولوژی‌های موجود به وضوح آشکار است. هدف از این پیشرفت‌ها، بهینه‌سازی پارامترهای تکنیکی آزمایشات از طریق فراهم کردن کیفیت تصویر قابل قبول در کاهش در تابش مورد نیاز مبتنی بر تفسیر تشخیصی و مهم‌تر از آن، فراهم‌آوری بهبود مدیریت مراقبت از بیمار است. توموگرافی کامپیوتری[1] (CT)، یکی از این نمونه پیشرفته است، به ویژه اینکه در تصویربرداری پزشکی به عنوان یک ابزار بنیادین پزشکی است. در این فصل مفهوم سی‌تی از طریق شرح مختصری از اصول اساسی و جنبه‌های تاریخی آن بحث می‌شود. علاوه بر آن تکامل سی‌تی از معرفی آن در دهه ۱۹۷۰ تا تکنولوژی امروز را با تاکید بر جنبه‌های فیزیکی و فنی تصویربرداری سی‌تی خلاصه می‌کند.

مفاهیم پایه

کلمه توموگرافی واژه جدیدی نیست. این واژه به دهه اول ۱۹۲۰، هنگامی که تعدادی از محققان روش‌هایی را به منظور تصویربرداری از یک لایه خاص و یا بخشی از بدن توسعه دادند، برمی‌گردد. در آن زمان، واژه‌هایی مانند "رادیوگرافی بخشی (از) بدن" و "چینه‌شناسی[2]" (از چینه، به معنی "لایه") برای توصیف تکنیک استفاده می‌شد. در سال ۱۹۳۵، گراسمن (Grassman) همان روش را تکمیل و آن را به‌عنوان توموگرافی (از tomos، به معنی "مقطع") نامید. توموگرام معمولی، تصویر بخشی از بیمار است که به موازات فیلم جهت‌دهی می‌شود.

[1] Computed Tomography
[2] Stratigraphy

در سال ۱۹۳۷، واتسون (Watson) تکنیک دیگری از روش توموگرافی را توسعه داد که در این روش، مقاطع به صورت عرضی (برش‌های عرضی) بودند. این روش توموگرافی به توموگرافی محوری عرضی نامیده شد. با این حال، این تصاویر فاقد جزئیات و وضوح کافی است که بتواند در رادیولوژی تشخیصی مفید بوده و در نتیجه مانع قبول این روش به عنوان یک ابزار بالینی شد.

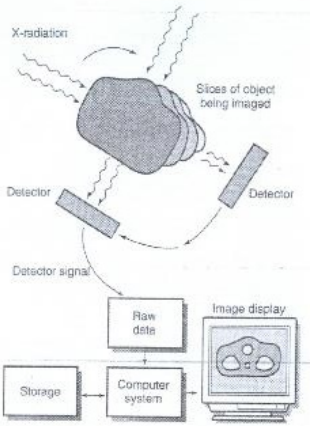
بازسازی تصویر از پروجکشن‌ها

سی‌تی با استفاده از ساختار ریاضی بازسازی تصویر از پروجکشن‌ها بر محدودیت‌های موجود در جزئیات و وضوح تصویر غلبه کرده و به ایجاد تصاویر دقیق، واضح و روشن از آناتومی مقاطع عرضی می‌پردازد. تا سال ۱۹۱۷ بازسازی تصویر از پروجکشن ریشه نظری داشت تا زمانی که رادون (Radon)، ریاضیدان اتریشی، آن را برای بازسازی و یا ساخت تصویری از شیء دوبعدی یا سه‌بعدی و از طریق تعداد زیادی پروجکشن از جهات مختلف شیء اثبات کرد. این روش در زمینه‌های گسترده‌ای از نجوم تا میکروسکوپ الکترونی استفاده شده است. به عنوان مثال، تصاویر نجومی که از خورشید گرفته شده و همچنین تصاویر میکروسکوپی که از ساختار مولکولی باکتری‌ها گرفته شده را می‌توان به کمک این روش بازسازی کرد. به طور مشابه، تصاویر بدن انسان را می‌توان با استفاده از تعداد زیادی پروجکشن از مکان‌های مختلف بازسازی کرد (شکل ۱-۱). به زبان ساده، تابش از طریق هر مقطع عرضی در یک مسیر خاص عبور کرده و بر روی یک آشکارساز که از طریق پردازش، سیگنالی را به کامپیوتر می‌فرستد، به تصویرتبدیل می‌شود. کامپیوتر تصاویر روشن و دقیقی از ساختار داخلی همان جسم ایجاد می‌کند.

یک تعریف کامل‌تر از این روش توسط هرمان (Herman) (۱۹۸۰) ارائه شد، وی بیان کرد که: "بازسازی تصویر از طریق یک پروجکشن‌ها، روند ایجاد یک تصویر

از توزیعی دوبعدی (معمولا برخی از ویژگی‌های فیزیکی) و از طریق برآورد انتگرال خطی آن و هم‌تراز با تعداد محدودی از خطوط مکان‌های مشخص می‌باشد". اسکنر سی‌تی از این فرایند برای ایجاد انواع تصاویر اعم از دوبعدی و سه‌بعدی به تصاویر واقعیت مجازی از آناتومی و یا بخشی از سیستم تحت مطالعه استفاده می‌کند.

بازسازی تصویر از پروجکشن‌ها در نهایت در دهه ۱۹۶۰ کاربرد عملی در حوزه پزشکی و به واسطه تحقیقات افرادی همانند الدندورف (Oldendorf)، کوهل (Kuhl) و ادواردز (Edwards)، کسانی که مسائلی را در پزشکی هسته‌ای بررسی کردند، یافت.



شکل ۱-۱: بازسازی تصویر از پروجکشن‌ها از مکان‌های متعدد. تابش از طریق هر قسمت یا سطح مقطع از همان جسم تصویربرداری شده است. این تابش روی یک آشکارساز که سیگنال‌ها را به کامپیوتری برای پردازش و تبدیل به تصویری که ساختار جسم را آشکار می‌کند.

در سال ۱۹۶۳، کورماک (Cormack) نیز تکنیک‌های بازسازی را در پزشکی هسته‌ای به کار گرفت و سرانجام در سال ۱۹۶۷، هانسفیلد (Hounsfield) برای اولین بار در جهان از تکنیک‌های بازسازی به منظور ایجاد سی‌تی اسکنر بالینی در تصویربرداری از مغز استفاده نمود (شکل ۱-۲).

این مطالعات به دو نوع دستگاه سی‌تی: یکی دستگاه سی‌تی گسیلی[1]، که در آن منبع تشعشع در داخل بیمار (همانند پزشکی هسته‌ای) قرار می‌گیرد و دیگری سی‌تی انتقالی[2] که در آن منبع تشعشع در محیط بیرون از بیمار (همانند تصویربرداری اشعه‌ایکس) می‌باشد، منجر می‌شود. هر دو شامل بازسازی تصویر می‌شود. بازسازی تصویر هم در سونوگرافی تشخیصی پزشکی و هم در تصویربرداری تشدید مغناطیسی[3] (MRI) استفاده می‌شود. این کتاب تنها اصول ابتدایی و تکنولوژی اشعه‌ایکس سی‌تی انتقالی را بیان می‌کند.

تکامل واژه‌ها

هانسفیلد روشی را ابداع نمود که در آن تغییرات اساسی را در پزشکی و رادیولوژی تشخیصی به وجود آورده است. وی روش خود را روش مقطع نگاری محوری عرضی با استفاده از کامپیوتر (توموگرافی) نامید و برای اولین بار در سال ۱۹۷۳ توضیحاتش را در مورد این سیستم در مجله انگلیسی رادیولوژی منتشر کرد. از آن زمان تاکنون واژه‌های دیگری در همان نوشته‌ها تکرار شده است. واژه‌هایی همانند: "توموگرافی محوری عرضی کامپیوتری[4]"، "توموگرافی دستیار کامپیوتر یا توموگرافی محوری کامپیوتری[5]"، "توموگرافی بازسازی انتقال محوری

[1] Emission CT
[2] Transmission CT
[3] Magnetic Resonance Imaging
[4] Computerized Transverse Axial Tomography
[5] Computer-Assisted Tomography or Computerized Axial Tomography

کامپیوتری[1]" و " توموگرافی ترمیمی[2]" که زیاد رایج نبودند. در این مدت توموگرافی کامپیوتری توسط انجمن رادیولوژی آمریکای شمالی[3] (RSNA) در مجله اصلی انجمن به نام رادیولوژی ثبت شد. علاوه بر آن، مجله آمریکایی پرتوشناسی این واژه را پذیرفت. در حال حاضر این واژه، پذیرش عام در جامعه رادیولوژی یافته است. در این کتاب از اصطلاح توموگرافی کامپیوتری و مخفف آن، سی‌تی استفاده می‌گردد.

فرایندها

تشکیل تصاویر سی‌تی توسط یک سی‌تی اسکنر شامل سه مرحله می‌باشد: دریافت داده‌ها؛ بازسازی و نمایش تصویر، تصویر پس پردازش، ذخیره‌سازی تصویر و ارتباطات تصویری (شکل۱-۳). ارتباطات تصویر و ذخیره‌سازی تصاویر سی‌تی توابعی از بایگانی و سیستم ارتباطی تصویر[4] (PACS) هستند.

شکل ۱-۲: مدل نسل اول یک سی‌تی اسکنر سر. (کورت سی سورن امی، نتدن، ایالت متحدهٔ آمریکا)

[1] Computerized Transaxial Transmission Reconstructive Tomography

[2] Reconstructive Tomography

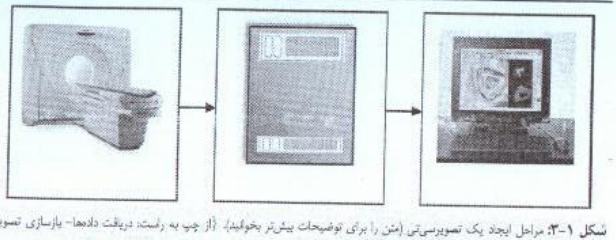
[3] Radiological Society of North America

[4] Picture Archiving and Communication System

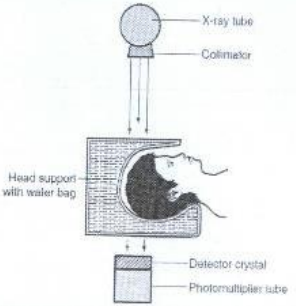
دریافت داده‌ها

عبارت دریافت داده‌ها به مجموعه‌ای از اندازه‌گیری‌های انتقالی اشعه‌ایکس از بیمار گفته می‌شود. اشعه‌ایکس به طور کامل از بیمار عبور کرده و بر روی آشکارسازهای ویژه الکترونیکی که مقادیر انتقال یا مقادیر تضعیف را اندازه‌گیری می‌کنند، ثبت می‌گردند. اندازه‌گیری‌های داده‌های انتقالی باید به اندازه‌ای باشد تا شرایط لازم برای روند بازسازی و ثبت تصویر کافی باشد. اولین سی‌تی اسکنر مغز از سیستم دریافت داده‌ها که در آن تیوب اشعه‌ایکس و آشکارسازها در یک خط مستقیم حرکت کرده و یا در طول سر بیمار به‌صورت انتقالی حرکت می‌کند، مقادیر اشعه‌ایکس عبوری را در حین حرکت از چپ به راست جمع‌آوری می‌کنند (شکل ۱-۴). سپس تیوب اشعه‌ایکس و آشکارساز یک درجه می‌چرخند و این بار از راست به چپ دومرتبه در کل سر بیمار شروع به حرکت می‌کند. این فرایند انتقال- چرخش- توقف- چرخش، فرآیند اسکن نام دارد و بیش از ۱۸۰ بار تکرار می‌شود.

مشکل اساسی این روش جمع‌آوری داده‌ها این است که زمان زیادی برای به دست آوردن اطلاعات کافی به منظور بازسازی تصویر لازم است. پس از آن، طرح‌های کارآمدتری برای اسکن بیمار معرفی شدند (فصل ۴ را ببینید). این طرح‌ها شامل چرخش تیوب اشعه‌ایکس و آشکارسازهایی است که به طور مداوم همان طور که بیمار حرکت می‌کند، عمل اسکن کردن را هم انجام می‌دهند. در این فرآیند، یک حجم بافت به جای یک تک بافت اسکن شده که این از مشخصه‌های سی‌تی اسکنرهای اولیه بود. در حال حاضر دریافت تصویر یک حجم بافت در طول اسکن را اسکن حجمی می‌نامند. این روش اسکن کردن چرخش مداوم تیوب اشعه‌ایکس و آشکارسازها، همزمان با حرکت بیمار منجر به طی یک مسیر مارپیچی- حلزونی به وسیله پرتو اشعه‌ایکس می‌شود. هدف از اسکن حجمی نه تنها بهبود



شکل ۱-۳: مراحل ایجاد یک تصویرسی‌تی (متن را برای توضیحات بیش‌تر بخوانید). (از چپ به راست: دریافت داده‌ها- بازسازی تصویر- نمایش تصویر، تصویر پس پردازش، ذخیره‌سازی تصویر و ارتباطات).



شکل ۱-۴: طرح جمع‌آوری داده‌ها در اولین سی‌تی اسکن مغز (از بالا به پایین: تیوب اشعه‌ایکس- کولیماتور- محفظه سر با کیسه آب- کریستال آشکارسازی- تیوب فوتومولتی پلایر)

حجم سرعت پوشش، بلکه ابزارهای جدیدی را به منظور کاربردهای بالینی ارائه می‌دهد. دریافت داده‌ها شامل تبدیل سیگنال‌های الکتریکی حاصله از آشکارسازهای الکترونیکی به داده‌های دیجیتالی است که کامپیوتر می‌تواند برای پردازش تصویر از آن استفاده کند.

بازسازی تصویر

پس از آنکه مقدار کافی از اشعه‌های عبوری توسط آشکارسازها جمع‌آوری شد، برای پردازش به کامپیوتر فرستاده می‌شوند. کامپیوتر از روش‌های ریاضیات خاصی برای بازسازی تصویر سی‌تی در مراحل محدودی به نام الگوریتم‌های بازسازی تصویر (فصل ۵ و ۶ را ببینید) استفاده می‌کند. برای مثال، هانسفیلد از الگوریتم بازسازی تصویر که روش بازسازی جبری نامیده می‌شود و به منظور توسعه اولین سی‌تی اسکنر استفاده نمود. این روش متعلق به دسته‌ای از الگوریتم‌هاست که الگوریتم‌های بازسازی تکرار شونده نامیده می‌شوند. الگوریتم‌های بازسازی تحلیلی نیز برای اسکنرهای سی‌تی حجمی حلزونی- مارپیچ توسعه یافته‌اند. این الگوریتم‌ها شامل یک پروجکشن پرتو پهن فیلتر شده و الگوریتم‌های برون‌یابی، همانند الگوریتم‌های بازسازی پرتو مخروطی می‌باشند. امروزه، تمام سی‌تی اسکنرهای جدید از الگوریتم‌های بازسازی تکرار شونده استفاده می‌کنند. این الگوریتم‌ها در فصل ۶ شرح داده شده‌اند.

کامپیوتر، مرکز فرآیند سی‌تی است. به‌طور کلی، کامپیوتر شامل یک مینی کامپیوتر و ریزپردازنده مرتبط برای انجام وظایف ویژه می‌باشد. در برخی ازسی‌تی اسکنرها، آرایه پردازنده‌ها، محاسبات را با سرعت بالا انجام می‌دهند و ریز پردازنده‌های خاص عملیات پردازش تصویر را اجرا می‌کنند. نحوه عملکرد این کامپیوترها به طور خلاصه در فصل ۷ شرح داده شده‌اند.

نمایش تصویر، پردازش، ذخیره‌سازی، ثبت و ارتباطات

پس از اینکه کامپیوتر روند بازسازی تصویر را انجام داد، تصویر بازسازی شده را می‌توان نمایش داد و سپس برای مشاهده، تحلیل و بررسی بعدی ثبت و ذخیره کرد. تصویر معمولا در یک تیوب تیوب اشعه کاتدی نمایش داده می‌شود، گرچه دیگر تکنولوژی‌های نمایش کنونی همانند، تکنولوژی صفحه نمایش لمسی برای اسکن و کنترل در برخی اسکنرها استفاده می‌شود. با این حال، تیوب اشعه کاتدی بهترین سیستم برای نمایش تصاویر سیاه و سفید است، هر چند در حال حاضر LCD ها نیز استفاده می‌شوند.

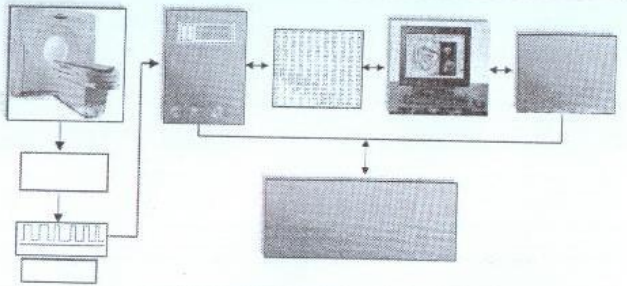
مانیتور صفحه نمایش نصب شده بر روی میز کنترل به تکنولوژیست (اپراتور دستگاه) و رادیولوژیست اجازه دستکاری، ذخیره و ثبت تصاویر را می‌دهد. دستکاری و یا پردازش تصویر دیجیتال (فصل ۲ را ببینید)، همان طور که توسط برخی نویسندگان نیز آورده شده است، در سی‌تی به صورت گسترده استفاده شده و بسیاری از بسته‌های نرم‌افزاری کامپیوتری نیز هم اکنون در دسترس هستند. تصاویر را می‌توان اصلاح و از طریق آن، تصویر پس پردازشی را برای تفسیر تشخیصی مفید ایجاد کرد. به عنوان مثال، تصاویر محوری عرضی را می‌توان به مقاطع کرونال، ساجیتال و پاراکسیال تبدیل نمود. علاوه بر این می‌توان تصاویر را تحت سایر عملیات پردازش تصویر همانند صاف‌کردن تصویر[1]، افزایش لبه[2]، طیف خاکستری[3] و پردازش سه‌بعدی تصویر قرار داد.

تصاویر را می‌توان ثبت و پس از آن به فرم‌های مختلفی بازیابی نمود. در گذشته، تصاویر را بر روی فیلم اشعه‌ایکس ثبت می‌کردند زیرا مقیاس خاکستری گسترده‌تری در مقایسه با فیلم‌های فوری داشتند. چنین ثبتی توسط دوربین‌های فیلم‌برداری چند منظوره کامل شده است، اگرچه دوربین‌های لیزری در حال حاضر در بخش‌های رادیولوژی رایج می‌باشند. نکته قابل توجه این است که ثبت به صورت فیلم منسوخ شده است.

تصاویر سی‌تی اسکن را می‌توان روی نوار مغناطیسی و دیسک‌های مغناطیسی ذخیره کرد. اخیرا فناوری ذخیره‌سازی نوری، یک نسل جدیدی را به منظور ذخیره‌سازی اطلاعات سی‌تی اسکنرها اضافه کرده است. در ذخیره‌سازی اپتیکی، داده‌های ذخیره شده به وسیله نوری همانند یک پرتو لیزر خوانده می‌شوند. این حالت ذخیره‌سازی را ذخیره‌سازی لیزری می‌نامند. وسایل ذخیره‌سازی اپتیکی حداقل شامل سه نمونه هستند: دیسک، نوار و کارت (فصل ۷ را ببینید).

در سی‌تی، ارتباطات به انتقال الکترونیکی داده‌های متنی و تصاویر از سی‌تی اسکنر به سیستم‌های دیگر همانند پرینترهای لیزری؛ ایستگاه‌های کاری تشخیصی؛ مانیتور تشخیصی در بخش رادیولوژی، بخش مراقبت‌های ویژه، اتاق‌های عمل بیمارستان و کامپیوترهای خارج از بیمارستان ارجاع داده می‌شود. ارتباطات الکترونیکی در سی‌تی نیازمند یک پروتکل استانداردی است که اتصالات (شبکه) را بین قسمت‌های مختلف (همانند سی‌تی، MRI، رادیوگرافی دیجیتال و فلوروسکوپی) و تجهیزات چند منظوره را آسان می‌کند. روش استاندارد برای این منظور، تصویربرداری دیجیتال و ارتباطات استاندارد در پزشکی توسط کالج رادیولوژی آمریکا[4] (ACR) و انجمن ملی سازندگان الکترونیک[5] است. بخش‌های سی‌تی در حال حاضر در یک محیط PACS عمل می‌کنند تا انتقال داده‌ها و تصاویر سی‌تی در میان دستگاه‌ها و مردم نه تنها در بخش رادیوگرافی بلکه در سراسر بیمارستان به کار

[1] Image Smoothing
[2] Edge Enhancement
[3] Grayscale Manipulation
[4] American College of Radiology
[5] National Electrical Manufacturers Association



شکل ۱-۵: نمایش اجزای اصلی یک سی‌تی اسکنر. اجزای ارتباط داده‌ها نمایش داده نشده‌اند(از چپ بالا به راست پایین:CT گانتری و میز بیمار- تضعیف اندازه‌گیری‌ها- داده عددی؛ کامپیوتر سی‌تی- تصویر سی‌تی عددی (اعداد:CT)- نمایش تصویر- ارتباطات الکترونیکی(PACS)- کنسول سی‌تی)

گرفته شود. علاوه بر این، PACS به یک سیستم اطلاعات رادیولوژی متصل است، این سیستم رادیولوژی به نوبه خود به سیستم اطلاعات بیمارستانی متصل است (شبکه و PACS در فصل ۷ شرح داده شد).

سی‌تی اسکنرها چگونه کار می‌کنند؟

به منظور درک بهتر از تجربیات اولیه و تکنولوژی امروزی، کارشناس تکنولوژی باید با روشی که یک سی‌تی اسکن کار می‌کند (شکل ۱-۵) آشنا باشد. کارشناس تکنولوژی ابتدا اسکنر را روشن کرده و با انجام تستی سریع، اطمینان حاصل می‌کند که اسکنر در شرایط خوبی قرار دارد. بیمار در محل باز اسکنر، با موقعیت مناسبی که برای آزمایش مورد نیاز است، قرار می‌گیرد. تکنولوژیست فاکتورهای تکنیکی که در میز کنترل قرار دارد را تنظیم می‌کند. اسکن را اکنون می‌توان شروع نمود.

هنگامی که اشعه‌ایکس کاملا از بیمار عبور می‌کند، تضعیف شده و توسط آشکارسازها اندازه‌گیری می‌شوند. تیوب اشعه‌ایکس و آشکارسازها درون گانتری اسکنر قرار دارد و در طول اسکن حول بیمار می‌چرخند. آشکارسازها، فوتون‌های اشعه‌ایکس (داده‌های تضعیف) را به سیگنال‌های الکتریکی یا سیگنال‌های آنالوگ تبدیل می‌کنند. این سیگنال‌ها به نوبه خود باید به داده‌های دیجیتالی (عددی) به عنوان ورودی به کامپیوتر وارد شوند. سپس کامپیوتر فرایند بازسازی تصویر را انجام می‌دهد، تصویر بازسازی به شکل عددی است و باید به سیگنال‌های الکتریکی برای تکنولوژیست و به منظور مشاهده روی یک مانیتور تلویزیون تبدیل شود. سپس این تصاویر و داده‌های مرتبط، به PACS فرستاده می‌شوند. PACS جایی است که یک رادیولوژیست می‌تواند آن‌ها را بازیابی و تفسیر نماید.

چشم اندازهای تاریخی

آزمایشات اولیه

ابداع سی‌تی اسکن، علم رادیولوژی را متحول کرد. سی‌تی از آن جهت بسیار قابل توجه است که در بسیاری از موارد

افزایش چشمگیری در اطلاعات تشخیصی در مقایسه با (اطلاعات) اخذ شده توسط روش‌های معمول اشعه‌ایکس به دست می‌آورد. این ابداع فوق‌العاده از طریق کار چند نفر، به ویژه گادفری نیوبلد هانسفیلد (Godfrey Newbold Hounsfield) و آلن مک لود کورماک (AllanMacleod Cormack) ساخته شده است (بیتس و همکاران، ۲۰۱۲؛ بکمن، ۲۰۰۶).

گادفری نیوبُلد هانسفیلد

هانسفیلد (شکل ۱-۶) در سال ۱۹۱۹ در ناتینگهام‌شیر انگلستان متولد شد. او در الکترونیک و مهندسی برق و مکانیک تحصیل کرد. در سال ۱۹۵۱، هانسفیلد به کارکنان EMI (در حال حاضر EMI: سازنده ضبط وسایل الکترونیکی و ثبت بیتلز تحت عنوان EMI) در میدلسکس (Middlesex)، جایی که وی کار بر روی سیستم‌های رادار و سپس تکنولوژی کامپیوتر را شروع کرد، پیوست. تحقیقاتش پیرامون کامپیوترها منجر به اختراع EMIDEC 1100 شد و اولین کامپیوتر حرفه‌ای کاملا ترانزیستوری در بریتانیا را ساخت. برای شرح مختصر و جالبی در مورد رابطه بین EMI و بیتلز، بهتر است به کتابی تحت عنوان بینایی اشعه‌ایکس- تکامل تصویربرداری پزشکی و اهمیت انسانی آن نوشته گاندرمن (Gunderman) (۲۰۱۳) مراجعه نمایید.

در سال ۱۹۶۷، هانسفیلد، در رابطه با تشخیص انگو و روش‌های بازسازی با استفاده از کامپیوتر تحقیق کرد. (در پردازش تصویر، مشاهده‌گر در روش تشخیص انگو به منظور شناسایی و توصیف، ویژگی‌های مختلف ارائه شده در یک تصویر یا یک سیگنال را طبقه‌بندی می‌کند.) وی از این کار نتیجه گرفت که اگر یک پرتو اشعه‌ایکس از طریق یک شی از همه جهت‌ها عبور کند و اندازه‌گیری‌ها از همه اشعه‌های ایکس عبوری انجام گیرد، می‌توان اطلاعاتی در مورد ساختارهای داخلی بدن به دست آورد. این اطلاعات را می‌توان در قالب تصاویر سه‌بعدی برای رادیونوژیست به نمایش درآورد.

با تشویق وزارت بهداشت، درمان و تامین اجتماعی بریتانیا، یک دستگاه آزمایشی به منظور بررسی امکان بالینی از همین روش (شکل ۱-۷) ساخته شد. تابش مورد استفاده از یک منبع آمریکیوم[1] گاما جفت شده با یک آشکارساز کریستال بود. از آنجا که تابش خروجی کم است، این دستگاه در زمان حدود ۹ روز شی مورد نظر را اسکن می‌کند. این کامپیوتر ۲/۵ ساعت نیاز دارد تا ۲۸۰۰۰ اندازه‌گیری که توسط آشکارساز جمع شده‌اند را پردازش کند. از آنجا که این روش بیش از حد طولانی بود، اصلاحات مختلف ایجاد و چشمه اشعه گاما را جایگزین تیوب اشعه‌ایکس قدرتمند نمودند. نتایج این آزمایشات، دقیق‌تر بود، اما ایجاد تصویر یک روز طول می‌کشید (هانسفیلد ۱۹۸۰).

برای ارزیابی بهره این دستگاه، دکتر جیمز آمبروز (Games Ambrose)، رادیونوژیستی در بیمارستان اتکینسون- مورلی(Atkinson Morley)، این آزمایشات را ادامه داد. هانسفیلد و آمبروز با یکدیگر نظریه‌هایی درمورد نمونه‌ای از مغز انسان به دست آوردند. این بافته‌ها به وضوح نشان می‌دهد که بافت ماده خاکستری و سفید متفاوت بود و آزمایشات کنترل شده‌ای را نیز با مغزهای تازه از گوساله وحشی انجام دادند و جزئیاتی همانند بطن‌ها و غده صنوبری را نشان دادند.

1. Americium

شکل ۱-۶: مخترع توموگرافی کامپیوتری بالینی دکتر گادفری هانسفیلد. (عکس آزمایشگاه Thorn EMI، لندن، انگلستان.)

شکل ۱-۷: تخت اسکنر اصلی که در آزمایشات سی‌تی اولیه توسط هانسفیلد استفاده شد. (آزمایشگاه Thorn EMI، لندن، ایالت متحده انگلیس.)

آزمایشات با بخش‌های از کلیه خوک نیز انجام شد. در سال ۱۹۷۱ اولین نمونه سی‌تی اسکنر بالینی مغز (EMI علامت‌گذاری به‌عنوان ۱) در بیمارستان اتکینسون- مورلی مقرر و مطالعات بالینی تحت نظر دکتر آمبروز انجام گرفت. زمان پردازش تصویر به حدود ۲۰ دقیقه کاهش یافت. پس از آن، با متدمه‌ای از مینی‌کامپیوترها، زمان پردازش به ۴/۵ دقیقه کاهش می‌یابد.

در سال ۱۹۷۲ اولین بیمار توسط این دستگاه اسکن شد. بیمار زنی با ضایعه مشکوک مغز بود و تصویر به وضوح جزئیات کیستی دایره‌ای تاریک در مغز را نشان می‌داد. از آن زمان به بعد تعداد بیش‌تر بیماران اسکن شدند و توانایی دستگاه برای تشخیص تفاوت بین بافت نرمال و بیمار آشکار شد (هانسفیلد، ۱۹۸۰).

تحقیقات دکتر هانسفیلد منجر به پیشرفت سی‌تی اسکنر بالینی مفیدی برای تصویربرداری از مغز شد. برای این کار، در سال ۱۹۷۲هانسفیلد جایزه مک رابرت (Mc Robert) را گرفت (جایزه‌ای شبیه به جایزه نوبل در رشته مهندسی). در طی همان سال، او همکار انجمن سلطنتی شد و پس از آن جایزه لاسکر (Lasker) در ایالات متحده به او اعطا شد و در سال ۱۹۷۷، دکتر هانسفیلد به‌عنوان فرمانده امپراتوری بریتانیا منصوب گردید. در سال ۱۹۷۹، هانسفیلد جایزه نوبل در پزشکی و فیزیولوژی را با آلن مک لود کورماک، استاد فیزیک دانشگاه تافتس در مدفورد (Tufts University in Medford)، ماساچوست (Massachusetts) برای کمکی که آنها در پیشرفت سی‌تی کرده بودند، تقسیم کردند. شکل ۱-۸ برگه فرستاده شده به همان نویسنده از طرف دکتر هانسفیلد در پاسخ به چند سوال نشان می‌دهد. پس از دریافت این جایزه معتبر، او از سوی ملکه الیزابت، شوالیه و همکار افتخاری آکادمی سلطنتی مهندسی شد. دکتر هانسفیلد در تاریخ ۱۲ اوت ۲۰۰۴ در سن ۸۴ سالگی در گذشت (ایشروود، ۲۰۰۴). با توسعه اولین عمل اسکن، دکتر هانسفیلد حوزه جدیدی برای کارشناسان تکنولوژی،

رادیولوژیست‌ها، فیزیکدانان پزشکی، مهندسان و دیگر دانشمندان مرتبط باز کرد.

برای دریافت جزئیات بیش‌تر از پیشگامی کار هانسفیلد، خواننده علاقه‌مند بهتر است به کتاب "گادفری هانسفیلد: پدید آورنده سی‌تی" مراجعه کند که توسط استیفن بیتز، لیز بیکمن، ادریان توماس و ریچارد واتم (۲۰۱۲)، کسانی که دوستان هانسفیلد بودند و به همراه او در EMI کار می‌کردند نوشته شده است. این کتاب شرحی از زندگی هانسفیلد، کار، جایزه‌ها و مقالات وی است.

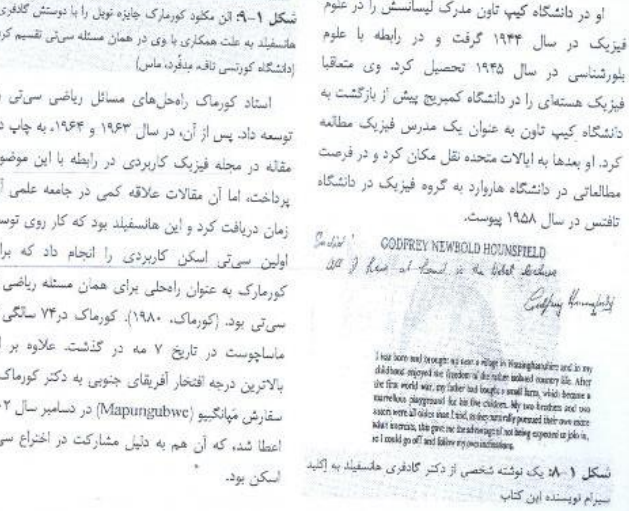
الن مکلود کورمارک

الن مکلود کورمارک (شکل ۱-۹) در ژوهانسبورگ (Johannesburg) آفریقای جنوبی، در سال ۱۹۲۴ متولد شد.

او در دانشگاه کیپ تاون مدرک لیسانسش را در علوم فیزیک در سال ۱۹۴۴ گرفت و در رابطه با علوم بلورشناسی در سال ۱۹۴۵ تحصیل کرد. وی متعاقبا فیزیک هسته‌ای را در دانشگاه کمبریج پیش از بازگشت به دانشگاه کیپ تاون به عنوان یک مدرس فیزیک مطالعه کرد. او بعدها به ایالات متحده نقل مکان کرد و در فرصت مطالعاتی در دانشگاه هاروارد به گروه فیزیک در دانشگاه تافتس در سال ۱۹۵۸ پیوست.

شکل ۱-۹: الن مکلود کورمارک جایزه نوبل را با دوستش گادفری هانسفیلد به علت همکاری با وی در همان مسئله سی‌تی تقسیم کرد (دانشگاه کورنسی تافه، مدفورد، ماس)

استاد کورماک راه‌حل‌های مسائل ریاضی سی‌تی را توسعه داد. پس از آن، در سال ۱۹۶۳ و ۱۹۶۴، به چاپ دو مقاله در مجله فیزیک کاربردی در رابطه با این موضوع پرداخت، اما آن مقالات علاقه کمی در جامعه علمی آن زمان دریافت کرد و این هانسفیلد بود که کار روی توسعه اولین سی‌تی اسکن کاربردی را انجام داد که برای کورمارک به عنوان راه‌حلی برای همان مسئله ریاضی در سی‌تی بود. (کورماک، ۱۹۸۰). کورماک در۷۴ سالگی در ماساچوست در تاریخ ۷ مه در گذشت. علاوه بر این بالاترین درجه افتخار آفریقای جنوبی به دکتر کورماک به سفارش مَپانگیبو (Mapungubwe) در دسامبر سال ۲۰۰۲ اعطا شد، که آن هم به دلیل مشارکت در اختراع سی‌تی اسکن بود.



GODFREY NEWBOLD HOUNSFIELD

I was born and brought up on a village in Nottinghamshire and in my childhood enjoyed the freedom of the rather isolated country life. After the first world war, my father had bought a small farm, which became a marvellous playground for his five children. My two brothers and two sisters were all older than I and, as they naturally pursued their own entertainments, the great me the disadvantage of not being expected to join in, so I could go off and follow my own inclinations.

شکل ۱-۸: یک نوشته شخصی از دکتر گادفری هانسفیلد به اکنید سیرام نویسنده این کتاب

شکل ۱-۱۰: دکتر رابرت لدلی اولین سی‌تی اسکن تمام بدن را انجام داد، به طور خودکار سی‌تی اسکنر محوری عرضی محاسبه شده است (انحصاری رابرت لادلی، واشنگتن، دی. سی)

پیشرفت سی‌تی

ده سال اول

بین سال‌های ۱۹۷۳ و ۱۹۸۳ تعداد واحدهای سی‌تی نصب شده در سراسر جهان به طور چشمگیری افزایش یافت. شاید اولین پیشرفت فنی قابل توجه در سال ۱۹۷۴ زمانی بود که دکتر رابرت لدلی (Robert Ledley) (شکل ۱-۱۰)، استاد رادیولوژی، فیزیولوژی و بیوفیزیک در دانشگاه جورج تاون، اولین بار اسکنر سی‌تی کل بدن را ساخت (اسکنر EMI هانسفیلد فقط سر را اسکن می‌کند).

دکتر لدلی با دکترای جراحی دندان از دانشگاه نیویورک در سال ۱۹۴۸ فارغ‌التحصیل شد و در سال ۱۹۴۹ مدرک کارشناسی ارشد در رشته فیزیک نظری از دانشگاه کلمبیا را گرفت. وی بیش از ۶۰ اختراع در ابزار پزشکی ثبت کرده و چندین کتاب در استفاده از کامپیوتر در ریاضیات و پزشکی نوشته است. در سال ۱۹۹۰، دکتر لدلی به سالن مخترعان ملی مشاهیر برای اختراع خودکار محاسبه عرضی اسکنر محوری سی‌تی وارد شد. در سال ۱۹۹۷، دکتر لدلی برنده مدال ملی تکنولوژی افتخاری توسط رئیس جمهور ایالات متحده به دلیل سهم برجسته وی در علم و فناوری اعطا شد (لدلی، ۱۹۹۹). او همچنین به عنوان رئیس دانشگاه بنیاد ملی تحقیقات منصوب شد و تا سال ۲۰۱۲ خدمت کرد. تصویب این آثار، پیشگام با معرفی سه نسل (یک اصطلاح مورد استفاده برای اشاره به روش اسکن) از سی‌تی اسکنرها بود. در سال ۱۹۷۴ یک سیستم سی‌تی نسل چهارم (شکل ۱-۱۱) توسعه داده شد.

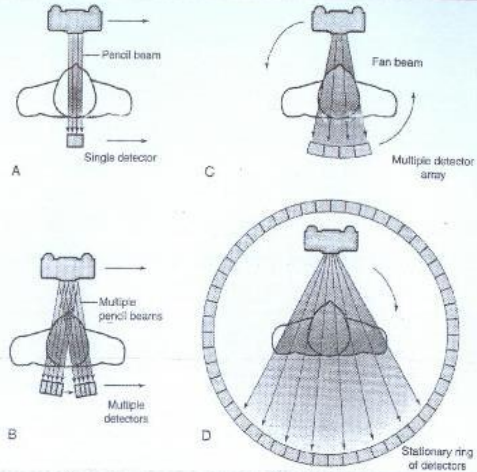
یک کامپیوتر با توانایی انجام توابع چندگانه، هسته اصلی سیستم سی‌تی است. کامپیوتر سی‌تی در طول زمان دستخوش تغییراتی قرار گرفته است (فصل ۷ را ببینید). کیفیت تصویر یکی دیگر از پیشرفت‌های قابل توجه توسعه تکنولوژی است. اگرچه تصاویر اولیه پله مانند به نظر می‌رسید، تصاویر به دست آمده بعدی بهبود قابل ملاحظه‌ای داشتند (شکل ۱-۱۲). بهبود کیفیت تصویر، بهبود دقت فضایی، کاهش زمان اسکن، افزایش قدرت تفکیک دانسیته و تغییرات تیوب اشعه‌ایکس به منظور افزایش ظرفیت بار مورد نیاز برای اسکن کل بدن را دربر می‌گیرد. به عنوان مثال، در سال ۱۹۷۲ اندازه ماتریس ۸۰ × ۸۰ بود و در سال ۱۹۹۳، به ۱۰۲۴ × ۱۰۲۴ رسانده شد. علاوه بر این، قدرت تفکیک مکانی و زمانی اسکن در سال ۱۹۷۲ به سه جفت خط در هر سانتی‌متر (lp/cm) و ۵ دقیقه، به ترتیب در مقایسه با ۱۵ جفت خط در هر سانتی‌متر و ۱ ثانیه در سال ۱۹۹۳ گزارش شده بود (کالندر، ۱۹۹۳). افزایش ظرفیت بار در اسکنر آن را به انجام آزمایشات سی‌تی متحرک که یک سری تصویر سریع متوالی می‌گیرد، قادر می‌سازد. مدل بعدی سی‌تی اسکنر می‌تواند در حالت‌های مختلف مانند مد موضعی پیش اسکن[1] که یک اسکن تخمین از منطقه مورد نظر انجام دهد. تبدیل سریع تصویر آنژیال به مقاطع کرونال، ساجیتال و مورب را نیز امکانپذیر می‌کند.

سی‌تی اسکنر با سرعت بالا

در سال ۱۹۷۵، اولین سی‌تی اسکنر با سرعت بالا و با قابلیت بازسازی فضایی دینامیک[2] (DSR) در واحد

[1] Prescan Localization Mode

[2] Dynamic Spatial Reconstructor

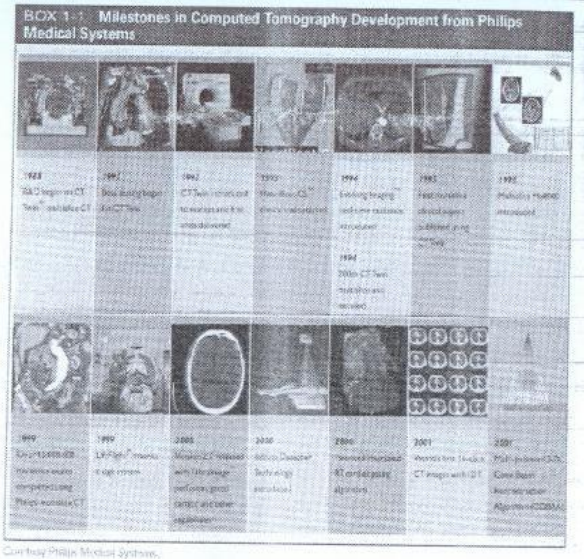


شکل ۱-۱۱: چهار روش یا سیستم اسکن، A: نسل اولیه، B: نسل دوم، C: نسل سوم، D: نسل چهارم

بیودینامیک کلینیک مایو نصب شد. هدف از این DSR، اسکن اجزا یا اسکن حجمی دینامیک برای تصویربرداری از ارگان‌های متحرک بدن و جنبه‌های عملکردی سیستم قلبی و عروقی و ریوی با قدرت تفکیک زمانی بالا و همچنین تصویربرداری از جزئیات آناتومی بود (ریثمن و همکاران، ۱۹۹۱؛ راب و مورن، ۱۹۹۱). تحقیقات بر روی این دستگاه از آن زمان تاکنون متوقف شده است. در اواسط دهه ۱۹۸۰، یکی دیگر ازسی‌تی اسکنرهای با سرعت بالا که از تکنولوژی پرتوی الکترونی استفاده می‌کند، معرفی شد. این سی‌تی اسکنرها نتیجه کار دکتر داگلاس بوید (Douglas Boyd) و همکارانش در اواخر دهه ۱۹۷۰در دانشگاه کالیفرنیای سان فرانسیسکو بود. این اسکنرها به منظور تصویربرداری از سیستم قلبی عروقی و بدون آرتیفکت حرکتی اختراع شد. در آن زمان این سی‌تی اسکنرها را اسکنرهای قلبی و عروقی می‌نامیدند. پس از آن این اسکنر توسط شرکت پزشکی زیمنس تکامل و عرضه بازار شد. این اسکنرهای تکامل یافته بعدها با نام اسکنر پرتوی الکترونی[1] (EBCT) شناخته می‌شد.

شکل ۱-۱۲: تصاویر سی‌تی اولیه (تصویر سمت چپ) با تصاویری که به وسیله سی‌تی اسکنرهای جدید(تصویر سمت راست) ایجاد شده‌اند، مقایسه شده است. تفاوت کیفیت تصویر واضح است. (از شوبرز، جی.، و کیرچچورچ، ام.(۱۹۹۵)، محیط الکتریکی، ۶۳، ۲-۷)

[1] Electron Beam CT



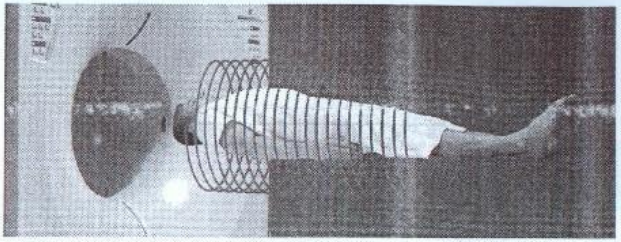
Courtesy Philips Medical Systems.

تفاوت آشکار بین اسکنر EBCT و سی‌تی معمولی، عدم وجود اعضای متحرک است. در آن زمان با استفاده از اسکنر EBCT می‌توانستیم به تصاویر چندبعدی در کم‌تر از ۵۰ و ۱۰۰ میلی ثانیه دسترسی داشته باشیم.

سازمان غذا و داروی آمریکا[1](FDA) مجوز اسکنر EBCT را در سال۱۹۸۳ صادر نمود. از سال ۲۰۰۷، اسکنر EBCT توسط جنرال الکتریک (GE) تحت نام ای- اسپید (e-Speed) به بازار عرضه شد و در حال حاضر ویژگی‌های فناوری خاصی دارد که در تصویربرداری از قلب نقش مهمی را ایفا می‌کند. در اکتبر سال ۲۰۰۲، سی‌تی اسکنر ای- اسپید اجازه ترخیص کالا از گمرک FDA را دریافت و اکنون قادر است علاوه بر وضوح زمانی در حد ۳۳میلی‌ثانیه، ۵۰ میلی‌ثانیه و ۱۰۰ میلی‌ثانیه، همچنین می‌تواند تصاویر را تا ۳۰ فریم در ثانیه ایجاد کند (تجهیزات پزشکی GE، ۲۰۰۷).

از آنجا که نزدیک ۲۰ شرکت تولیدکننده، سی‌تی اسکنرها را بین سال‌های ۱۹۷۳ و ۱۹۸۳ ساختند، تحولات منحصر به فردی ویژه‌ای نیز ارائه شد. تکامل سی‌تی تا بعد از سال ۱۹۸۳ ادامه داشت و این موجب رقابت ده کارخانه سازنده سی‌تی بود (کادر ۱-۱ نکات عمده پیشرفت‌هایی از یک فعالیت سازنده اصلی که شامل تحقیق و پیشرفت سی‌تی اسکن است را از سال ۱۹۸۸ تا ۲۰۰۱ نشان می‌دهد.)

[1] U.S. Food and Drug Administration



شکل ۱-۱۳: سی‌تی اسکنر حجمی، تیوب اشعه‌ایکس و آشکارسازها به طور پیوسته در اطراف بیمار درون گنتری چرخش می‌کنند. در نتیجه، پرتو اشعه‌ایکس یک مسیر (هندسه پرتو) در حول بیمار طی می‌کند. این روش سی‌تی اسکن بیمار به عنوان مارپیچ و یا مارپیچی اشاره شده است (عکس نوشیا امریکا سیستوهای پزشکی، توسئین، کالیفرنیا).

سی‌تی اسکنرهای حلزونی-چرخشی: اسکن حجمی

در سی‌تی معمولی، بیمار به صورت یک اسلایس در زمان[1] اسکن می‌شوند. بدین صورت که تیوب اشعه‌ایکس و آشکارسازها، ۳۶۰ درجه یا کمتر برای اسکن یک قسمت از بدن در حالی که تخت و بیمار ثابت باقی می‌مانند، چرخش می‌کنند. این اسکن مقطع-مقطع وقت گیر است. بنابراین، تلاش‌های زیادی برای افزایش اسکن در حجم بیش‌تر و در زمان کم‌تر انجام گرفته است. این مفهوم به توسعه روشی که در آن یک حجم بافت با حرکت پیوسته بیمار به درون گانتری، در حالی که تیوب اشعه‌ایکس و آشکارسازها به طور پیوسته در حال چرخش هستند، انجام می‌گیرد. در نتیجه، اشعه‌ایکس مسیری را در حول بیمار طی می‌کند (شکل ۱-۱۳). اگرچه برخی از سازنده‌ها این ساختار (جئومتری) پرتو سی‌تی را با عنوان ساختار مارپیچ[2] (پرتو ردیابی یک مسیر مارپیچی در اطراف بیمار) در نظر می‌گیرند، دیگران به آن به عنوان سی‌تی مارپیچ[3] توجه می‌کنند (این ردیابی پرتو یک مسیر مارپیچ در اطراف بیمار است). این کتاب از هر دو به طور مترادف استفاده می‌کند.

ایده این روش اسکن را می‌توان از طریق سه چشمه معرفی کرد (کالندر ۱۹۹۵). در سال ۱۹۸۹، اولین گزارش از یک سی‌تی اسکنر چرخشی عملی در جلسه RSNA در شیکاگو توسط دکتر ویلی کالندر (Wili Kalender) (شکل ۱-۱۴) ارائه شد. دکتر کالندر سهم قابل توجهی در توسعه تکنیکی و پیاده‌سازی عملی این رویکرد سی‌تی اسکن ایجاد نمود. زمینه اصلی تحقیقات وی در تصویربرداری تشخیصی، به ویژه توسعه و پیاده‌سازی سی‌تی چرخشی حجمی می‌باشد. دکتر کالندر کار خود را در بیش از ۹۰۰ مقاله علمی، بیش از ۳۰۰ نشریه اصلی و بیش از ۳۰ اختراع ثبت شده مستند کرد (کالندر، ارتباطات شخصی، ۱۹۹۹، ۲۰۰۶، ۲۰۱۴). دکتر کالندر در سال ۱۹۴۹ به دنیا آمد و در آلمان فیزیک پزشکی مطالعه کرد. پس از آن او مطالعات خود را در دانشگاه ویسکانسین در ایالات متحده ادامه داد. وی بعدها با زیمنس کار کرد.

[1] Slice at Time
[2] Spiral
[3] Helical

شکل ۱-۱۴: دکتر ویلی کالندر سهم قابل توجهی در ایجاد و توسعه سی‌تی چرخشی حجمی اسکن دارد (عکس ویلی کالندر، نورنبرگ، آلمان).

دکتر کالندر درمورد راه حل‌هایی در عرصه سی‌تی نیز کار کرده است، در سال ۱۹۹۵ مقام استادی گرفت و ریاست موسسه فیزیک پزشکی را به عهده گرفت. این موسسه با همان دانشگاه ارلانگر، نورنبرگ، آلمان مرتبط است. دکتر کالندر چندین جایزه گرفت که یکی از آن‌ها جایزه اعتبار آلمان (کالندر، ۲۰۱۴) است، وی این جایزه را توسط ریاست فدرال آلمان در سال ۲۰۰۴ دریافت کرد.

سی‌تی اسکن‌های مارپیچی توسعه یافته بعد از ۱۹۸۹ به سی‌تی مارپیچی تک مقطعی یا اسکنرهای حجمی اشاره دارد. درسال ۱۹۹۲ یک سی‌تی اسکن حلزونی یا مارپیچی دو مقطعی (سی‌تی اسکن حجمی) به منظور اسکن کردن دو قطعه با چرخش ۳۶۰ درجه معرفی شد که در نتیجه سرعت پوشش حجمی در مقایسه با سی‌تی اسکن‌های حجمی تک مقطعی افزایش می‌یابد.

درسال ۱۹۹۸ نسل جدیدی از سی‌تی اسکن‌ها در کنفرانس RSNA در شیکاگو معرفی شد. این سی‌تی اسکن‌ها را سی‌تی اسکن‌های چند مقطعی (چند برشه)[1] می‌نامند، چرا که آن‌ها بر پایه استفاده از تکنولوژی چند آشکارساز برای اسکن چهار یا چند مقطع در هر چرخش تیوب اشعه و آشکارسازها همراه می‌باشند. بنابراین با افزایش سرعت پوشش حجمی اسکنرهای تک مقطعی و دو مقطعی همراه است. تعداد مقاطع بر گردش با سرعت ثابتی افزایش می‌یابد که به طور مختصر در شکل ۱-۱۵ آمده است.

۱۹۸۹: سی‌تی اسکنر حلزونی یا مارپیچ تک مقطعی = یک مقطع بر گردش

۱۹۹۲:سی‌تی اسکنرهای دو مقطعی = دو مقطع بر گردش

۱۹۹۷:سی‌تی اسکنرهای چهار مقطعی= چهارمقطع بر گردش

۲۰۰۰:سی‌تی اسکن‌های ۸-۱۶ و ۳۲-۴۰ مقطعی = ۸، ۱۶، ۳۲، ۴۰ مقطع بر گردش

۲۰۰۴:سی‌تی اسکن ۶۴ مقطعی = ۶۴ مقطع بر گردش

۲۰۰۶:سی‌تی اسکن با دو چشمه= ۲ تیوب‌های اشعه‌ایکس جفت شده با دو آرایه آشکار ساز

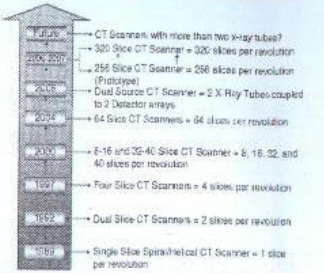
۲۰۰۶-۲۰۰۷: سی‌تی اسکن‌های ۳۲۰ مقطعی = ۳۲۰ مقطع بر گردش

و سی‌تی اسکن‌های ۲۵۶ مقطعی= ۲۵۶ مقطع بر گردش (نمونه اولیه)

آینده: سی‌تی اسکن‌هایی با بیش از دو تیوب اشعه‌ایکس؟

در سال ۲۰۰۴، ۲۵۶ مقطع نمونه سی‌تی اسکنر تحت آزمایش بالینی قرار گرفت و اخیرا یک مقایسه از در سی‌تی اسکنر ۲۵۶ مقطع و سی‌تی اسکنر ۱۶ مقطع گزارش شده است (موری و همکاران، ۲۰۰۶). هندسه پرتو مخروطی از سی‌تی اسکنر ۲۵۶ قطعه در شکل ۱- ۱۶ نشان داده شده است. تعداد آشکارسازها ۹.۱۲ (عرضی) در ۲۵۶ (کرانیو کودال)، زاویه مخروط در حدود ۱۲۰ و زمان چرخش گانتری یک ثانیه است.

[1] MultiSlice



شکل ۱-۱۵: سیر تکاملی اسکنرهای MSCT، شامل اسکنر DSCT

از سال ۱۹۷۲ تا ۲۰۰۴ بهبود در خصوصیاتی همانند عملکرد، حداقل زمان اسکن، داده‌ها در هر ۳۶۰ درجه اسکن، ماتریس تصویر، ضخامت برش و قدرت تفکیک فضایی و کنتراست وجود داشته است. اسکنرهای MSCT در حال حاضر برمبنای تکنولوژی جدیدی هستند که عبارتند از تیوب اشعه‌ایکس جدید، تکنولوژی آشکارساز برای تصویربرداری با سرعت بالا، دهانه گانتری بزرگ برای سهولت پوزیشن بیمار و دسترسی به بیمار، بهبود وضوح در راستای محور z، بهینه‌سازی دز تشعشع یا استفاده از تکنیک‌های مدولاسیون دز، نرم‌افزار واحد شامل چند نرم‌افزار سیستم عامل، نرم‌افزار هوشمند برای مدیریت داده‌ها مانند بهینه‌سازی گردش کار و پردازش تصویر می‌باشد. دو مفهوم جدید قابل توجه برای MSCT، به ویژه برای اسکنرهایی که دارای ۱۶ردیف و یا بیش‌تر آشکارساز دارند، الگوریتم بازسازی و تعریف یک پارامتر مهمی به نام پیچ[1] می‌باشد. این اسکنرها در حال حاضر از الگوریتم‌های بازسازی تصویر پرتو مخروطی استفاده می‌کنند تا با افزایش پهنای آشکارساز به ۳۲۰-۱۶ افزایش می‌یابد، با هندسه پرتو مخروطی تطبیق یابد. پیچ برای اسکنر حجمی در حال حاضر توسط کمیسیون بین‌المللی الکترونیکی[2] (IEC) تعریف شده است. در نهایت پس از بررسی‌های زیاد نوشته‌ها به تعریف دقیقی می‌رسیم. IEC، پیچ اسکنر MSCT را نسبت موقعیت تخت در هر گردش تیوب اشعه‌ایکس به مجموع عرض پرتو تعریف می‌کند. پیچ در فصل بعدی شرح داده شده است.

یکی از اهداف اصلی توسعه سی‌تی اسکنر، رسیدن به قدرت تفکیک همسانگرد[3]، که در آن وکسل، یک مکعب کامل (طول، عرض و ارتفاع) در قیاس با قدرت تفکیک ناهمسانگرد[4]، که در شکل ۱-۱۷ نشان داده شده است، می‌باشد. قدرت تفکیک همسانگرد در تصاویر سی‌تی، کیفیت تصویر را در هر سه بعد بهبود بخشیده است؛ از این رو، تصاویر سه‌بعدی واضح بوده و آرتیفکت پله‌ای[5] که در تصاویر سه‌بعدی با قدرت تفکیک ناهمسانگرد دیده می‌شود، را نشان نمی‌دهند. اسکنرها هم اکنون می‌توانند با وضوح و همگرایی (کمتر از ۰/۴) <۰/۴ میلی‌متر دست یابد.

سی‌تی اسکنر دوچشمه‌ای

در سال ۲۰۰۵، زیمنس نوع جدیدی از سی‌تی اسکنر در RSNA را با نام SOMATOM ارائه داد. این یک سی‌تی اسکن دو چشمه‌ای (DSCT) است که به صورت دو تیوب اشعه‌ایکس و به طور خاص دو آشکارساز در نظر گرفته شده است. این سی‌تی اسکنر در شکل ۱-۱۸ نشان داده شده و به منظور تصویربرداری از بیماران قلبی در زمان بسیار کوتاه ساخته شده است.

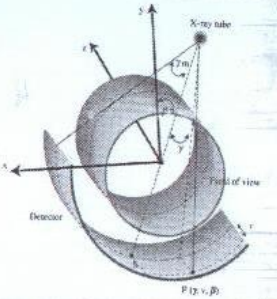
[1] Pitch

[2] International Electrotechnical Commission

[3] Isotropic

[4] Nonisotropic

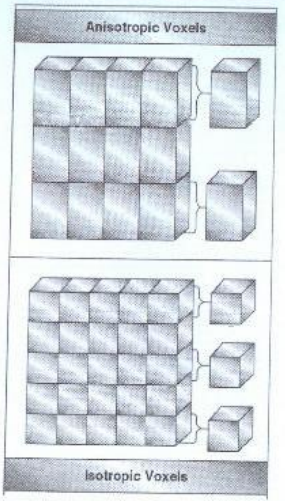
[5] Stair-step Artifact



شکل ۱-۱۶: هندسه پرتو مخروطی از نمونه لوله ۲۵۶ ردیف آشکارساز و سی‌تی اسکنر چند مقطعی که باعث می‌شود استفاده از یک استوانه آشکارساز دو بعدی گسترش یابد. تعداد آشکارسازهای ۹۱۲ (عرضی) در ۲۵۶ (کرفیکودال) و زاویه مخروط در حدود ۱۲۰ و زمان چرخش گانتری یک ثانیه است. (از موری اس و همکاران، ویژگی‌های نویز برای سه الگوریتم فدکمپ وزن‌دار شده با استفاده از ۲۵۶ردیف آشکارساز سی‌تی- اسکنر: موضع مورد مطالعه برای تصویربرداری سینمایی حجمی کبدی مجله اروپایی رادیولوژی، ۵۹ (۲): ۲۹۴-۵۹۲۸۹، ۲۰۰۶. با اجازه تکثیر).

همانطور که در شکل ۱-۱۹ نشان داده شده است، عملکرد اسکنر DSCT با سی‌تی اسکنر تک چشمه‌ای (SSCT) در تصویربرداری ضربان قلبی و در یک ضربان قلب پایین و ثابت (۶۰ ضربه بر دقیقه) مقایسه شده است. به دلیل افزایش قدرت تفکیک زمانی، دقت اسکنر DSCT بهبود یافته است (شکل ۱-۱۹،A). علاوه بر آن همان طور که باعث افزایش ضربان قلب به ۱۰۰ ضربه بر دقیقه می‌شود، اسکنر DSCT کیفیت تصویر بسیار بهتری (دقیق‌تری) را ارائه می‌دهد و این در هر دو فاز سیستولیک و دیاستولیک با اسکنر SSCT مقایسه می‌شود (شکل ۱-۱۹،B).

DSCT نیز به سی‌تی با انرژی دوگانه که از دو تیوب اشعه‌ایکس و از انرژی‌های مختلف استفاده می‌کند، گفته می‌شود. با این حساب، واژه سی‌تی طیفی نیز هم معنی با سی‌تی با انرژی دوگانه است.



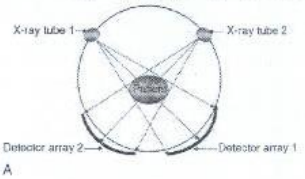
شکل ۱-۱۷: قدرت تفکیک همسانگرد درسی‌تی نشان می‌دهد که وکسل مکعب در تمام ابعاد مساوی هستند، در مقابل قدرت تفکیک ناهمسانگرد که در آن همه ابعاد برابر نیستند.

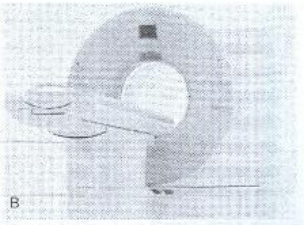
سایر کاربردهای تکنولوژی سی‌تی حجمی

سی‌تی اسکن حجمی در طیف گسترده، کاربردهایی همانند سی‌تی فلوروسکوپی، سی‌تی آنژیوگرافی، تصویربرداری سه‌بعدی، تصویربرداری واقعیت مجازی[1] و اخیراً تصویربرداری قلبی توسعه یافته است. سی‌تی اسکن نقش کاربردی در زمینه پرتو درمانی و تکنولوژی پزشکی هسته‌ای یافته است. مثلاً در پرتو درمانی، از سی‌تی اسکن در پروسه سی‌تی شبیه‌سازی (شکل ۱-۲۰) استفاده می‌شود. همانطور که اشاره شد، شبیه‌ساز سی‌تی، سی‌تی اسکنری است که با یک میز مشخص مسطح و لیزری که

[1] Virtual Reality Imaging

موقعیت‌دهی دقیق بیمار را تسهیل می‌سازد به شبیه ساز طراحی درمان متصل شده‌اند. همانطور که توسط موتیک (Mutic) و همکارانش اشاره شد (۲۰۰۳)، "اسکنر، توسط نرم‌افزارهای تخصصی که اجازه طراحی درمان بر روی سی‌تی اسکن حجمی بیمار با شیوه‌ای سازگار با شبیه‌سازی پرتو درمانی معمولی همراه باشد را می‌دهد." این اسکنر می‌تواند در بخش رادیولوژی و یا رادیوتراپی قرار گیرد. در پزشکی هسته‌ای، اسکنر سی‌تی با اسکنر توموگرافی تابش پوزیترون[1] (PET) (ELL، ۲۰۰۶) و اسکنر توموگرافی با تابش تک فوتون[2] (SPECT) به شکل یک سیستم واحد به عنوان یک PET/CT و SPECT/CT ترکیب شده است (جونز و همکاران، ۲۰۱۳)، SPECT/CT و PET/CT به طور مفصل در فصل ۱۴ شرح داده شده‌اند.





شکل ۱-۱۸: مفهوم اساسی سی‌تی اسکنر: (A) دید کلی از اسکنر (B) معرفی محصولات پزشکی زیمنس (انحصاری زیمنس، محصولات پزشکی).

[1] Positron Emission Tomography
[2] Single-Photon Emission Tomography

سی‌تی پرتابل

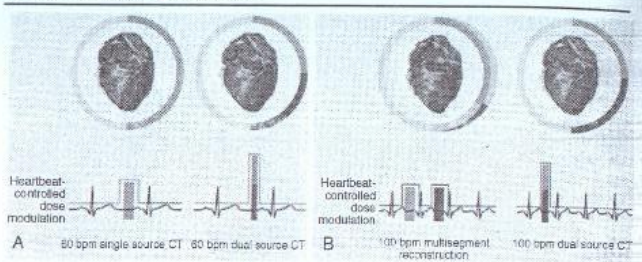
رویداد منحصر به فرد در تکامل تکنولوژی سی‌تی، توسعه یک سی‌تی اسکن پرتابل برای تصویربرداری از بیماران با وضعیت جسمانی وخیم است که قادر به انتقال به بخش سی‌تی اسکن نمی‌باشند.

شرکت پزشکی فیلیپس این نوع از اسکنر سی‌تی را معرفی نموده است که بطور خاص در اتاق عمل، بخش مراقبت‌های ویژه و واحد ترومای بخش اورژانس استفاده می‌کنند. این اسکنرها قابل حمل و جمع و جور هستند و بر روی چهار چرخ جهت حمل و نقل از یک مکان به مکان‌های دورتر در بیمارستان‌ها قرار می‌گیرند. دیگر اسکنرهای سی‌تی پرتابل که به طور تجاری در دسترس هستند، نوروئوژیکا (NeuroLogica) از شرکت‌های وابسته سامسونگ می‌باشد.

مطالعات اثر بخشی بالینی

واژه اثربخشی معنی کارایی، بازده و عملکرد می‌دهد. تعدادی از محققان، مطالعات اثربخشی را برای بررسی سودمندی روش‌های تشخیصی جدید طراحی نموده‌اند. نتایج مطالعات اسکن مغز، نخاع، گردن، قفسه سینه، شکم، پشت صفاق، لگن و اندام گزارش شده است. سی‌تی به خوبی در تشخیص بیماری‌های سیستم عصبی مرکزی کاربرد دارد. در برخی موارد، سی‌تی نیاز به آزمایشاتی همانند پنوموانسفالوگرافی[3] را حذف کرده است و تکرار آنژیوگرافی مغزی را نیز کاهش می‌دهد. با استفاده از سی‌تی اختلالاتی مانند گلیومای مغزی، متاستاز، ضایعات داخل جمجمه، آنوریسم، سکته، خونریزی و آتروفی با موفقیت شناسایی شده‌اند. بعدها کاربرد آن در مطالعات بالینی کل بدن (به فصل‌های بعدی نگاه کنید) افزایش بیش‌تری یافت.

[3] Pneumoencephalography

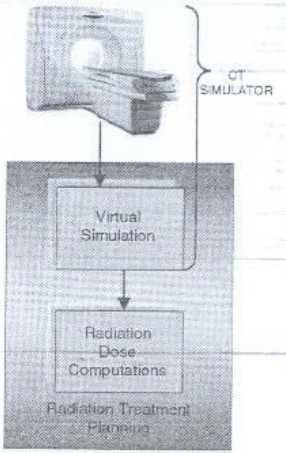


شکل ۱-۱۹: مقایسه تصویر با توجه به کیفیت تصویر از اسکنر (A): SSCT و (B): اسکنر DSCT در تصویربرداری قلبی (انحصاری زیمنس، محصولات پزشکی).

نمک‌های معدنی در استخوان‌ها و یا سی‌تی کمّی[1] مفید بوده است. مطالعات استفاده از اسکنرهای MSCT به وضوح سودمندی خود را در طیف گسترده‌ای از برنامه‌های کاربردی بالینی، از جمله ایفای نقش محوری در تصویربرداری قلبی در برنامه‌های کاربردی همانند آنژیوگرافی عروق کرونر، ارزیابی عملکرد بطن و وریدهای ریوی و مقدار کلسیم نشان داده‌اند (دیروس، ۲۰۰۶).

مطالعات در تشعشعی

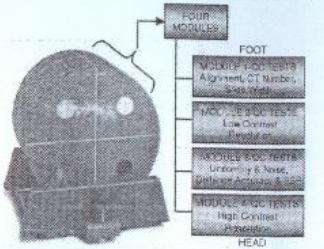
هدف اساسی هر روش تصویربرداری جدید فراهم‌آوری حداکثر مقدار اطلاعات به همراه کم‌ترین دز تابشی به بیمار است. پری و بریجز (Perry and Bridges) (۱۹۷۳) دز تابش جمجمه و دز تابش غدد جنسی را برای یک سری از اسکن‌ها اندازه‌گیری کرده و نتایج خود را بر پایه‌ای از مطالعات ارائه دادند. در ابتدا تصور می‌شد به دلیل اینکه پرتو در سی‌تی موازی شده است دز تابش به بیمار ناچیز باشد، اما بیمار برای یک سری از سی‌تی اسکن‌ها معمولا از آزمون فیلم رادیوگرافی همان ناحیه تجاوز می‌کند.



شکل ۱-۲۰: فرایند شبیه‌سازی‌سی‌تی در پرتودرمانی با یک سی‌تی اسکنر.

علاوه بر این سی‌تی در برنامه طراحی درمان در ارائه منحنی هم دز و دز در حوزه‌های دیگر مانند تعیین مقدار

[1] Quantitative



شکل ۱-۲۱: فانتوم ACR مورد استفاده برای کنترل کیفیت سی‌تی. فانتوم شامل چهار بخش (ماژول) برای انجام چنین آزمایش کنترل کیفیت است.

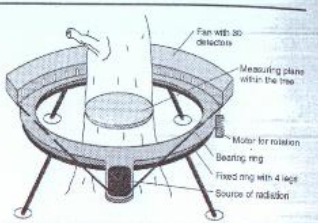
در تابش موضوع اساسی در تکنولوژی سی‌تی است، چرا که هندسه پرتو سی‌تی و روش به دست آوردن تصاویر از رادیوگرافی معمولی، متفاوت است. چندین پارامتر تصویربرداری در سی‌تی را تحت تاثیر قرار می‌دهند، از جمله این پارامترها می‌توان به ضخامت برش، نویز، کارایی قدرت تفکیک آشکارساز، الگوریتم بازسازی، کولیماسیون و فیلتراسیون اشاره کرد. در مطالعات مختلف، راهکارهایی که این عوامل در را تحت تاثیر قرار می‌دهند را استخراج کرده‌اند. این مطالعات همچنین به توسعه راه‌های ویژه برای اندازه‌گیری و شرح در منجر می‌شود (کالندر، ۲۰۰۵؛ امسی نیت-گرای، ۲۰۰۲؛ سیراهم، ۱۹۹۹؛ ۲۰۱۴). از اتاقک‌های یونیزاسیون و دزیمترهای ترمولومینسانس برای اندازه‌گیری در و توصیف در استفاده می‌شود. توصیف در عبارتند از مشخصات در تک اسکن، مشخصات در چند اسکن، شاخص در سی‌تی، در متوسط چند اسکن و منحنی همدز می‌باشند.

علاوه بر آن، سازندگان الگوهای مختلف کاهش در در سی‌تی را توسعه داده‌اند. طرحی که از سه عنصر برای کاهش در سی‌تی استفاده می‌کند عبارت است از: (۱) دستورالعمل‌های ترکیبی برای آینکه کم‌تر در معرض بگیرند، یک تکنیک فیلتر پیش بیمار که در در مقایسه با سی‌تی معمولی را در حدود ۱۵ درصد کاهش می‌دهد؛ (۲) آشکارسازهای سرامیک فوق سریع که ۲۵٪ دیگر در را کاهش می‌دهد؛ و (۳) سولادسیون آنلاین در که به موجب آن میلی‌آمپر (mA) با ویژگی‌های بیمار بهینه می‌شود. این تحول خاص در در سی‌تی انجام گرفته است.

کنترل کیفی

همانند دیگر سیستم‌های تصویربرداری پزشکی، برنامه‌ها و آزمایشاتی برای بررسی کنترل کیفیت سی‌تی نیز انجام می‌گیرد. این آزمایش‌های کنترل کیفیت (QC) باید هر دو آزمون کیفیت و کمیت را داشته باشند، که نشان دهنده این موضوع است که اسکنر در وضعیت کاری کاملی قرار دارد. این آزمایشات را به منظور نگهداری کیفیت بهینه تصویر و کمینه کردن آرتیفکت تصویر به کار می‌برند.

به دلیل اینکه دستگاه‌های سی‌تی از اجزاء مکانیکی و الکترونیکی بی‌شماری تشکیل شده است، لذا آزمایش‌های کنترل کیفیت فراوانی را می‌توان روی آن انجام داد. این آزمایشات کنترل کیفیت از ساده‌ترین آزمایشات که تکنولوژیست می‌تواند آن را با استفاده از فانتوم طراحی شده توسط کارخانه سازنده انجام دهد تا آزمایشات پیچیده‌ای که نیازمند متخصص فیزیک رادیولوژی و مهندس زیست پزشکی می‌باشد را دربر می‌گیرد. اخیرا، ACR یک فانتوم سی‌تی را معرفی کرده است که به فانتوم ACR معروف بوده و در شکل ۱-۲۱ نشان داده شده است و به منظور استفاده برای هر برنامه QC استفاده می‌شود. این فانتوم اساسا شامل چهار بخش است که می‌تواند به‌طور همزمان برای چندین آزمایش شبیه‌سازی، تصویربرداری شود. جزئیات کنترل کیفیت برای سی‌تی اسکنرها در بخش بعدی شرح داده شده است.



شکل ۱-۲۲: یک سی‌تی اسکن پرتابل برای تصویربرداری از درختان. (از هابرمل، ای.، و ریدر، اپ.دبلیو، (۱۹۹۷)، توموگرافی با اشعه گاما در جنگل و علم درختان، در یو. استخوان (آموزشی)، توسعه یافته در توموگرافی اشعه‌ایکس: توصیف SPIE، صفحه ۲۳۴-۲۴۲).

کاربردهای دیگر

سی‌تی اسکن در زمینه‌های غیرپزشکی نیز کاربرد دارد. مثلا سی‌تی می‌تواند در مطالعه نقص‌هایی که درون کنده درخت وجود دارد استفاده شود. فانت و بریان (Funt and Bryan) (۱۹۸۷) در زمینه کاربردهای سی‌تی در کارخانه چوب‌بری تحقیق کردند. آن‌ها الگوریتم‌هایی را ابداع کردند که به طور خودکار تصاویری که از کنده‌های درخت تهیه شده بود را آزمایش و تفسیر می‌کردند.

آن‌ها اظهار داشتند که "چگالی بالا و شکل بیضوی گره‌ها برای تشخیص چوب خوب عامل مهمی است و چگالی کم تراکم و بافت خشن و سست قسمت‌های پوسیده عاملی برای جداکردن چوب فاسد از سالم به شمار می‌رود. "هابرمل و ریدر (Habermehl and Ridder) (سال ۱۹۹۷) کاربرد سی‌تی پرتابل در تصویربرداری از درختان را به منظور تشخیص پوسیدگی‌های چوب، تعیین محل گره‌ها و حفره‌ها و دیگر نقص‌های درخت و نیز به منظور تشخیص توزیع آب در داخل تنه درختان به طور مفصل بیان کردند (تصویر ۱-۲۲). این دستگاه‌های سی‌تی پرتابل که از آن‌ها به منظور تصویربرداری از درختان استفاده می‌شود دارای یک منبع سزیم ۱۳۷ با تابش گاما است که به‌صورت دسته پرتو بادبزنی به ردیفی حدود ۳۰عدد آشکار ساز یدید سدیم، برخورد می‌کند.

سی‌تی نیز در علم دیرینه‌شناسی کاربرد دارد. زونولد و همکارانش (Zonneveld et al) (۱۹۸۹) دریافتند که از سی‌تی می‌توان برای بررسی آناتومی داخل مومیایی‌های مصر استفاده کرد (شکل ۱-۲۳؛ یاسودا و همکارانش (Yasuda et al)؛ ۱۹۹۲).

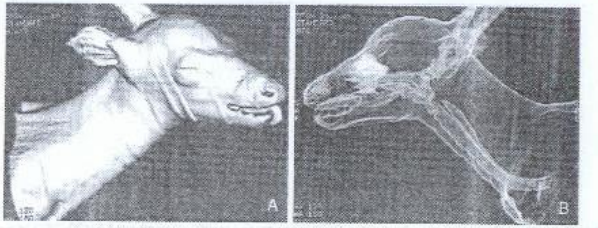
علاوه بر این، هافمن و همکاران (Hoffman et al) (۲۰۰۲) درمورد استفاده از سی‌تی و در آنچه که به عنوان پالئورادیولوژی[1] شناخته می‌شود، گزارش دادند. به تازگی، یک دستگاه سی‌تی برای تصویربرداری اختصاصی از مومیایی در دسترس است و در یک پروژه تحقیقاتی توسط شورای عالی آثار باستانی مصر[2] با همکاری شرکت زیمنس (که یک اسکنر MSCT اهدا نموده) و انجمن جغرافیای ملی[3] برنامه‌ریزی شده، استفاده می‌شود.

چندین مورد از کاربردهای سی‌تی در زمینه‌هایی همانند بازرسی چمدان‌ها در فرودگاه، پرنده‌شناسی، اکتشاف نفت، پرورش ذخایر چربی و دیگر تحقیقات بر روی حیوانات گزارش شده است (شکل ۱-۲۴). در بررسی ذخایر چربی، برای تعیین کیفیت گوشت خوک به عنوان بهترین ترکیب آب، پروتئین و چربی، از آن‌ها تصویربرداری می‌کنند و لذا کشتن خوک‌ها به منظور تعیین کردن این کار نهی شده است (شکل ۱-۲۵).

سیر و وادل (Sirr and Waddle) (۱۹۹۹) برای بررسی سازه‌های سیمی همانند ویولون از سی‌تی استفاده نمودند. اسکن‌ها نشان می‌دهند که تصاویر به دست آمده درجات مختلفی از آسیب‌های داخلی این وسایل را نشان می‌دهد. آسیب‌هایی همانند موریانه خوردگی، شکاف‌های کوچک و آسیب‌های ناشی از قالب‌ریزی چوب) یا دیگر نتایج تعمیر این وسایل به وجود آمده‌اند که هنگام بررسی ظاهری به چشم نمی‌آیند (مثلا خطوطی که برای چسب کاری استفاده شده است، بتونه‌ها و وصله‌های چوبی).

[1] Paleoradiology
[2] Egyptian Supreme Council of Antiquities
[3] National Geographic Society

شکل ۱-۲۳: سی‌تی را می‌توان برای تصویربرداری از مومیایی‌ها، بدون نیاز به بازکردن نوار یا موم که به دور آن‌ها پیچیده شده است به کار گرفت. A، این تصاویر سه‌بعدی سی‌تی از مومیایی به مدت هزار سال در کشور پرو با روش نمایش تجسم حجم و به کارگیری فیلتر استخوان و بخش‌های ثانویه تهیه شده است. B، تصویر نیمرخ همان مومیایی، باقی مانده مغز را در قسمت حفره خلفی مغز نمایش می‌دهد.



شکل ۱-۲۴: A، نمایش سه‌بعدی سطح از آهوی دم سفید دو ملعه که به وسیله شیر کوهی صدمه دیده است. B، همان آهو که به وسیله سی‌تی و برنامه سه‌بعدی به منظور نشان دادن راه‌های هوایی و خطره‌های دیگری که از هوا پر شده است تهیه شده است.

محققان همچنین دریافتند که استفاده از سی‌تی باعث تسهیل در اثبات ادعای مالکیت این وسایل می‌شود.

یکی دیگر از کاربردهای جالب و منحصر به فرد غیر پزشکی سی‌تی این است که شخص از یک سی‌تی اسکنر چند آشکار سازی ۶۵ مقطعی (آکویلون ۶۴ سیستم‌های پزشکی توشیبا، ناسو، ژاپن) به منظور یافتن ترکیبات خروجی یک قفل دوچرخه استفاده می‌کند. این قفل متعلق به پسر دکتر هنینگ مایر (Henning Meyer)، (یکی از نویسندگان مقاله‌ی منتشر شده) است. پسر، ترکیب قفل را فراموش کرده بود. خوشبختانه قفل بر روی دوچرخه نبود.

قفل با استفاده از ۰/۵ میلی متر آشکارساز کولیماسیون و ۳۵۰ میلی‌آمپر، ۱۲۰ کیلوولت، پیچ ۰/۳۳ و ۰/۴ ثانیه زمان چرخش، اسکن شده بود. علاوه بر این، تصاویر سی‌تی اسکن با استفاده از یک کرنل شکم صاف بازسازی شد و تصویر بازسازی شده با ضخامت مقطع ۰/۵ میلی‌متر و بسط ۰/۴ میلی‌متر انجام شد. نویسندگان نشان دادند که " اصلاحات چندبعدی متعامد برای شناسایی ترکیب کد صحیح در صفحه کاری اسکنر قابل مشاهده است".

شکل ۱-۲۵: سی‌تی اسکن از خوک‌ها در پرورش ذخیره چربی برای تعیین کیفیت گوشت. (عکس سیستم‌های پزشکی زیمنس، ایزلین، ان.جی.)

نتایج تصاویر توسط هنینگ مایر (Henning Meyer)، مارک دیویی (Marc Dewey)، آهی سما آیزور (Ahi Sema Issever) و پاتریک روگال (Patrick Rogalla) از بخش رادیولوژی، چریت یونیورس ایتاتمدیسینز برلین (Charite' Universitatsmedizin Berlin)، آلمان، منتشر شده است (مایر و همکرانش، ۲۰۰۷).

نویسندگان گزارش دادند که آن‌ها از "یک روش غیرمعمول برای مقابله با این مشکل استفاده کردند. همان طورکه می‌دانید رادیوگرافی معمولی تنها یک تصویر از قفل کامل می‌دهد. در اینجا برای اولین بار توضیح می‌دهیم که چطور سی‌تی اسکن مولتی دکتور در تشخیص ترکیب قفل دوچرخه با کیفیت بالای آلمانی استفاده می‌شود "(مایر و همکارانش، ۲۰۰۷).

در آماده‌سازی برای تصویربرداری سی‌تی،" موقعیت صفحه مدرج طوری تنظیم شد که عدد صفر در سمت راست قفل نمایش داده شود. موقعیت بقیه اعداد به‌صورت روی هم نمایش داده شد. با ردیابی موقعیت هر شکاف، شخص می‌تواند به وضوح ترکیب همان قفل را شناسایی کند.

مجموعه‌ای از چهار تصویر سی‌تی که شکاف‌های قفل را نشان می‌دهد (لکه‌های سیه روی هر چهار تصویر) و به طور واضح ترکیب آن ۱۷۸۹ بود. این نتیجه باید پسر کوچک را خوشحال کند.

اخیرا از سی‌تی اسکن در فرودگاه‌های اصلی برای آشکارسازی مواد منفجره استفاده می‌کنند. همان‌طور که چمدان اسکن می‌شود، داده‌های سی‌تی به دست آمده با اعداد سی‌تی مواد منفجره و یا قاچاق‌ها مقایسه می‌شوند.

سی‌تی اسکن هم‌چنین در صنعت نفت سنگین و شن‌های نفتی در آلبرت، کانادا، به منظور به دست آوردن داده‌های کمی روی کربنات‌ها و ماسه‌های نفتی زمانی که مکان‌های متمایزی برای استخراج نفت از ماسه‌های قیر وجود دارد، استفاده می‌شود. علاوه بر آن، سی‌تی‌اسکن برای مطالعه لایه‌های منجمد در قطب شمال زمین استفاده شده است. اندازه‌های کمی برای تعیین درصد یخ در هسته‌ی یخ زده نیز استفاده می‌کنند (کامرون، ۲۰۱۴). همچنین، سی‌تی اسکن در دامپزشکی در دانشگاه چالز استارت در استرالیا از سال ۲۰۱۲ استفاده شد. به‌طور خاص، همان اسکنر در فراهم‌آوری تصاویر اسب‌های صدمه دیده، پرندگان، خزندگان و پستانداران استفاده شد. تصویربرداری سه‌بعدی به منظور کمک به برنامه‌های جراحی به همان کیفیتی که تشخیص و مدیریت رفتار حیوانات زخمی را فراهم می‌کند، استفاده می‌شود (داویز، ۲۰۱۴).

کاربردهای اسکن حجمی

اسکن حجمی به وسیله دستگاه‌های سی‌تی مارپیچی تک مقطع و چند مقطع نسبت به اسکن به وسیله دستگاه‌های

سی‌تی معمولی مقطع به مقطع، اطلاعات بیش‌تری به دست می‌دهد. کاربردهای مختلف و جدیدی برای رادیولوژیست‌ها و دیگر پزشکان فراهم آمده تا به کمک ابزارهای اضافی، تصاویری از بیماران با ارزش تشخیصی بالا فراهم کند. کاربردهای جدید شامل تصویربرداری پیوسته یا سی‌تی فلوروسکوپی، تصویربرداری سه‌بعدی، سی‌تی‌آنژیوگرافی و تصویربرداری واقعیت مجازی می‌باشند.

سی‌تی فلوروسکوپی

سی‌تی فلوروسکوپی یا تصویربرداری پیوسته، به روش‌های دسترسی به داده‌های حلزونی- مارپیچی، پردازش با سرعت بالا و الگوریتم پردازش سریع تصویر برای بازسازی تصویر بستگی دارد. در سی‌تی معمولی، زمان تاخیر بین دسترسی داده‌ها و بازسازی تصویر، نمایش هم‌زمان تصاویر را غیرممکن می‌سازد. سی‌تی فلوروسکوپی اجازه می‌دهد تا بازسازی و نمایش تصاویر به طور همزمان و با سرعت‌های متفاوت امکان‌پذیر باشد. در سال FDA۱۹۹۶ ایالت متحده آمریکا، دستگاه سی‌تی فلوروسکوپی را به‌عنوان ابزار بالینی در رادیولوژی استفاده کرد (کاتانا و همکارانش ۱۹۹۶).

سی‌تی فلوروسکوپی مطابق با سه تحول در تکنولوژی سی‌تی حاصل شد: ۱) تصویربرداری پیوسته و سریع که توسط آن اصول تصویربرداری مارپیچی را آسان می‌کند. ۲) بازسازی سریع تصویر که توسط سخت افزار ویژه‌ای که محاسبات را به سرعت انجام می‌دهند و ارایه الگوریتم جدید برای بازسازی تصویر می‌باشد. ۳) نمایش پیوسته تصویر با استفاده از حالت سینمایی با سرعت ۲ تا ۸ تصویر در ثانیه (دالی و تمپلتون، ۱۹۹۹).

وسایل کمکی دیگری برای سی‌تی مداخله‌ای در سی‌تی فلوروسکوپی اختراع شد که یکی از این وسایل، سیستم توموگرافی کامپیوتری به کمک فلورو[1] می‌باشد که شامل یک آشکارساز رقمی صفحه مسطح از جنس آمورفوس-سیلیکون است و از طریق یک سی آرم که قسمتی از گانتری سی‌تی است، با تیوب اشعه‌ایکس جفت شده است.

تصویربرداری سه‌بعدی و تجسم حجمی

تصویربرداری سه‌بعدی، به علت دسترسی مقادیر زیاد داده‌های دیجیتال، تکنیک متداول در سی‌تی اسکن است. در حال حاضر امکان اجرای تصویربرداری سه‌بعدی در دستگاه‌های سی‌تی وجود دارد و این امر نتایج بسیار امیدوارکننده‌ای را دارا می‌باشد (فیشمن و همکارانش، ۱۹۹۱). اخیرا از سی‌تی سه‌بعدی در برنامه‌های پرتو درمانی، تصویربرداری جمجمه و صورت و برنامه‌ریزی جراحی و ارتوپدی استفاده کرده‌اند.

تصاویر سه‌بعدی براساس شیوه‌ای مبتنی بر نرم‌افزار یا سخت‌افزار ایجاد می‌شوند. در روشی که براساس سخت‌افزار کار می‌کنند، از ابزارهای تخصصی همانند واحدهای نماگر کامپیوتر الکترونیکی برای اجرای الگوریتم‌های تصویر سه‌بعدی استفاده می‌کنند و در روشی که براساس نرم‌افزار کار می‌کند از برنامه‌های کامپیوتری و الگوریتم‌های رمزگونه نرم‌افزاری استفاده می‌گردد. به طور کلی، دو دسته روش دسترسی برای انتقال وجود دارد: روش‌های مبتنی بر سطح و حجم. هر روش شامل سه مرحله است: صورت‌بندی حجم، طبقه‌بندی، طرح‌ریزی تصویر. اگرچه تشکیل حجم شامل روی هم قرارگیری تصاویر برای تشکیل حجم همراه با برخی پیش‌پردازی هاست، طبقه‌بندی به تعیین انواع بافت‌ها در مقاطع بر می‌گردد. مطابق با گفته فیشمن (Fishman) (۱۹۹۱) طرح‌ریزی تصویر شامل "نمایش اطلاعات حجمی طبقه‌بندی

[1]Fluoro Assisted Computed Tomography System

شده به صورتی است که نمایش دو بعدی یا حجم سه‌بعدی تشکیل گردد". به علاوه اینکه، فیشمن (۲۰۰۴) ضرورت‌های نمایش کامل سه‌بعدی توصیف شده را باز بینی کرد و در این سال‌ها این تعابیر پیشرفت کرد.

گرافیک کامپیوتری در تحول و اصلاح تصویر سازی سه‌بعدی نقش به سزایی را ایفا می‌کند (رودز،۱۹۹۱). گرافیک کامپیوتری شامل ایجاد، به کارگیری و نمایش تصاویر با استفاده از کامپیوتر است. گرافیک کامپیوتری این امکان را می‌دهد که ایده‌ها و اطلاعات را در یک قالب تصویری نشان داد و شامل روش‌های متفاوت ارائه اطلاعات جهت ایجاد و نمایش تصاویر با کمک به کارگیری زبان‌های برنامه‌ریزی گرافیکی و روش‌های پردازش تصویر می‌باشد.

سی‌تی سه‌بعدی زمینه علاقه‌مندی دسته‌ای از کارشناسان تکنولوژی (سیرمن، ۲۰۰۴) و کسانی که فرصت و موقعیت مشارکت در تحول دستگاه سی‌تی را دارند ایجاد کرده است. امروزه، مقاله‌های مربوط به تصاویر سه‌بعدی به منظور افزایش حمایت از کاربردهای آن از مجموعه داده‌های ایجاد شده توسط اسکنرهای MSCT جدید، استفاده می‌کنند (بولان، ۲۰۱۳؛ دالریمپل و همکاران، ۲۰۰۵).

تجسم حجمی عبارتی است که در بحث نمایش تصویر در سی‌تی استفاده می‌شود. این مرحله شامل استفاده از برنامه‌های کامپیوتری یا ابزار بازبینی است که به متخصص تشخیص بیماری امکان کسب اطلاعات بیش‌تری از تصویر را می‌دهد، لذا می‌تواند به سادگی تشخیص خود را بیان نماید. این ابزار می‌تواند کنتراست تصویر و ابزارهای وضوح تصویر (پنجره سازی) یا وسایل پیشرفته (مانند ابزارهای تصاویر سه‌بعدی، تعامنی و تصاویر سینمایی) باشد. مثال‌هایی از هنر تصاویرسی‌تی را در شکل ۱-۲۶ نشان می‌دهد. مقاله جامعی در مورد بازبینی حجم توسط ژانگ و همکارانش (Zhang et al) (۲۰۱۱) نوشته شده است.

سی‌تی آنژیوگرافی

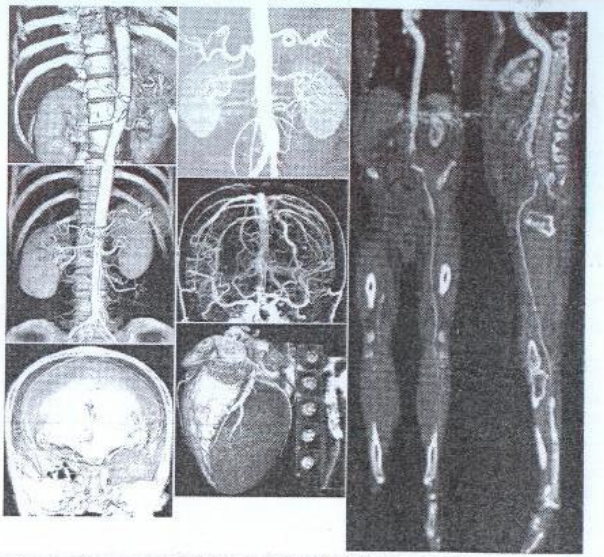
سی‌تی آنژیوگرافی به عنوان تصویربرداری سی‌تی از عروق خونی با استفاده از مواد کنتراست‌زا تعریف می‌شود (کالیندر، ۱۹۹۵). در حین تزریق ماده کنتراست، ناحیه مورد نظر به وسیله سی‌تی حلزونی-مارپیچ اسکن شده و تصاویر عروق شریانی و وریدی در فازهای مختلف ثبت می‌شود.

سی‌تی آنژیوگرافی از اصول تصویربرداری سه‌بعدی به منظور نمایش تصاویر عروقی و از طریق تزریق داخل وریدی مواد کنتراست در مقایسه با آنژیوگرام‌های درون شریانی استفاده می‌کند. در اینجا چهار مولفه ضروری وجود دارد: آماده‌سازی بیمار؛ انتخاب پارامترهای اخذ (همانند تصویربرداری حلزونی-مارپیچی)، ضخامت برش (سرعت تخت) جهت افزایش کیفیت تصویربرداری؛ تزریق مواد کنتراست و روش‌های پس‌پردازش و ابزارهای بازبینی همانند الگوریتم‌های نمایش تصاویر سه‌بعدی در مد سینمایی، بازسازی چند سطحی، نماسازی شدت بیشینه، نمایش سطح سایه‌دار و نمایش حجم استفاده می‌شود (ژانگ و همکاران، ۲۰۱۱).

سی‌تی آندوسکوپی: تصویربرداری واقعیت مجازی

واقعیت مجازی[1] شاخه‌ای از علوم کامپیوتر است که توجه کاربران را در محیط کامپیوتری جلب کرده و به آن‌ها امکان می‌دهد تا در تعامل با تصاویر سه‌بعدی قرار گیرند. کاربرد مفاهیم واقعیت مجازی هم زمان در ایجاد تصاویر داخلی ساختمان‌های تیوب، آندوسکوپی مجازی نامیده می‌شود (دور و همکارانش، ۲۰۰۵؛ وینینگ، ۱۹۹۹). سی‌تی اسکن‌های حجمی اطلاعات گسترده‌ای را ایجاد می‌کنند (تصاویر محوری دو بعدی) که با دیگر کامپیوترهای برش به برش متعارف مقایسه می‌شود. دستگاه‌های سی‌تی معمولی تصویرسازی سه‌بعدی را بهبود بخشیدند، سی‌تی فلوروسکوپی، سی‌تی آنژیوگرافی، و سی‌تی مجازی (شکل ۱-۲۷).

[1]Virtual Reality

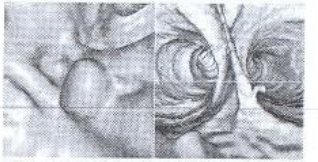


شکل ۱-۲۶: مثال‌هایی از تصاویر عالی سه‌بعدی بازسازی شده (انحصاری توشیبای پزشکی)

تصویربرداری سی‌تی قلبی

تصویربرداری از ضربان قلب با هدف کاهش آرتیفکت حرکتی و افزایش دقت فضایی و مقایسه‌ای انجام می‌گیرد.

سی‌تی اسکنرهای سریع همانند اسکنر EBCT برای غلبه بر این مشکلات و ایجاد تصاویر قابل تشخیص از قلب به کار می‌روند. همچنین، از ضربان قلب بیمار (ECG) به منظور ایجاد تصاویر آینده‌نگر همراه با اسکن با اسکنرهای توقف و ادامه ثبت و استفاده می‌شوند. در نهایت، تصویر گذشته‌نگر که ECG با تصویر بازسازی در سی‌تی اسکن حلزون-مارپیچی مرتبط است، توسعه یافته‌اند.



شکل ۱-۲۷: تصاویر سی‌تی مجازی (انحصاری سیستم‌های پزشکی فیلیپس)

تحولات تکنولوژی اخیر در اسکنر MSCT و معرفی اسکنر DSCT یک راهبرد جدید برای تصویربرداری از قلب با کیفیت تصویربرداری عالی را آشکار می‌کند. این راهبرد بر پایه نیازهای فنی چند جانبه‌ای ایجاد شده است.

این روش شامل قدرت تفکیک کنتراست پایین برای مشاهده اختلاف‌های کوچک در کنتراست بافت، قدرت تفکیک کنتراست بالا به منظور آشکار کردن ساختارهای کوچک و قدرت تفکیک زمانی کوتاه به منظور تصویربرداری از حرکت سریع اشیا برای کم کردن آرتیفکت حرکتی به کار می‌رود که این به واسطه دریافت سریع داده‌ها و الگوریتم‌های اختصاصی بازسازی، همانند الگوریتم‌های چند قطعه‌ای که" اجازه ادغام داده‌های همگام سازی شده در ارتباط با سیکل‌های قلبی را امکان پذیر می‌نماید. سیکل‌های قلبی می‌توانند بازسازی شده تا قدرت تفکیک زمانی بهتری را دارا باشند (دیروتز و همکاران،۲۰۰۶). علاوه بر آن، یک فاکتور پیچ پایین (که بعد بحث می‌شود) برای "ثبت حداقل دو سیکل قلبی و حصول قدرت تفکیک زمانی به منظور ایجاد بزرگنمایی ۱۰۰ میلی ثانیه‌ای برای ریت سرعت حرکت قلب بین ۶۰-۸۰ ضربان بر دقیقه (BPM) لازم است" (دیروتز و همکاران، ۲۰۰۶).

در نهایت، زمان اسکن درسی‌تی قلبی ممکن است از <۳۰ ثانیه، "اما ترجیحا زیر ۲۰ ثانیه باشد." در حال حاضر اسکنرهای MSCT ۶۴ برشی توانایی این را دارند که کمتر از ۲۰ ثانیه اسکن کنند. مثلا تصویربرداری برای رتبه‌بندی کلسیم و آنژیوگرافی شرایین قلب به ترتیب، از زمان‌های ۲/۵ و ۱۰ ثانیه‌ای استفاده می‌کنند (دیروتز و همکاران، ۲۰۰۶).

کاربردهای سی‌تی اسکن قلبی شامل ارزیابی کمی سرخرگ‌های شریانی آهکی شده، ارزیابی عملکرد بطنی و ارزیابی آنژیوگرافی وریدهای ریوی می‌شوند. شکل ۱-۲۸ مجموعه‌ای از تصویر قلبی از اسکنر MSCT کنونی را نمایش می‌دهد. ملاحظات تکنیکی ضروری تصویربرداری قلبی در ضمیمه B شرح داده شده است.

غربالگری سی‌تی

کیفیت تصویر عالی و سرعت بالای اسکنرهای MSCT کنونی، دریچه جدیدی از کاربردهای سی‌تی برای تصویربرداری "افراد سالم به منظور غربالگری مراحل اولیه بیماری"، باز نموده است (هورتن و همکاران، ۲۰۰۴). این مفهوم، غربالگری سی‌تی نامیده می‌شود. غربالگری سی‌تی به عنوان یک ابزار اصلی برای تصویربرداری افراد بدون علایم، به ویژه در غربالگری قلبی، غربالگری سرطان ریه، کولونوسکوپی روده و تصویربرداری از تمام بدن (فورتادو و همکاران، ۲۰۰۵) مورد استفاده قرار گرفته است که با هدف آشکارسازی بیماری در مراحل اولیه بیماری به کار می‌رود. با این وجود، غربالگری سی‌تی مباحث مهمی را در رابطه با داده‌ها بحث و تحلیل کرده است، بیش‌تر از این در متن حاضر بحث نمی‌شود.

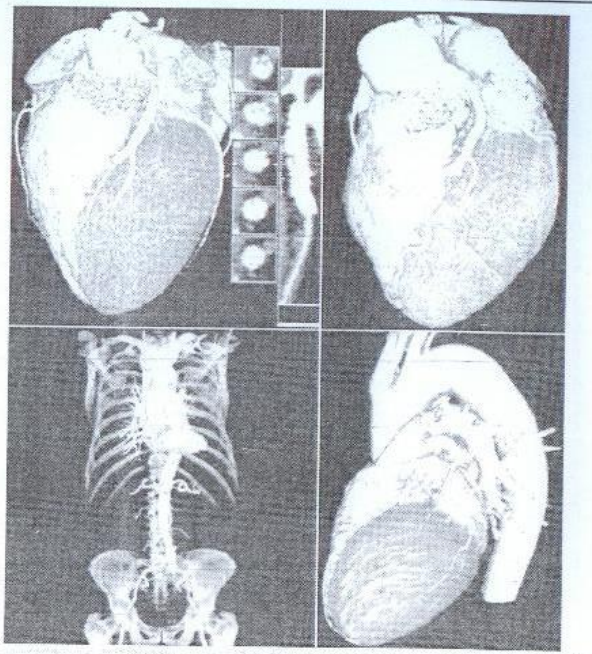
روندهای تکنولوژی اصلی

پیشرفت‌های تکنولوژی سی‌تی با رشد سریعی ادامه می‌یابند و کارخانجات سازنده سی‌تی در حال هدایت تحقیقات ابداعی برای بهبود روش‌هایی که نقش مهمی را مراقبت و کنترل بیماریابی می‌کنند، می‌باشند. تنها تعداد کمی از روندهای تکنولوژی در این بخش برای خواننده آورده شده است. برای مثال، عمده تحقیقات در حوزه سی‌تی، فعالیت در زمینه الگوریتم‌های بازسازی تکرار شونده، تکنولوژی آشکارسازهای سی‌تی، کاهش دز و بهینه سازی آن، تصویربرداری سی‌تی طیفی، محاسبات واحد پردازش گرافیکی(GPU) و روش‌های تصویربرداری سریع می‌باشد.

الگوریتم‌های بازسازی تکرارشونده

از الگوریتم‌های بازسازی تکرار شونده[1](IR) (در فصل ۶ به طور مفصل گفته شده است) در پیشرفت‌های اولیه سی‌تی استفاده می‌شده است. این الگوریتم‌های تکرار شونده تحلیلی[2]، از الگوریتم بک پروجکشن فیلتر شده[3] (FBP) بازسازی تصویر می‌شود. از سال ۲۰۱۴ به بعد تمام

[1]Iterative Reconstruction
[2]Analytic Reconstruction Algorithms
[3]Filtered Back-Projection



شکل ۱-۲۸: مثال‌هایی از تصاویر سه‌بعدی قلب و رگ‌های بزرگ (کمحصاری سیستم‌های پزشکی توشیبا)

کارخانجات سازنده اغلب الگوریتم IR (بیستر و همکاران، ۲۰۱۲) را به دلیل مشکلات مطرح شده با الگوریتم FBP همانند نویز و آرتیفکت روی تصاویر، ارایه می‌دهند (فصل ۵ را ببینید). اهداف الگوریتم‌های IR کاهش نویز و کم کردن دز تابشی ذاتی در الگوریتم FBP است.

الگوریتم‌های IR به طور کلی از داده‌های FBP سی‌تی تحت عنوان پروجکشن‌های اندازه‌گیری شده برای ایجاد پروجکشن‌های شبیه‌سازی شده استفاده می‌کنند. مجموعه داده‌های تصویرشبیه‌سازی شده به طور پیوسته با مجموعه داده‌های اولیه اندازه‌گیری شده برای تعیین میزان نویز تصویر، مقایسه می‌شوند. سپس این تفاوت به دست آمده به منظور به کار گیری داده شبیه سازی شده برای تصحیح ناپیوستگی‌ها استفاده می‌شود. سیستم، تصویر جدیدی بازسازی کرده و پردازش را اینقدر تکرار می‌کند تا تفاوت بین داده اندازه‌گیری شده و داده شبیه سازی شده به اندازه قابل قبولی کوچک شود. فرایند تکرار،

تصاویری را که نمایش صحیحی از شی اسکن شده با نویز و آرتیفکت پایین دارد، ایجاد می‌کنند (بیستر و همکاران، ۲۰۱۲).

الگوریتم‌های IR توسط سازندگان عمده سی‌تی شامل الگوریتم IR آماری تطبیقی و مدل-پایه IR، هر دو از شرکت تجهیزات پزشکی GE می‌باشند. انواع دیگر الگوریتم‌ها شامل بازسازی مدل بازسازی شونده (شرکت تجهیزات پزشکی فیلیپس)؛ بازسازی تصویر در فضای تصویر و IR سینوگرام می‌باشد که هر دو از شرکت تجهیزات پزشکی زیمنس می‌باشند؛ و با کاهش دز تکرار شونده از سیستم‌های پزشکی توشیبا سازگار است (سیرمن، ۲۰۱۴). در فصل ۶ در مورد IR به طور مفصل شرح داده شده است.

تکنولوژی‌های آشکارسازها

آشکارسازی جزء مهمی از سیستم سی‌تی است، زیرا تابش تضعیف شده توسط بیمار را آشکار کرده و با تبدیل آن به سیگنال الکتریکی که بعداً رقمی شده و برای ایجاد تصویر به کامپیوتر فرستاده می‌شود را جذب می‌کند. آشکارسازها از همان ابتدای کار هانسفیلد تاکنون تکامل یافته‌اند.

آشکارسازها را به دو دسته تقسیم می‌کنند: آشکارسازهای حالت جامد (آشکارسازهای سوسوزن) و آشکارسازهای گاز یونیزاسیون (گاز زنون). در حالی که آشکارسازهای گاز زنون منسوخ شده‌اند، آشکارسازهای سوسوزن از آشکارسازهای سدیم یدید اونیه (NaI) هم چنان مورد استفاده نسل اول سی‌تی اسکنرها هستند. اساساً، این آشکارسازهای سوسوزن به همراه دیودهای نوری تشکیل شده‌اند. اخیراً در سی‌تی اسکنر از سوسوزن‌های شامل گادولینیم اکسی‌سولفید، سرامیک، سنگ جواهر، سنگ و سرامیک فوق سریع مورد استفاده قرار می‌گیرد. پیشرفت‌های اخیری که در آشکارسازهای سی‌تی انجام گرفته است، در فصل ۴ به طور مفصل بیان شده‌اند.

بهینه‌سازی دز تابشی

یکی دیگر از روندهای مهم فناوری، توصیف بهینه‌سازی دز تابش است. کمیسیون بین‌المللی حفاظت رادیولوژی از قانون "حداقل مقدار معقول ممکن[1] " (ALARA) برای حفاظت بیمار استفاده می‌کند. برای اجرای اصل ALARA و در عین حال حفظ تصاویر با کیفیت تشخیصی، نوشته‌هایی اغلب با استفاده از شرایط دز کاهش و دز بهینه‌سازی به کار می‌روند. کاهش دز به معنی "کاهش در اندازه، مقدار، میزان و یا کاهش تعداد است" (مریام وبستر فرهنگ لغت، ۲۰۱۴). بهینه‌سازی به معنای "یک عمل، فرآیند یا روش ساخت چیزی (به عنوان یک طراحی، سیستم و یا تصمیم‌گیری) است که به طور کامل کاربردی و یا امکان‌پذیر باشد "(مریام وبستر فرهنگ لغت، ۲۰۱۴). بنابراین با حفظ کاهش دز و نیز حفظ کیفیت تصویر، به بهینه‌سازی تابش می‌پردازند (رامیرز-گیرالدو و همکاران، ۲۰۱۴). پژوهش بر روی بهینه‌سازی دز تا حدی سریع ادامه می‌یابد و به‌طور کلی شامل استفاده از روش‌های مختلفی برای نمایش کاهش دز بدون از دست دادن کیفیت تصویر می‌باشد. مثلاً این مطالعات حداقل چهار شرایط لازم مهم برای بهینه‌سازی دز و کیفیت تصویر (هر دو باید با هم باشند) بررسی و پیشنهاد می‌کند (ماتسون، ۲۰۰۵؛ سیرمان،۲۰۱۴):

۱. اطمینان از ایمنی بیمار
۲. تعیین سطح کیفیت تصویر مورد نیاز برای یک کار تشخیصی خاص
۳. به دست آوردن تصاویر در سطوح مختلف اکسپوژر بالا یا پایین
۴. استفاده از روش قابل اعتماد و معتبر برای دزیمتری، ایجاد تصویر و ارزیابی کیفیت تصویر، با در نظر گرفتن کار تشخیص.

1. As Low As Reasonably Achievable

در مورد بهینه سازی دز سی‌تی در فصل ۱۰ بیش‌تر شرح داده شده است.

تصویربرداری طیفی سی‌تی

تصویربرداری طیفی سی‌تی و یا سی‌تی با انرژی دوگانه، چگونگی استفاده بهینه از پهنای طیف انرژی (تیوب اشعه‌ایکس)، برخورد به آشکارساز و روش‌های مختلف که به بررسی ماهیت و استفاده از چنین اطلاعات طیفی برای بهینه‌سازی نمایش و مشاهده ساختارهای جسم در حال تصویربرداری را می‌دهد. در عمل دو نوع سیستم‌های سی‌تی با انرژی دوگانه که شامل سیستم سی‌تی دوگانه (تجهیزات پزشکی زیمنس) و سوئیچینگ سریع-kVp (تجهیزات پزشکی GE) به کار برده می‌شود. انرژی دوگانه و سی‌تی طیفی اغلب به جای یکدیگر استفاده می‌شود.

به تازگی، روش دیگری برای استفاده از طیف انرژی پرتو سی‌تی که به آشکارساز می‌رسد، استفاده از یک آشکارساز طیفی بر اساس طراحی تجهیزات پزشکی فیلیپس است که از آن به عنوان پنل منشور طراحی نانو نام می‌برند (فیلیپس، ارتباطات شخصی، ۲۰۱۴). جزئیات بیش‌تر طیف سی‌تی در فصل بعد شرح داده شده است.

محاسبات GPU درسی‌تی

GPU[1] در حال حاضر یک پلت فرم قابل توجه برای "محاسبات پرحجم موازی" در فیزیک پزشکی است (پرانکس و زینگ، ۲۰۱۱). به‌طور خاص، در سی‌تی پردازنده گرافیکی در سه حوزه استفاده شده است: بازسازی تصویر، به ویژه در الگوریتم‌های بازسازی تکراری؛ پردازش تصویر؛ و بهینه‌سازی محاسبه و طرح درمان (پراتکس و زینگ، ۲۰۱۱). GPU در فصل ۷ به طور مفصل شرح داده شده است.

[1] Graphics processing unit

داده‌های سی‌تی اسکن: خصوصیات تجهیزات سی‌تی

اطلاعات محصول اسکنر توسط کارخانه سازنده داده شده و برای خرید دستگاه از آن استفاده می‌شود. ویژگی‌های اساسی کالا عبارتند از:

الف) کاربرد

ب) کیفیت عملکرد

ت) ترکیب

ث) خصوصیات عملکردی

ج) کیفیت تصویر

چ) اجزای سیستم-و عملکردشان

ح) رضایت

خ) پذیرش

د) ابعاد و جرم

ذ) شرایط مورد نیاز مکان

ر) نمای کلی طراحی

از سه خصلت عمده این ویژگی‌ها به منظور معرفی اسکنر بر حسب اجزای آن و با در نظر گرفتن جنبه‌های کاربردی اسکن بیمار، استفاده می‌شود که عبارتند از: خصوصیات عملکردی، ملاحظات کیفیت تصویر و کیفیت عملکرد. شناسایی این ویژگی در این فصل بر موضوعات مهمی از دیدگاه آموزشی که نیازمند درک خوبی برای اطمینان از یک آزمون موفق به شمار می‌رود.

خصوصیات عملکردی

نمونه‌هایی از این مشخصات به‌طور کلی شامل موضوعاتی مانند نسل اشعه‌ایکس (ژنراتور، اشعه‌ایکس تیوب)، تشخیص اشعه‌ایکس، پردازش داده‌ها، ذخیره‌سازی داده‌ها، نمایش تصویر، پردازش تصویر، سیستم و مدیریت دز، برنامه‌های کاربردی بالینی و انتقال اطلاعات می‌باشند.

ملاحظات کیفیت تصویر

نمونه‌هایی شامل موارد زیر به منظور توصیف کیفیت تصویر در نظر گرفته می‌شود: نویز، رزولوشن فضایی، رزولوشن کنتراست بالا و قابلیت آشکارسازی کنتراست بالا و پایین.

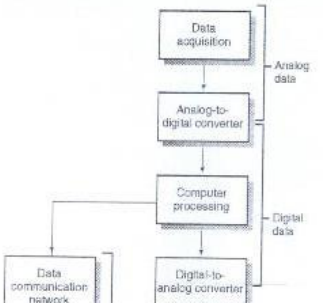
کیفیت عملکرد

کیفیت عملکرد به کنترل بیمار و موقعیت‌دهی، اسکن، پردازش داده‌ها، نمایش تصویر و پردازش و عملکرد بیمار مربوط است. خصوصیات قبلی، موضوعاتی که باید در یک دوره آموزش سی‌تی گنجانده شود را شرح می‌دهد.

پردازش دیجیتال تصویر

سی‌تی یک نمونه عالی از پردازش تصویر دیجیتال (شکل ۱-۲۹) است. پرتو اشعه‌ایکس از میان بیمار عبور می‌کند و بر روی آشکارسازهای ویژه‌ای می‌افتد. این آشکارسازها فوتون‌های اشعه‌ایکس را به سیگنال‌های الکتریکی (سیگنال‌های آنالوگ) به منظور ورود به کامپیوتر دیجیتال تبدیل می‌کند.

پردازش دیجیتال تصویر شامل استفاده از یک کامپیوتر دیجیتال برای پردازش و دستکاری تصاویر دیجیتال است. ورودی یک کامپیوتر یک تصویر دیجیتال را دریافت می‌کند سپس عملیات خاصی بر روی داده‌ها برای ایجاد تصویری متمایز از تصویر ورودی انجام می‌دهد. این روش ریشه‌های خود را در هواوردی ملی و آزمایشگاه پیشرانه جت در موسسه تکنولوژی کالیفرنیا دارد که در آن به منظور افزایش و ذخیره تصاویر در فضا استفاده کرده است. امروزه، برنامه فضایی بیش‌ترین سهم در استفاده از داده‌های دیجیتال را دارد. تاریخچه پردازش دیجیتال تصویر در پزشکی به دهه ۱۹۷۰ در زمان معرفی سی‌تی به جامعه پزشکی برمی‌گردد. امروزه، رادیوگرافی دیجیتال، فلوروسکوپی دیجیتال، آنژیوگرافی دیجیتال، سی‌تی و MRI از تکنیک‌های پردازش دیجیتال تصویر استفاده می‌کنند. پردازش دیجیتال تصویر در رادیولوژی به اپراتور برای پردازش تصاویر با استفاده از طیف گسترده‌ای از الگوریتم‌ها جهت دستکاری تصاویر و به منظور افزایش تفسیر تشخیصی کمک می‌کند (سیرام، ۲۰۰۴؛ سیرام و سیرام، ۲۰۰۸). چنین پس پردازشی می‌تواند تصاویر سه‌بعدی را با استفاده از انبوهی از تصاویر مقطعی و یا مجموعه داده‌های حجم ایجاد نماید. انواعی از تصاویر سه‌بعدی مانند نمایش سطح سایه دار و تصاویر تجسم حجم رایج هستند (بولان، ۲۰۱۳؛ دارنیمهل و همکاران، ۲۰۰۵؛ ژانگ و همکاران، ۲۰۱۱). همانطور که دکتر کالندر متخصص و محقق سی‌تی نیز اشاره کرد: "سی‌تی، این روزها به طور کامل سه‌بعدی است" (کالندر، ۲۰۰۵). در فصل ۲ در مورد جزئیات پردازش تصویر به طور مفصل شرح داده شده است.



شکل ۱-۲۹: اجزای اصلی سیستم دیجیتال مطابق با سی‌تی (از بالا: داده‌ی آنالوگ: دریافت داده- تبدیل آنالوگ به دیجیتال، داده دیجیتال: پردازش کامپیوتر- تبدیل دیجیتال به آنالوگ، داده آنالوگ: نمایش تصویر، داده دیجیتال: شبکه ارتباطات داده‌ها- بایگانی تصویر).

سوالات مروری

به سوالات زیر به منظور بررسی دانسته‌هایتان از موضوعاتی که مطالعه کرده‌اید، پاسخ دهید:

۱. کدامیک از موارد زیر یک تصویر عرضی محوری مقطعی ایجاد نمی‌کند؟

الف) توموگرافی کامپیوتری

ب)توموگرافی معمولی

ج) رادیوگرافی

ت) توموگرافی محوری کامپیوتری

۲. مخفف انتخابی در مقاله‌های منتشر شده در مجله RSNA، رادیولوژی، چیست:

الف) CAT ب) CT

ج) CTAT د) RT

۳. چه کسی اولین سی‌تی اسکنر بالینی کاربردیم را توسعه داد؟

الف) کوهل ب) هانسفیلد

ج)کورمارک د) کالندر

۴. کدام شرکت اولین سی‌تی اسکنر رابرای تصویربرداری سر توسعه داد ؟

الف) شرکت پزشکی جنرال الکتریک

ب) زیمنس

ج) اِسینت

د) EMI

۵. چه کسی جایزه نوبل در پزشکی و فیزیولوژی خود را به دلیل سهمی که درتوسعه سی‌تی تقسیم کرد؟

الف)کوهل ب) لدلی

ج) کورماک د) کالندر

۶. چه کسی در توسعه سی‌تی اسپیرال نقش مهمی ایفا کرد؟

الف) کالندر ب) کورماک

ج) لدلی د) ادواردز

۷. کدامیک از موارد زیر صحیح است؟

الف) در سی‌تی از کامپیوتر آنالوگ برای ایجاد تصاویر استفاده می‌شود.

ب) عبارت اسکن عبارت است از اسکن بخشی از بدن در یک زمان.

ج) دو جزء اساسی یک سیستم پردازش تصویر دیجیتال ADC و DAC هستند.

د) کنترل کیفیت به خوبی در سی‌تی مشخص نشده است.

۸. هدف اصلی سی‌تی اسکن مارپیچ این است که:

الف) بهبود عملکرد سرعت پوشش حجم.

ب) بهبود مهارت‌های تشخیصی رادیولوژیست.

ج) استفاده از مقادیر پایین میلی‌آمپر.

د)اسکن کودکانی که سخت کنترل می‌شوند.

۹. کدام یک از کاربردهای سی‌تی حجمی مطابق با فرمول‌بندی حجمی، طبقه‌بندی و یک پروجکشن تصویر است؟

الف) سی‌تی فلوروسکوپی ب) سی‌تی آنژیوگرافی

ج)تصویربرداری سه‌بعدی د)سی‌تی آندوسکوپی

۱۰. کدامیک از موارد زیر بر اساس اصول واقعیت مجازی کار می‌کند؟

الف) سی‌تی فلوروسکوپی ب) سی‌تی آنژیوگرافی

ج)تصویربرداری سه‌بعدی د)سی‌تی آندوسکوپی

منابع

Bates, S., Beckm'an, L., Thomas, A., & Waltham, R. (2012).Godfrey Hounsfield: intuitive genius of CT. BritishJournal of Radiology, 85(1019), e1165.

Beckmann, E. C. (2006). CT scanning in the early days.British Journal of Radiology, 79, 5–8.

Furtado, C. D., Aguirre, D. A., Sirlin, C. B., Dang, D., Stamato, S. K., Lee, P., Sani, F., et al. (2005). Whole-body CT screening: spectrum of findings andrecommendations in 1192 patients. Radiology, 237,385–394

Gunderman, R. B. (2013). X-ray vision-the evolution ofmedical imaging and its human significance. Oxford,UK: Oxford University Press.

Habermehl, A., & Ridder, H.-W. (1997). γ-Ray tomographyin forest and tree sciences. In U. Bonse (Ed.),Developments in x-ray tomography: proceedings of theSPIE (pp. 234–243).

Herman, G. T. (1980). Image reconstruction from projections:the fundamentals of computerized tomography.New York: Academic Press.

Hoffman, H., Torres, W. E., & Ernst, R. D. (2002). Paleoradiology:advanced CT in the evaluation of nineEgyptian mummies. Radiographics, 22, 377–385.

Horton, K. M., et al. (2004). CT screening:principles andcontroversies. In E. K. Fishman, & R. B. Jeffrey (Eds.),Multidetector CT: principles, techniques, and clinicalapplications. Philadelphia,PA: Lippincott Williams &Wilkins.Hounsfield, G. N. (1980). Computed medical imaging,

Nobel Award address. Medica Physica, 7, 283290. Iball, G. R., Brettle, D. S., & Moore, A. C. (2006). Assessmentof tube current modulation in pelvic CT. BritishJournal of Radiology, 79, 62–70.

Isherwood, I. (2004). Sir Godfrey NewboldHounsfield–inmemoriam. European Radiology, 14, 2152–2153.Jones, D. W., et al. (2013). Practical SPECT/CT in nuclearmedicine. London: Springer.Kalender, W. (1995). Spiral CTangiography. In L. W. Goldman,& J. B. Fowlkes(Eds.), Medical CT and ultrasound:current technology and applications. New London, CT:American Association of Physicists in Medicine.

Kalender, W. (2005). Computed tomographyfundamentals,system technology, image quality, applications.Erlangen, Germany: Publicis Corporate Publishing.Katada, K., Kato, R., Anno, H., Ogura, Y., Koga, S., Ida,Y., Sato, M., et al. (1996). Guidance with real-time

Beister,M.(2012). Iterative reconstructionmethodsin xray CT. Physica Medica, 28(2), 94–108. http://dx.doi.org/10.1016/j.ejmp.2012.01.003.

Bolan, C. (2013). Routine 3D imaging becomes a reality.Applied Radiology, July 27–31.

Cameron, S. (2014). The usefulness of a 320-row CT scannerin the oil industry. Visions, 23, 17–19.

Cormack, A. M. (1980). Early two-dimensionalreconstructionand recent topics stemming from it, NobelAward address. Medical Physics, 7, 277–282.

Dalrymple, N. C., Prasad, S. R., Freckleton, M. W., et al.(2005). Introduction to the language of three-dimensionalimaging with multidetector CT. Radiographics,25, 1409–1428.

Daly, B., & Templeton, P. A. (1999). Real-time CT fluoroscopy:evaluation of an interventional tool. Radiology, 211, 309–315.

Davies, E. (2014). Veterinary CT with the Alexion. Visions,24, 14–17.

DeRoos, A., Kroft, L. J. M., Bax, J. J., Lamb, H. J., & Gelejins,J. (2006). Cardiac applications of multislice computedtomography. British Journal of Radiology, 79, 9–16.

DeWever, W., Bogaert, J., & Verschakelen, J. A. (2005). Virtualbronchoscopy: accuracy and usefulness—an overview.Seminars in Ultrasound CT and MRI, 26, 364–373.

Ell, P. J. (2006). The contribution of PET/CT to improved patientmanagement. British Journal of Radiology, 79, 23–36.

Fishman, E. K. (2004). 3D rendering principles andtechniques. In E. K. Fishman, & R. B. Jeffrey (Eds.),Multidetector CT: principles, techniques, and clinicalapplications. Philadelphia, PA: Lippincott Williams &Wilkins.

Fishman, E. K., Magid, D., Ney, D. R., et al. (1991). Threedimensionalimaging. Radiology, 181, 321–337.

Funt, F., & Bryant, E. C. (1987). Detection ofinternal logdefects by automatic interpretation of computer tomographyimages. Forest Products Journal, 37, 56–62.

evolutionof current perspectives. In E. R. Giuliani (Ed.), Cardiology:fundamentals and practice. St. Louis, MO: Mosby.

Rizzo, S., Kalra, M., Schmidt, B., et al. (2006). Comparisonof angular and combined automatictube current modulationtechniques with constant tube current CT of theabdomen and pelvis. American Journal of Roentgenology,186, 673–679.

Robb, R. A., & Morin, R. L. (1991). Principles and instrumentationfor dynamic x-ray computed tomography. InM. L. Marcus, H. R. Schelbert, D. J. Skorton, & G. L. Wolf(Eds.), Cardiac imaging: a comparison to Braunwald'sheart disease. Philadelphia, PA: WB Saunders.Seeram, E. (1998). 3D imaging: basic concepts forradiologic technologists. Radiologic Technology, 69,127–148.

Seeram, E. (1999). Radiation dose in CT.Radiologic Technology,70, 534–556.

Seeram, E. (2004). Digital image processing. RadiologicTechnology, 75, 435–452.

Seeram, E. (2014). CT dose optimization.Radiation Technology,85(6), 660–675.

Seeram, E., & Seeram, D. (2008). Imagepostprocessing indigital radiology: a primer for technologists. Journal ofMedical Imaging and Radiation Sciences, 39, 23–41.Siemens Medical Solutions. (2005). Archaeology—hightech meets history. SOMATOM, Sessions No. 16, 33–34.

Sirr, S. A., & Waddle, J. R. (1999). Use of CT in detectionof internal damage and repair and determination ofauthenticityin high-quality bowed stringed instruments.Radiographics, 19, 639–646.

Vining, D. J. (1999). Virtual colonoscopy. Seminars inUltrasound CT and MRI, 20, 56–60.

Yasuda, T., Ohsihita, H., & Toriwaki, J. (1992). 3D visualizationof an ancient Egyptian mummy. IEEE ComputerGraphics and Applications, 2, 13–17.Zhang, Q., Eagleson, R., & Peters, T. M. (2011). Volume visualization:a technical overview with a focus on medicalapplications. Journal of Digit Imaging, 24(4), 640664.

Zonneveld, F., Spoor, F., & Wind, J. (1989). The use of theCT in the study of the internalmorphology of hominidfossils. Medicamundi, 34, 117–127.

CTfluoroscopy: early clinical experience. Radiology, 200,851–856.

Kelves, B. H. (1997). Naked to the bone. New Brunswick,NJ: Rutgers University Press.Mattsson, S. (Ed). (2005). Optimization strategiesinmedical x-ray imaging. Radiation Protection Dosimetry,114(1-3), 1–3.http://dx.doi.org/10.1093/rpd/nch580.

McNitt-Gray, M. F. (2002). Radiation dose in CT. Radiographics,22, 1541–1553.

Merriam-Webster Dictionary. (2014). Online EnglishLanguage Dictionary. Accessed February 2014http:www.merriam-webster.com/dictionary.

Meyer, H., Dewey, M., Issever, A. S., & Rogalla, P. (2007). How multidetector CT can help open bike locks. Radiology,245, 921.

Mori, S., Endo, M., Nishizawa, K., Murase, K.,Fujiwara,H., & Tanada, S. (2006). Comparison of patient doses in256-slice CT and 16-slice CTscanners. British Journalof Radiology, 79, 56–61.

Mutic, S., Palta, J. R., Butker, E. K., et al. (2004). Qualityassurance for computed tomographysimulators andcomputed tomography simulation process: report of theAAPM Radiation Therapy Committee Task Group No66. Medica Physica, 30, 2762–2792.

Perry, B. J., & Bridges, C. (1973). Computerized transverseaxial scanning (tomography), part 3. British Journal ofRadiology, 46, 1048–1051.

Pratx, G., & Xing, L. (2011). GPU computing in medicalphysics: a review. Medica Physica, 38(5).

Ramirez-Giraldo, J. C. (2014). Radiation dose optimizationtechnologies in MDCT: a review. Medical PhysicsInternational, 2(2), 420–430.

Rhodes, M. L. (1991). Computer graphics in medicine: thepast decade. IEEE Computer Graphics and Applications,4, 52–54.

Ritman, E. L., Robb, R. A., & Wood, E. H. (1991). Synchronousvolumetric imaging of noninvasive vivisectionof cardiovascular and respiratory dynamics:

۲

پردازش دیجیتالی تصویر

رئوس مطالب

محدودیت‌های تصویربرداری بر مبنای فیلم
سیستم تصویربرداری دیجیتال
دریافت داده‌ها
پردازش تصویر
نمایش تصویر، ذخیره‌سازی تصویر و ارتباطات تصویر
جنبه‌های تاریخی
ساختار و نمایش تصویر
تصاویر آنالوگ
تصاویر دیجیتال
پردازش تصویر دیجیتال چیست؟
تعاریف
حوزه تصویر
ویژگی‌های تصویر دیجیتال
ماتریس
پیکسل
وکسل
عمق بیت
تاثیر پارامترهای تصویر دیجیتال بر ظهور تصاویر دیجیتال
دیجیتالی کردن تصویر
اسکن
نمونه برداری
محاسبه کمی
تبدیل آنالوگ به دیجیتال
چرا تصویر را دیجیتال می‌کنیم؟
روش‌های پردازش تصویر
عملیات نقطه‌ای
عملیات مکانی
عملیات کلی
عملیات هندسی
مرور کلی فشردگی تصویر
فشردگی تصویر چیست؟
انواع فشردگی تصویر
تاثیر فشردگی برگشت‌ناپذیر بر تصاویر دیجیتال
مرور کلی بازسازی تصویر
تصویربرداری تشدید مغناطیسی
تصویربرداری سی‌تی
تصویربرداری سه‌بعدی در رادیوگرافی
تصویربرداری واقعیت مجازی در رادیولوژی
سخت افزارهای پردازش تصویر
سی‌تی به عنوان یک سیستم پردازش تصویر دیجیتال
پردازش تصویر: ابزاری ضروری برای سی‌تی
سوالات مروری

در پایان فصل باید قادر به توضیح موارد زیر باشید:

۱. به تاریخچه پردازش تصویر دیجیتال پی ببرید.
۲. مولفه‌های کلیدی ساختار و نمایش تصویر را شرح دهید.
۳. هریک از موارد زیر را تعریف کنید:
اشیاء
تصاویر
تصویر آنالوگ
پردازش تصویر دیجیتال
۴. سه مرحله اسکن کردن، نمونه‌برداری و کمی سازی را در دیجیتال کردن (رقمی کردن) تصویر شرح دهید.
۵. توضیح دهید که مبدل آنالوگ به دیجیتال (ADC) چگونه کار می‌کند و مشخصه‌های سرعت و دقت را توضیح دهید.
۶. فواید دیجیتالی کردن تصویر را فهرست کنید.
۷. چهار عملیات پردازش تصویر را فهرست کنید و چگونگی کار هر یک را توضیح دهید.
۸. به طور مختصر هر یک از موارد زیر را توضیح دهید:
نقشه‌برداری سطح-خاکستری
جداول اطلاعات
هیستوگرام
فیلتر کردن فرکانس فضایی
۹. دو روش اجرای فیلتر فرکانس فضایی و اساس روش کانولوشن را شرح دهید.
۱۰. مولفه‌های سیستم پردازش تصویر دیجیتال را نام برده و رسم نمائید.
۱۱. شباهت‌های بین پردازش تصویر دیجیتال و سی‌تی به عنوان یک سیستم پردازش تصویر دیجیتال را شرح دهید.
۱۲. عملیات پردازش تصویر اصلی را که در ابعاد تصویربرداری پزشکی متفاوت استفاده می‌شود را بیان نمائید.
۱۳. علت انجام پردازش به عنوان یک ابزار ضروری را برای کارشناسان سی‌تی توضیح داده و فهرست نمائید.

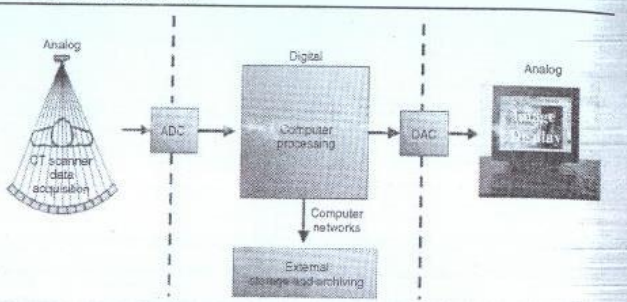
واژه‌های کلیدی برای یادآوری

پردازش آنالوگ	پردازش دیجیتال	سخت افزار پردازش تصویر
سیگنال آنالوگ	سیگنال دیجیتال	عملیات مکانی
مبدل آنالوگ به دیجیتال (ADC)	مبدل دیجیتال به آنالوگ (DAC)	جداول اطلاعات
بیت	رقمی کردن(دیجیتالی کردن)	عملیات نقطه‌گذاری
کنولوشن	عملیات هندسی	محاسبه کمی
کرنل کانولوشن	عملیات کروی	نمونه‌برداری
پردازش تصویر	نقشه برداری سطح- خاکستری	فیلتر کردن فرکانس فضایی
هیستوگرام		

محدودیت‌های تصویربرداری بر پایه فیلم

تصویربرداری بر پایه فیلم اساس کار رادیولوژی از زمان کشف اشعه‌ایکس در سال ۱۸۹۵ بوده است. کاربردهای تصویربرداری براساس فیلم شامل رادیوگرافی و توموگرافی، فلوروسکوپی و روش‌های اختصاصی تصویربرداری (همانند آنژیوگرافی) می‌باشد. علاوه بر این، پزشکی هسته‌ای، فراصوت، توموگرافی کامپیوتری (CT) و تصویربرداری تشدید مغناطیسی (MRI) را نیز شامل می‌شود. تمام این روش‌های تصویربرداری، بر اساس فیلم کار می‌کنند و در گذشته رادیولوژیست‌ها برای تشخیص دادن بیماری‌ها از این فیلم‌ها استفاده می‌کردند.

کارشناسان رادیولوژی با مراحل ایجاد یک تصویر رادیوگرافی بر پایه فیلم آشنا هستند. در ابتدا، بیمار تحت تابش قرار گرفته تا مقدار تابش مورد نیاز برای ایجاد یک تصویر با کیفیت تخمین زده شود. تصویر مخفی تشکیل شده بر روی فیلم در ادامه با استفاده از مواد شیمیایی به



شکل ۲-۱: اجزای اصلی یک سیستم تصویربرداری دیجیتال را نشان می‌دهد.

تصویر قابل رویت تبدیل می‌شود. سپس تصویر توسط رادیولوژیست برای تعیین وضعیت جسمانی بیمار مشاهده می‌گردد. اگر تابش اولیه به اندازه کافی نباشد، پروسه تصویربرداری منجر به ایجاد تصویر بی‌کیفیت می‌گردد. برای مثال، اگر تابش اولیه بسیار زیاد باشد، تصویر ایجاد شده بسیار تاریک بوده و لذا رادیولوژیست نمی‌تواند تشخیص خوبی از چنین تصویری فراهم کند. به همین ترتیب، اگر فیلم در معرض تابش بسیار کمی قرار گیرد، تصویر پردازش شده بسیار روشن ظاهر می‌شود و رادیولوژیست نمی‌تواند از آن استفاده نماید. در هر دو حالت، تصاویر فاقد شدت و کنتراست مناسب بوده و لذا تصویربرداری باید تکرار شود تا کیفیت تصویر قابل قبولی که مورد نیاز برای تشخیص است را فراهم کند. به علاوه اینکه، بیمار باید درمعرض تابش زیادی قرار گیرد.

با وجود این مشکلات، تصویربرداری بر پایه فیلم در ۱۰۰سال گذشته مفید بوده و امروزه نیز در تعدادی از مراکز تصویربرداری استفاده می‌شود. مشکلات دیگری که وابسته به تصویربرداری بر پایه فیلم وجود دارد. برای مثال، استفاده از فیلم برای آشکارسازی، نمایش و ذخیره سازی تصویر مناسب نمی‌باشد.

صفحه فیلم به‌عنوان یک آشکارساز تابش، نمی‌تواند تفاوت در کنتراست بافت‌هایی با اختلاف کمتر از ۱۰ درصد را نشان دهد. این بدین معناست که قدرت تفکیک کنتراست فیلم محدود می‌باشد. با این وجود، قدرت تفکیک فضایی آن از تمام دیگر روش‌های تصویربرداری بیش‌تر بوده و این (بزرگ بودن قدرت تفکیک فضایی) اصلی‌ترین دلیلی است که در طول این چندسال رادیوگرافی نقش مهمی را در تصویربرداری بیماران ایفا کرده است.

محدوده نوری و کنتراست فیلم به عنوان یک وسیله نمایش، ثابت و محدود است. فیلم تنها یکبار می‌تواند استفاده شود. محدوده نوری و کنتراست فیلم توسط عوامل تابش تعیین می‌شوند. به منظور تغییر در نمایش تصویر (محدوده نوری و کنتراست)، عوامل پرتودهی باید تغییر یافته و در نتیجه آن، در بیمار افزایش می‌یابد.

به‌عنوان یک وسیله بایگانی، فیلم معمولا در پوششی نگهداری و در یک اتاق بزرگ بایگانی می‌شود. لذا این کار نیازمند این است که فیلم به طور دستی بایگانی و بازیابی شود. یک سیستم تصویربرداری و پردازش تصویر دیجیتال می‌تواند بر این مسائل غلبه کند.

سیستم تصویربرداری دیجیتال

اجزای اصلی یک سیستم تصویربرداری دیجیتال برای استفاده در رادیولوژی در شکل ۲-۱ نشان داده شده است. این سیستم شامل دریافت داده‌ها، پردازش تصویر، نمایش/ذخیره/ بایگانی و ارتباطات تصویر می‌باشد. همان طور که در فصل یک اشاره شد، سی‌تی شامل این اجزای کلی است (به طور پیوسته در فصل‌های بعدی به طور مفصل شرح شده است) و بنابراین می‌تواند به‌عنوان یک سیستم تصویربرداری دیجیتال طبقه‌بندی شود زیرا که این سیستم از کامپیوتر برای پردازش تصویر استفاده می‌کند. هر یک از این اجزا به طور خلاصه شرح داده خواهند شد.

دریافت داده‌ها

عبارت دریافت داده‌ها[1] به یک روش اصولی جمع‌آوری داده‌ها از بیمار اشاره دارد. برای تصاویر رادیوگرافی دیجیتال و سی‌تی، داده‌ها همان چگالی الکترونی بافت‌ها بوده که به ضریب تضعیف خطی (μ) بافت‌های مختلف بستگی دارد. به عبارت دیگر، همان داده‌های تضعیفی هستند که برای مدالیته‌های مختلف تصویربرداری جمع‌آوری می‌شوند. اجزای اصلی این مدالیته‌های تصویربرداری شامل تیوب اشعه‌ایکس و آشکارسازهای دیجیتال می‌باشند. سیگنال خروجی آشکارسازها یک سیگنال الکتریکی است (یک سیگنال آنالوگ که به طور پیوسته با زمان تغییر می‌کند). به دلیل اینکه یک کامپیوتر دیجیتال در این سیستم‌های تصویربرداری به کار گرفته می‌شود، سیگنال آنالوگ به منظور پردازش دیجیتالی توسط کامپیوتر باید به سیگنال دیجیتال (واحدهای مجزا) تبدیل شود. این تبدیل توسط یک مبدل آنالوگ به دیجیتال (ADC) انجام می‌شود.

[1] Data Acquisition

پردازش تصویر

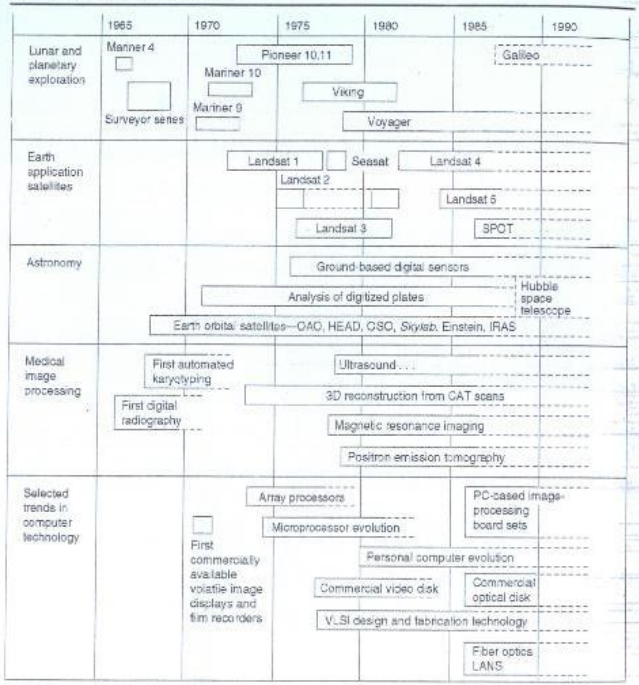
در پردازش تصویر، کامپیوتر، تصویر دیجیتالی را به عنوان ورودی گرفته و آن را با استفاده از یک سیستم عددی باینری[2] به یک تصویر دیجیتال خروجی تبدیل می‌کند. اگرچه ما از سیستم عددی اعشاری (که با مبنای ده کار می‌کند، برای مثال از ۱۰ عدد متمایز از اعداد: ۰، ۱، ۲، ۳، ۴، ۵، ۶، ۷، ۸، ۹) استفاده می‌کنیم، کامپیوترها از سیستم اعداد باینری استفاده می‌کنند (بر مبنای ۲، یعنی ۰ یا ۱). این دو رقم به ارقام باینری یا بیت اشاره دارد. بیت‌ها نمی‌توانند پیوسته باشند؛ بلکه آن‌ها واحدهای مجزایی هستند. کامپیوترها با اعداد باینری ۰ و ۱، به صورت واحدهای مجزایی که پردازش شده و به واحدهای مجزای دیگری تبدیل می‌شوند، کار می‌کنند. به منظور پردازش کلمه "اوکلید"، ابتدا باید به داده‌های عددی (نمایش باینری) تبدیل شود. بنابراین نمایش باینری کلمه "اوکلید" به‌صورت

۰۱۰۰۰۱۰۱۰۱۰۱۰۱۰۱۰۰۰۰۱۱۰۱۰۰۱۱۰۰۰۱۰۰۱۰۰۱۰۱۰۱۰۰۰۱۰۰

می‌باشد.

ADC داده‌های عددی را برای پردازش دیجیتال تصویر به یک کامپیوتر دیجیتال می‌فرستد. این پردازش به وسیله مجموعه‌ای از عملگرها و روش‌ها برای تبدیل تصویر ورودی به یک تصویر خروجی که مناسب رادیولوژیست بوده، به منظور افزایش دقت تشخیص انجام می‌گیرد. برای مثال این عملگرها با کاهش نویز تصویر، وضوح یا کنتراست تصویر ورودی را افزایش می‌دهند. این فصل به طور اصولی به بحث در مورد روش‌ها و عملگرهای پردازش دیجیتال تصویر می‌پردازد.

[2] Binary



شکل ۲-۲: نمای کلی از پیشرفت‌های مهم ۲۰ سال اول پردازش تصویر دیجیتال (از گرین، دینیدس،[۱۹۸۹]). پردازش تصویر دیجیتال: رویکرد سیستم

نمایش، ذخیره و ارتباطات تصویر

خروجی پردازش کامپیوتر، تصویری است که قبل از مشاهده روی صفحه نمایش در ابتدا باید به سیگنال آنالوگ تبدیل شود. چنین تبدیلی تابع تبدیل دیجیتال به آنالوگ (DAC) است. این تصویر می‌تواند بر روی حامل‌های مغناطیسی (دیسک‌ها/ نوارهای مغناطیسی) و دیسک‌های نوری لیزری برای مشاهده و دستکاری ذخیره شوند. به علاوه، این تصاویر می‌توانند از طریق شبکه‌های کامپیوتری برای افرادی که در مکان‌های دوری واقع شده‌اند، ارسال گردد. بنابراین، سیستم‌های ارتباط و ذخیره‌سازی تصویر (PACS) در تمام بخش‌های رادیولوژی جدید استفاده می‌شوند.

این فصل به شرح مختصری از اصول اساسی پردازش تصویر دیجیتال پرداخته و همچنین شرحی از موضوعات مرتبط همانند نمایش تصویر، فرآیند دیجیتالی کردن، عملیات پردازش تصویر و ملاحظات سخت‌افزار تصویربرداری را ارائه می‌دهد.

جنبه‌های تاریخی

تاریخچه پردازش تصویر دیجیتال به سال‌های اولیه دهه ۱۹۶۰، زمانی که سازمان ملی هوانوردی و فضا (NASA) برنامه و اکتشاف سیارات را توسعه می‌داد، برمی‌گردد. این فضاپیماها تصاویری از برگشت سطح ماه به زمین ارائه دادند. این تصاویر آنالوگ به وسیله یک دوربین تلویزیونی گرفته شده و به تصاویر دیجیتال تبدیل شده و سپس به وسیله کامپیوترهای دیجیتال برای یافتن اطلاعات بیش‌تر درباره سطح ماه پردازش شده‌اند.

توسعه روش‌های تصویربرداری دیجیتال به کار در آزمایشگاه پیشران جت ناسا در موسسه تکنولوژی کالیفرنیا نسبت داده شود. فناوری پردازش دیجیتال به سرعت ادامه یافت و کاربرد آن در حوزه‌هایی همانند نجوم، زمین‌شناسی، جنگلبانی، کشاورزی، نقشه‌کشی معماری، علوم نظامی و پزشکی توسعه یافت (مروری از تاریخ تکنولوژی پردازش تصویر دیجیتال در شکل ۲-۲ نشان داده شده است). این تکنولوژی، کاربردهای گسترده‌ای در پزشکی و به‌طور خاص در تصویربرداری تشخیصی یافته است، طوری که از آن با موفقیت در رادیوگرافی دیجیتال، فراصوت، پزشکی هسته‌ای، سی‌تی و MRI استفاده می‌شود (هانگ، ۲۰۰۴). پردازش تصویر دیجیتال یک موضوع چند رشته‌ای است که فیزیک، ریاضیات، مهندسی و علم کامپیوتر را شامل می‌شود.

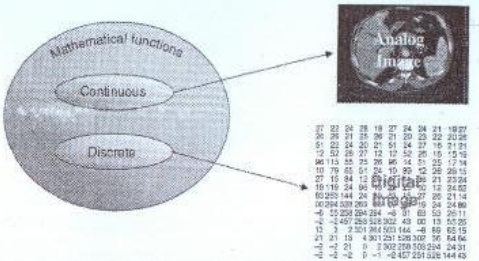
تشکیل و نمایش تصویر

درک تصاویر به منظور تعریف پردازش تصویر دیجیتال ضروری است. کاستلمن (Castleman) (۱۹۹۶) تصاویر را بر اساس روش ایجاد آن طبقه بندی کرد. وی نظریه‌ای را برای توصیف انواع تصاویر ارائه داد. مطابق با این نظریه، تصاویر، زیر مجموعه‌ای از تمام اشیاء می‌باشند. درون این مجموعه تصاویر، زیرمجموعه‌های دیگری همانند تصاویر مرئی (به‌عنوان مثال هولوگرام‌ها، یا فوتوگرافی‌ها)، تصاویر نوری (به عنوان مثال هولوگرام‌ها) و همچنین تصاویر فیزیکی غیرمرئی (به عنوان مثال دما، فشار، یا تکامل نقشه‌ها) و تصاویر ریاضیات (به عنوان مثال توابع پیوسته و توابع گسسته) وجود دارند. به عنوان نمونه، موج مثالی از یک تابع پیوسته (سیگنال آنالوگ) است، در حالی که یک تصویر دیجیتال، همان طور که در شکل ۲-۳ نشان داده شده است یک تابع گسسته را نمایش می‌دهد. کاستلمن بیان کرد که "تنها تصاویر دیجیتال می‌توانند به وسیله کامپیوتر پردازش شود".

تصاویر آنالوگ

تصاویر آنالوگ، تصاویر پیوسته هستند. به عنوان مثال یک فوتوگراف سیاه و سفید از یک تصویر اشعه‌ایکس قفسه سینه، یک تصویر آنالوگ است زیرا که یک توزیع پیوسته‌ای از شدت نور را به عنوان تابعی از موقعیت رادیوگراف نمایش می‌دهد.

در فوتوگرافی، تصاویر زمانی تشکیل می‌شوند که نور روی فیلم متمرکز شود. در رادیوگرافی، اشعه‌های ایکس از بیمار عبور کرده و بر روی فیلم تبدیل به تصویر می‌شود. در هر دو مورد، فیلم‌ها به منظور تبدیل شدن به تصویر مرئی در محلول‌های شیمیایی قرار گرفته و تصاویر به وسیله یک فرآیند فوتوشیمیایی تشکیل می‌شوند. تصاویر می‌توانند همچنین به وسیله ابزار فوتوالکترونیک ایجاد شوند. در چنین تصاویری سیگنال‌های الکتریکی



شکل ۲-۳: دو مثال از تصاویر پیوسته و گسسته (در متن توضیحات بیش‌تری را می‌بینید)

(سیگنال‌های آنالوگ) باید به عنوان سیگنال‌هایی که از ابزار فوتوالکترونیک ظاهر می‌شوند، نمایش داده شوند.

تصاویر دیجیتال

تصاویر دیجیتال، نمایش‌های عددی یا تصاویر اشیا هستند. ایجاد تصاویر عددی نیازمند یک کامپیوتر است. هر اطلاعاتی که برای پردازش وارد کامپیوتر می‌شود، در ابتدا باید به شکل دیجیتال یا عددی تبدیل شود (شکل ۲-۴). ADC عنصر مهمی است، که سیگنال‌های پیوسته را به سیگنال‌های گسسته یا داده‌های دیجیتال تبدیل می‌کند (وبتین، ۱۹۹۵).

کامپیوتر، داده‌های دیجیتال را دریافت کرده و پردازش‌های لازم را انجام می‌دهد. نتایج این پردازش همیشه دیجیتال است و می‌تواند به عنوان تصویر دیجیتال نمایش داده شود (شکل ۲-۵).

پردازش تصویر دیجیتال چیست؟

تعاریف

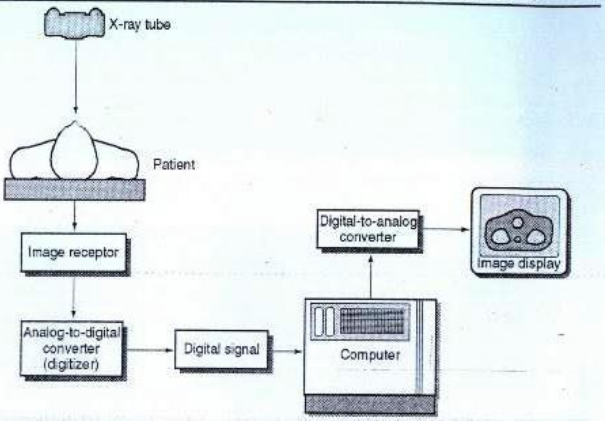
در پردازش تصویر لازم است که تصویر ورودی به یک تصویر خروجی تبدیل گردد. اگر هر دو تصویر ورودی و خروجی آنالوگ باشند، پردازش را پردازش آنالوگ گویند. اگر هر دو تصویر ورودی و خروجی گسسته باشند، این پردازش را پردازش دیجیتال گویند: در مواردی که باید یک تصویر آنالوگ به داده دیجیتال به منظور ورودی یک کامپیوتر تبدیل شود به یک سیستم رقمی‌ساز نیاز است. سی‌تی بر اساس فرآیند بازسازی بوده و به موجب آن یک تصویر دیجیتال به یک تصویر فیزیکی مرئی تبدیل می‌شود (شکل ۲-۶).

کاستلمن (۱۹۹۶) پردازش را به عنوان "مجموعه‌ای از فعالیت‌ها یا عملیاتی که به یک نتیجه مطلوب منجر شوند و یا یک سری از فعالیت‌ها یا عملیات که بر روی یک شیء و به منظور تغییر شکل مطلوب انجام می‌گیرد" تعریف نمود. او همچنین پردازش تصویر دیجیتال را به عنوان "نمایش عددی اشیاء برای مجموعه‌ای از عملیات و به منظور به دست آوردن نتیجه مطلوب" معرفی نمود.

با انجام انواعی از عملیات (باکسیس، ۱۹۹۴)، پردازش تصویر به عنوان یک اصل ظاهر شده است (کادر ۲-۱).

حوزه‌های تصویر

تصاویر را می‌توان بر مبنای چگونگی نمایش آن‌ها، در دو حوزه بررسی نمود (هانگ، ۲۰۰۴). این حوزه‌ها شامل حوزه مکان فضایی و حوزه فرکانس فضایی می‌باشد. تمام تصاویری که توسط انسان‌ها دیده می‌شوند در حوزه مکان فضایی قرار می‌گیرند. به عنوان مثال رادیوگرافی و سی‌تی تصاویری را در حوزه مکان فضایی ایجاد می‌کنند.



شکل ۲-۴: مبدل داده‌های آنالوگ به داده‌های دیجیتال برای ورودی یک کامپیوتر دیجیتال(تیوب اشعه‌ایکس- بیمار- گیرنده عکس- مبدل آنالوگ به دیجیتال - سیگنال دیجیتال- کامپیوتر- مبدل دیجیتال به آنالوگ- نمایش تصویر).

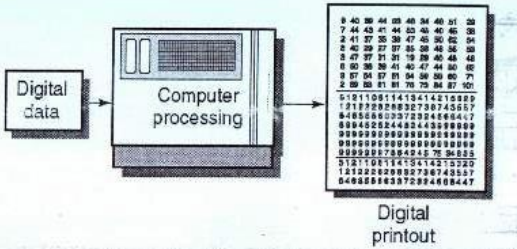
همان‌طور که در ابتدا اشاره شد، تصویر دیجیتال یک تصویر عددی است که در آن مکان هر عدد در تصویر و در یک سیستم مختصات دکارتی X-Y تعریف و مرتب شده است، طوری که محور X ردیف‌ها یا بیانگر خطوطی که روی تصویر قرار می‌گیرند و محور Y بیانگر ستون‌ها می‌باشند (همان طور که در شکل ۲-۷ نشان داده شده است)، به عنوان مثال، اولین پیکسل در بالای گوشه سمت چپ تصویر همیشه با ۰،۰ شناخته می‌شود. مکان فضایی ۹،۴ بیانگر یک پیکسل است که مکان آن ۹ پیکسل در سمت راست طرف چپ تصویر و ۴ خط پایین‌تر از بالای تصویر می‌باشد. چنین تصویری در حوزه مکان فضایی می‌باشد.

تصاویر را می‌توان در حوزه فرکانس فضایی، همانند تصاویر MRI دریافت نمود. عبارت فرکانس به عدد سیکل در واحد طول بازمی‌گردد. ساختارهای کوچک درون یک شیء (بیمار) فرکانس‌های بالایی را ایجاد می‌کنند که نمایش دهنده جزئیاتی در تصویر است. ساختارهای بزرگ، با ایجاد فرکانس‌های پایین، عامل ایجاد کنتراست در تصویر هستند.

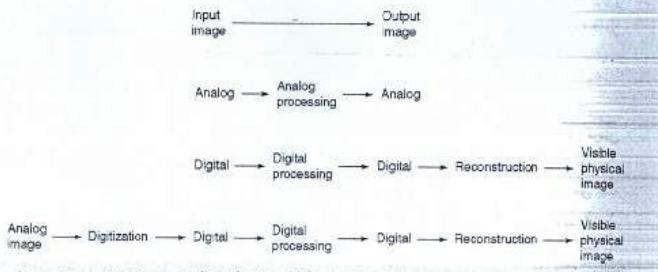
همان‌طور که در شکل ۲-۸ نشان داده شده است، پردازش تصویر می‌تواند تصاویر را از یک حوزه به حوزه دیگر تصویر تبدیل نماید. برای مثال تصویری که در حوزه مکان فضایی است می‌تواند به یک تصویر در حوزه فرکانس فضایی تبدیل شود.

از تبدیل فوریه[1] (FT) برای انجام این کار استفاده می‌شود. تبدیل فوریه، مبحث ریاضیاتی مفصلی است و در این قسمت نمی‌توان آن را بیان نمود. تبدیل فوریه، تابعی که در حوزه زمان قرار دارد (شدت سیگنال در برابر زمان گفته می‌شود) را به تابعی در حوزه فرکانس (شدت سیگنال

[1]Fourieh Transform



شکل ۲-۵: داده‌های دیجیتالی ورودی می‌توانند پس از پردازش کامپیوتر به شکل دیجیتالی نمایش داده شوند.

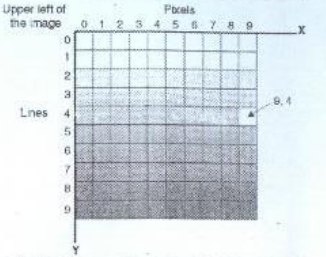


شکل ۲-۶: پردازش تصویر دیجیتال(تصویر ورودی - تصویر خروجی، آنالوگ-پردازش آنالوگ-آنالوگ، دیجیتال-پردازش دیجیتال-دیجیتال- بازسازی- تصویر فیزیکی مرئی، تصویر آنالوگ- رقمی (دیجیتال) کردن- دیجیتال- پردازش دیجیتال- دیجیتال- بازسازی- تصویر فیزیکی مرئی)

در برابر فرکانس گفته می‌شود) تبدیل می‌نماید. معکوس FT با FT^{-1} مشخص می‌شوند که برای تبدیل یک تصویر در حوزه فرکانس به حوزه مکان فضایی برای مشاهده رادیولوژیست و تکنولوژیست به کار می‌رود. از طرف دیگر، فیزیکدانان و مهندسان، ترجیح می‌دهند تصاویر را در حوزه فرکانس مشاهده نمایند.

دلیل اصلی انجام این پردازش، ایجاد تصویری است که قادر به افزایش یا حذف خصوصیات مشخصی از تصویر را فراهم می‌کند. به عنوان مثال، هانگ (۲۰۰۴) بیان نمود که:

از داده‌های موجود در حوزه فرکانسی می‌توان استفاده نمود و این در حالی است که این داده‌ها به سادگی در دسترس حوزه فضایی و به منظور دریافت برخی مشخصات تصویر رادیوگرافیکی قرار نمی‌گیرند. اگر تصویر، لبه‌های زیادی داشته باشد، مولفه‌های فرکانسی بسیار بزرگی خواهد داشت.



شکل ۲-۷: یک سیستم مختصات راستگرد که با استفاده از تصاویر عددی در یک حوزه موقعیت فضایی شرح داده شده است. مکان دقیق یک پیکسل را می‌توان با استفاده از ستون‌ها و ردیف‌ها تعیین کرد (برای دریافت جزئیات بیش‌تر متن تصویر را بخوانید).

به عبارت دیگر، اگر تصویر فقط شامل مواد یکسانی همانند آب یا پلاستیک باشد، آن تصویر مولفه‌های فرکانس پایینی دارد. بر پایه این فرکانس در همان تصویر، می‌توان به طور انتخابی همان مولفه‌های فرکانسی را به منظور افزایش کیفیت تصویر تغییر دهیم. به منظور ایجاد و آماده‌سازی یک تصویر صاف‌تر می‌توانیم دامنه مولفه‌های فرکانس پایین را زیاد کنیم. این در حالی است که برای افزایش لبه استخوان‌ها در تصویربرداری اشعه‌ایکس دست، می‌توانیم دامنه مولفه‌های فرکانس بالا را افزایش دهیم.

کادر ۲-۱: عملیات پردازش تصویر

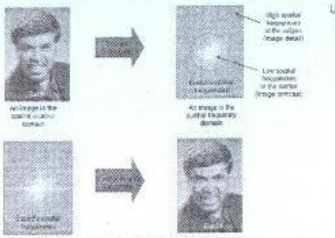
ایجاد تصویر

اصلاح تصویر

- افزایش تصویر
- ترکیب تصویر
- ترمیم تصویر

آنالیز تصویر

- شناخت الگو
- تفسیر تصویر
- استخراج ویژگی‌ها



شکل ۲-۸: انتقال فوریه برای تبدیل تصویر از حوزه مکان فضایی به حوزه فرکانس فضایی. عکس انتقال فوریه برای انتقال معکوس از حوزه فرکانس فضایی به حوزه مکان فضایی استفاده می‌شود (اوکلید سیرام، ۲۰۰۴، تکنولوژی رادیولوژی، ۴۵۵-۴۳۵، ۷۵، با اجازه از انجمن تکنولوژیست‌های رادیولوژی آمریکا).

مشخصات تصویر دیجیتال

ساختار یک تصویر دیجیتال می‌تواند با در نظر گرفتن چندین مشخصه و یا پارامترهای اصلی توصیف شود. این مشخصات شامل ماتریس، پیکسل، وکسل[1] و عمق بیت می‌باشند (بورن، ۲۰۱۰؛ کاسیلمان، ۱۹۹۶؛ دورتی، ۲۰۰۹؛ پولی و همکاران، ۲۰۰۱؛ سیرام و سیرام، ۲۰۰۸؛ سیبرت، ۱۹۹۵).

ماتریس

ماتریس بخشی از یک تصویر عددی است. ماتریس جزء دیگری از یک تصویر دیجیتال است که در درک پردازش تصویر دیجیتال مهم هستند. یک تصویر دیجیتال از یک آرایه دوبعدی از اعداد ساخته شده است که این آرایه دوبعدی را یک ماتریس می‌نامند. این ماتریس شامل سطرها (N) و ستون‌ها (M) است که مربع کوچکی به نام مولفه‌های تصویر یا پیکسل را تعریف می‌کنند. بعد تصویر را می‌توان به وسیله M و N و اندازه تصویر با رابطه زیر نشان داده می‌شود:

[1] Voxel

$$M \times N \times kbits$$

زمانی که M=N، تصویر مربعی است. به طور کلی تصاویر دیجیتالی گسسته به صورت اشکال چهارگوش می‌باشند. هنگام تصویربرداری از یک بیمار با یک سیستم تصویربرداری دیجیتالی، اپراتور سیستم، اندازه ماتریسی را انتخاب می‌کند که اغلب به عنوان میدان دید[1] (FOV) نیز شناخته می‌شود. نمونه‌ای از اندازه‌های ماتریس در جدول ۲-۱ نشان داده شده است. نکته مهم این است که همان طور که عکس بزرگ‌تر می‌شود، زمان پردازش و فضای ذخیره‌سازی بیش‌تری نیاز دارند. علاوه بر آن، تصاویر بزرگ‌تر زمان بیش‌تری را برای انتقال به مکان‌های دورتر خواهند گرفت. در این موارد، فشردگی تصویر برای ذخیره‌سازی و انتقال لازم است.

پیکسل‌ها

پیکس‌هایی که ماتریس را می‌سازند عموما مربعی هستند. هر پیکسل شامل یک عدد (مقدار گسسته) است که نمایش دهنده یک سطح روشنی است. اعداد، مشخصات بافتی را نمایش می‌دهند که تصویربرداری شده است. به عنوان مثال، در رادیوگرافی و سی‌تی این اعداد با عدد اتمی و عدد جرمی آن بافت مرتبط است. در MRI این اعداد نمایش دهنده ویژگی‌های دیگر بافت همانند چگالی پروتون و زمان استراحت می‌باشند.

اندازه پیکسل می‌تواند مطابق با رابطه زیر محاسبه شود:

$$\text{Pixel size} = \text{FOV}/\text{Matrix size}$$

برای تصویربرداری دیجیتال، اندازه ماتریس بزرگ‌تر یا اندازه پیکسل کوچک‌تر (برای FOV یکسان) منجر به قدرت تفکیک فضایی بهتر می‌شود. اثر اندازه ماتریس روی وضوح تصویر را می‌توان در شکل ۲-۹ دید.

[1] Field Of View

جدول ۲-۱: اندازه ماتریس‌های نمونه برای انواع مختلف تصاویر تشخیصی دیجیتال

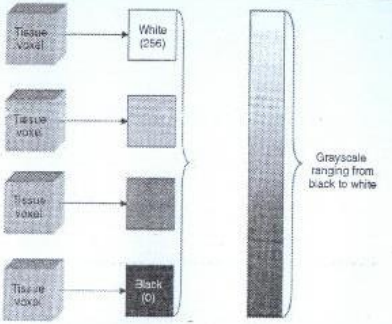
مدالیته تصویربرداری دیجیتال	اندازه ماتریس	عمق بیت نمونه
پزشکی هسته‌ای	۱۲۸×۱۲۸	۱۲
MRI	۲۵۶×۲۵۶	۱۲
سی‌تی اسکن	۵۱۲×۵۱۲	۱۲
آنژیوگرافی دیجیتال ساب تراکشن	۱۰۲۴×۱۰۲۴	۱۰
رادیوگرافی کامپیوتری	۲۰۴۸×۲۰۴۸	۱۲
رادیوگرافی دیجیتال	۲۰۴۸×۲۰۴۸	۱۲
آنژیوگرافی دیجیتال	۴۰۹۶×۴۰۹۶	۱۲

وکسل‌ها

پیکسل‌ها در یک تصویر دیجیتال شامل اطلاعات درون یک حجم از بافت بیمار می‌باشند. چنین حجمی به یک وکسل (به اختصار یک جزء حجم) ارجاع می‌گردد.

اطلاعات وکسل به مقادیر عددی پیکسل‌ها تبدیل می‌شوند و همان طور که در شکل ۲-۱۰ نشان داده شده است، این اعداد سطوح روشنایی تصویر را تعیین می‌کنند.

شکل ۲-۹: افزایش تعداد پیکسل‌ها در ماتریس تصویر، کیفیت تصویر را بهبود می‌بخشد و درک جزئیات در این تصویر افزایش می‌یابد (از لوبتز، ای.ال. [۱۹۹۵]، جدیکاموتی، ۴۰، ۹۵-۱۰۰).



شکل ۲-۱۰: اطلاعات وکسل از بیمار به مقادیر عددی که شامل پیکسل‌ها می‌شود تبدیل می‌یابد. این اعداد سطوح روشنایی را تعیین می‌کنند. اعداد بالاتر چگالی سیگنال بیش‌تر (از آشکارسازها) و سایه سفیدتر (روشن) را نمایش می‌دهد در حالی که اعداد پایین‌تر نمایش دهنده چگالی سیگنال پایین‌تر و سایه تاریک (سیاه) است.

عمق بیت

در رابطه $M \times N \times kbits$، عبارت "kbits" اشاره به این دارد که هر پیکسل در تصویر دیجیتال با ماتریس $M \times N$ به وسیله اعداد باینری k نمایش داده می‌شود.

تعداد بیت‌ها بر پیکسل را عمق بیت می‌نامند. به دلیل اینکه سیستم اعداد دودویی بر مبنای ۲ استفاده می‌شود، $kbits=2^k$ است. بنابراین هر پیکسل، 2^k سطوح خاکستری خواهد داشت. به عنوان مثال، در یک تصویر دیجیتال با عمقی برابر با ۲، هر پیکسل 2^2 یعنی ۴ سطح خاکستری (چگالی) خواهد داشت. به‌طور مشابه، یک عمق بیتی که برابر با ۸ به کار گرفته می‌شود، هر پیکسل به اندازه 2^8 که برابر با ۲۵۶ سطح خاکستری است مشخص می‌شود. اثر عمق بیت به‌طور واضح در شکل ۲-۱۱ نشان داده شده است. جدول ۲-۱ نیز عمق بیت را به‌طور نمونه برای تصاویر عددی گسسته نشان می‌دهد.

تاثیر پارامترهای تصویر دیجیتال بر ویژگی‌های تصاویر دیجیتال

مشخصات یک تصویر دیجیتال که شامل اندازه ماتریس، اندازه پیکسل و عمق بیت می‌شود، می‌تواند بر ویژگی‌های تصویر دیجیتال و به‌طور خاص قدرت تفکیک فضایی و چگالی اثر بگذارد.

اندازه ماتریس بر جزئیات و قدرت تفکیک فضایی تاثیر می‌گذارد. اندازه ماتریس بزرگ‌تر (برای FOV مشابه)، اندازه پیکسل کوچک‌تری داشته، لذا جزئیات را بهتر نمایش می‌دهند. علاوه بر آن، با کاهش FOV و اندازه ماتریس ثابت، اندازه پیکسل کاهش می‌یابد و به همان نسبت (رابطه پیکسل به‌صورت = اندازه ماتریس / FOV «اندازه‌ی پیکسل» بیان می‌شود)، جزئیات تصویر را بهبود می‌بخشد. عمق بیت با تاثیر بر عدد سایه دار خاکستری، روی قدرت تفکیک کنتراست تصویر اثر می‌گذارد. این در شکل ۲-۱۱ به طور واضح مشخص است.

رقمی (دیجیتالی) کردن تصویر

هدف اولیه رقمی کردن، تبدیل تصویر آنالوگ به داده‌های عددی برای پردازش کامپیوتری است (سیپرت، ۱۹۹۵). رقمی کردن شامل سه مرحله متمایز است: اسکن کردن، نمونه‌برداری و محاسبه کمی.

اسکن کردن

یک تصویر را در نظر بگیرید (شکل ۲-۱۲). اولین مرحله در رقمی کردن، تقسیم تصویر به نواحی کوچک‌تر یا اسکن آن است. هر ناحیه کوچک تصویر، یک عنصر تصویر یا پیکسل است. نتیجه اسکن یک مکان به شکل ردیف‌ها و ستون‌ها مشخص می‌شوند. اندازه یک شبکه معمولا به تعداد پیکسل‌های روی هر طرف همان شبکه بستگی دارد. در شکل ۲-۱۲ اندازه شبکه برابر با ۹×۹ می‌باشد. همان طور که تعداد پیکسل‌ها در ماتریس تصویر افزایش می‌یابد، تصویر بیش‌تر قابل تشخیص می‌شود و مشاهده جزئیات تصویر آسان می‌گردد.

نمونه‌برداری

دومین مرحله در رقمی کردن تصویر، نمونه برداری است. در این مرحله روشنایی هر پیکسل در تمام تصویر اندازه‌گیری می‌شود (شکل ۲-۱۲). یک نقطه کوچک نور از سطح شفاف عبور نموده و سپس به وسیله یک تیوب فوتومونتی پلایر که در پشت تصویر قرار گرفته است، آشکار می‌شود. خروجی تیوب فوتومونتی پلایر یک سیگنال الکتریکی (آنالوگ) است.

محاسبه کمی

محاسبه کمی مرحله‌ای می‌باشد که در آن مقدار روشنایی هر پیکسل نمونه‌برداری شده به عنوان یک عدد صحیح (۰ یا یک عدد مثبت یا عدد منفی) که به نام سطح خاکستری می‌شناسیم، تعیین می‌گردد. نتیجه، یک محدوده‌ای از اعداد یا سطوح خاکستری است که هر کدام مکان مشخصی روی شبکه‌های پیکسل دارد. تعداد کل سطوح خاکستری، مقیاس خاکستری، همانند مقیاس خاکستری هشت سطح نامیده می‌شود (شکل ۲-۱۲). مقیاس خاکستری بر مبنای مقدار سطوح خاکستری است: ۰ نمایش دهنده سیاه و ۲۵۵ نمایش دهنده سفید است. اعدادی که در میان ۰ تا ۲۵۵ هستند، سایه‌های خاکستری را نمایش می‌دهند. در مورد دو سطح خاکستری، تصویر فقط سیاه یا سفید را نمایش می‌دهد. بنابراین یک تصویر می‌تواند از هر عدد سطوح خاکستری، بسته به عمق بیت تشکیل شود.

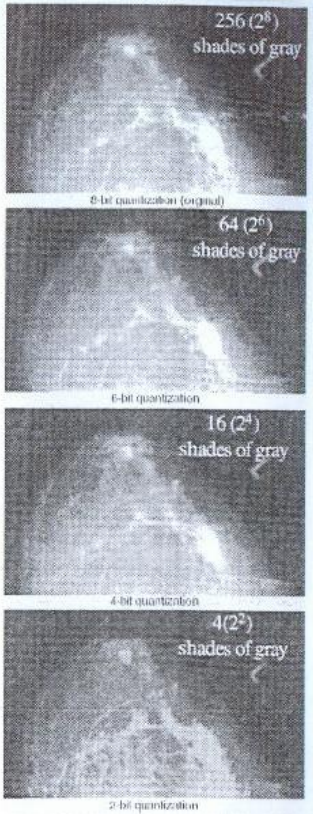
در محاسبه کمی، سیگنال الکتریکی به دست آمده از نمونه‌برداری، یک عدد صحیح و بر مبنای شدت سیگنال تعیین می‌گردد. به طور کلی، مقدار عدد صحیح متناسب با شدت سیگنال است (سیپرت، ۱۹۹۵).

نتیجه فرآیند محاسبه کمی یک تصویر دیجیتال، یک آرایه از اعداد نمایش دهنده تصویر آنالوگ که اسکن، نمونه‌برداری و محاسبه کمی شده است، می‌باشد. این آرایه اعداد به منظور پردازش به کامپیوتر فرستاده می‌شود.

مبدل آنالوگ به دیجیتال

تبدیل سیگنال آنالوگ به دیجیتال توسط ADC انجام می‌گردد. ADC از سیگنال‌های آنالوگ در زمان‌های متفاوت و با توجه به شدت‌شان نمونه‌برداری می‌نماید. تعداد نقاط زیاد نمونه‌برداری باعث نمایش بهتر سیگنال می‌شود. این فرآیند نمونه‌برداری به وسیله محاسبه کمی دنبال می‌شود.

دو نمونه از مشخصه‌های مهم ADC سرعت و دقت هستند. دقت به نمونه‌برداری از سیگنال بازمی‌گردد. با افزایش نمونه‌برداری، دقت نمایش تصویر دیجیتال نیز افزایش خواهد یافت (شکل ۲-۱۳). اگر نمونه‌برداری کافی انجام نشود، نمایش سیگنال اصلی پس از پردازش کامپیوتر نادرست خواهد بود (شکل ۲-۱۴).



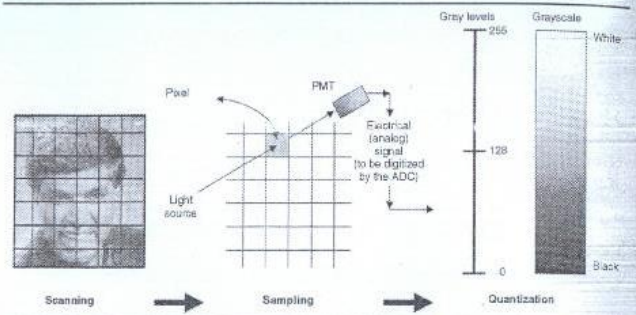
شکل ۲-۱۱: تأثیر عمق بیت بر کیفیت تصویر دیجیتال را نشان می‌دهد. هرچه عمق بیت بزرگ‌تر باشد، کیفیت تصویر بهتری را نتیجه می‌دهد. (تصاویر انحصاری برانوچاجی، پی. فناوری مهندسی اینجیو پزشکی، موسسه فناوری کلمبیا بریتانیا.)

این خطای نمونه برداری به عنوان آلایزینگ شناخته شده و به‌عنوان یک آرتیفکت روی تصویر ظاهر می‌شود. آرتیفکت آلایزینگ به صورت الگوهای موجدار بر روی تصویر ظاهر می‌شوند (باکسیس، ۱۹۹۴).

نمونه‌برداری منجر به تقسیم‌بندی سیگنال می‌شود. تقسیم‌بندی بیش‌تر سیگنال منجر به دقت بیش‌تر در ADC می‌شود. واحد اندازه‌گیری این واحدها، بیت است. یادآوری می‌کنیم که یک بیت می‌تواند هر دو مقدار ۰ یا ۱ باشد. در یک تک بیت، ADC، سیگنال به دو بخش تقسیم می‌شود ($۲^۱$=۲). یک دو بیت، ADC تولید می‌کند که برابر است با ($۲^۲$=۴). یک هشت بیت، ADC برابر با ۲۵۶ ایجاد می‌کند ($۲^۸$=۲۵۶). اعداد بالاتر بیت، دقت ADC بیش‌تری دارند.

ADC هم‌چنین اعداد سطوح یا سایه‌دارهای خاکستری که در تصویری نمایش داده شده است را تعیین می‌کند. یک بیت برابر یک ADC منجر به دو عدد صحیح (۰ یا ۱) می‌شود که به صورت سیاه و سفید نمایش داده می‌شود. یک بیت برابر با دو ADC، منجر به نمایش چهار عدد می‌شود که یک مقیاس سایه زنی را با چهار سایه ایجاد می‌کنند. یک بیت برابر با هشت ADC را نتیجه می‌دهد که ۲۵۶ عدد صحیح ($۲^۸$) ایجاد می‌کند. این اعداد از ۰ تا ۲۵۵ یا ۲۵۶ سایه خاکستری گسترده می‌شوند (شکل ۲-۱۰).

مشخصه دیگر ADC، سرعت است. در واقع این سرعت، زمانی است که برای دیجیتال کردن سیگنال آنالوگ به کار می‌رود. در ADC سرعت و دقت به طور معکوس با یکدیگر مرتبط می‌باشند، هر چه دقت بزرگ‌تر باشد زمان بیش‌تری برای رقمی‌کردن سیگنال لازم می‌باشد.

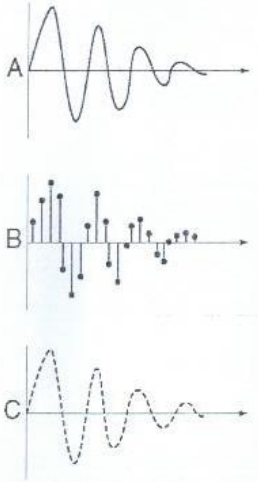


شکل ۲-۱۲: سه مرحله کلی در دیجیتالی (رقمی) کردن یک تصویر شامل پویش، نمونه‌برداری و محاسبه کمی می‌باشد. (برای توضیحات بیش‌تر متن را ببینید.) مراحل مشابه برای فناوری‌های تشخیصی دیجیتال به کار گرفته می‌شود (از سیرام، ای. (۲۰۰۴). فناوری رادیولوژی، ۷۵: ۴۲۵-۴۵۵. بازسازی شده با اجازه از جامعه آمریکایی کارشناسان رادیولوژی.)

چرا تصاویر را رقمی می‌کنیم؟

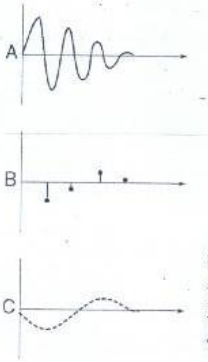
چندین عملیات در پردازش تصویر استفاده می‌شوند تا یک تصویر ورودی به یک تصویر خروجی مناسب برای مشاهده تبدیل شود. باکسیس (Baxes) (۱۹۹۴) پنج دسته این عملیات را معرفی کرد: افزایش تصویر، ترمیم تصویر، تحلیل کردن تصویر، فشردگی تصویر و سنتز تصویر. گرچه شرح تمام این موارد با جزئیات کامل در حوزه این فصل قرار نمی‌گیرد، اما لازم است که هدف هر یک از آن‌ها را نام ببریم و عمل هر کدام را به طور خاص شرح دهیم. به منظور توضیح جامع و کامل‌تر، خواننده به کار باکسیس (۱۹۹۴) مراجعه نماید. در زیر لیستی از ۵ دسته اساسی این عملیات آمده است.

افزایش تصویر: هدف از این پردازش ایجاد تصویری است که مدنظر مشاهده‌گر باشد. مشخصات عینی همانند کانتور و شکل تصویر را می‌توان به منظور بهبود کیفیت کلی تصویر افزایش داد. این عملیات شامل افزایش کنتراست، افزایش لبه، فیلتر کردن فرکانس و فضایی، ترکیب تصویر و کاهش نویز است.



شکل ۲-۱۳: (A) نمونه‌برداری ضعیف (B) نمایش ضعیف از شکل اصلی (C) پس از پردازش کامپیوتر.

ترمیم تصویر: هدف از ترمیم تصویر، بهبود بخشیدن کیفیت تصویری است که تخریب و تحریف شده است. ترمیم تصویر در صنایع سفینه‌سازی معمولی هم به کار می‌رود. تصاویر از طریق سیستم‌های دوربین‌های مختلف از روی سفینه به زمین فرستاده می‌شود، دچار تخریب و یا تحریف می‌شود و برای بازبینی مناسب باید تصحیح شود. برای مثال تصاویر محو را می‌توان برای بهبود دقت آن، فیلتر نمود.

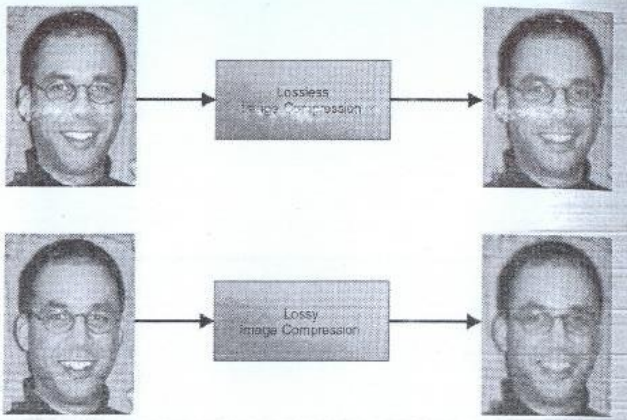


شکل ۲-۱۴: (A) نمونه‌برداری ضعیف (B) نمایش ضعیف از شکل اصلی (C) پس از پردازش کامپیوتر.

تحلیل تصویر: در این دسته از پردازش‌های تصویر دیجیتال، اندازه‌گیری‌ها و آمارگیری، قطعه‌بندی تصویر، برجسته‌سازی و طبقه‌بندی اجزاء تصویر انجام می‌گیرد. باکسیس (۱۹۹۴) نشان داد که: "فرآیند تحلیل اشیاء در یک تصویر با عملیات تقسیم‌بندی تصویر، همانند بهبود تصویر یا عملیات ترمیم آغاز می‌گردد. این عملیات به منظور ایزوله کردن و روشن کردن اجزاء مطلوب تصویر انجام می‌شوند. سپس این برجسته‌سازی اجزاء تصویر منجر به بررسی شکل اجمالی اجزاء و دیگر اندازه‌گیری‌ها می‌شود. این اندازه‌گیری‌ها، خصوصیات اجزاء را در این تصاویر توصیف می‌کنند. در نهایت، از اندازه‌گیری‌های اجزاء به منظور طبقه‌بندی اجزاء در الگوهای خاص استفاده می‌شوند." عملیات قطعه‌بندی در تصویربرداری پزشکی سه‌بعدی استفاده می‌شود (سیرام، ۲۰۰۱).

فشردگی تصویر: هدف از فشردگی تصویر تصاویر دیجیتال، کاهش زمان انتقال و فضای ذخیره سازی است. به طور کلی، دو شکل فشردگی تصویر، فشردگی تصویر با اتلاف و فشردگی تصویر بدون اتلاف وجود دارد (شکل ۲-۱۵). در فشردگی بدون اتلاف، هیچ اتلاف اطلاعاتی در تصویر هنگام تجزیه تصویر وجود ندارد (جزئیات تصویر را شامل نمی‌شود). در فشردگی با اتلاف، برخی از جزئیات تصویر نسبت به زمانی که تصویر فشرده نشده است از بین می‌رود. از دسته دوم به طور ویژه در موقعیت‌هایی که نیاز است تا جزئیات دقیقی از تصویر اصلی وجود داشته باشد، استفاده می‌شود. شکل جدیدی از فشردگی تصویر در تصویربرداری دیجیتال، فشردگی موج ضربه‌ای (نوع خاصی از موج) است. اهمیت اصلی این شکل فشردگی این است که هیچ اتلافی در اطلاعات فضایی و فرکانسی وجود ندارد. فشردگی تصویر توجه ویژه‌ای را در مراکز رادیولوژی دیجیتال، همانند PACS یافته است، زیرا که مجموعه داده‌های تصویری به‌طور فزاینده‌ای در حال افزایش است. به همین دلیل این موضوع در فصل بعدی به تفصیل شرح داده می‌شود.

سنتز تصویر: این عملیات پردازش، "ایجاد تصاویر از طریق دیگر تصاویر یا داده‌های بدون تصویر" می‌باشد. این عملیات زمانی استفاده می‌شود که یک تصویر از نظر "فیزیکی غیر ممکن و یا از نظر دسترسی غیر عملی باشد و یا اصلا به شکل فیزیکی موجود نباشد"(باکسس، ۱۹۹۴). مثال‌هایی از این عملیات، روش‌های بازسازی تصویر می‌باشند که مبنای ایجاد تصاویر سی‌تی یا MRI و یا تجسم تصاویر سه‌بعدی است که بر مبنای تکنولوژی گرافیک کامپیوتر می‌باشند.



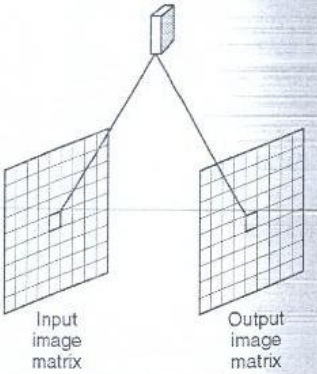
شکل ۲-۱۵: افرات دو روش فشردگی تصویر، بی‌اتلاف و پر اتلاف بر کیفیت تصویر (سیمای ظاهری تصویر) از دیویدپسر اکلید (تصاویر تحصیلی دیوید سیرام).

روش‌های پردازش تصویر

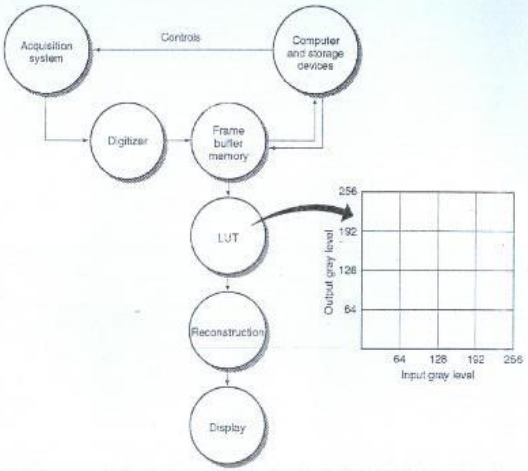
به طور کلی، روش‌های پردازش تصویر بر مبنای سه نوع عملیات هستند: عملیات نقطه‌گذاری (فرآیندهای نقطه گذاری)، عملیات مکانی (فرآیندهای سطحی) و عملیات کلی (فرآیندهای قالب‌بندی). الگوریتم‌های پردازش تصویر که مبنای این عملیات هستند، مقادیر شدت پیکسل را اصلاح می‌کنند (باکسیس، ۱۹۹۴؛ بورن، ۲۰۱۰؛ دوورتی، ۲۰۰۹؛ لیندلی، ۱۹۹۱، مازیون، ۱۹۹۱). الگوریتم پردازش هندسی، جزء موارد استثنا است که موقعیت (موقعیت فضایی و نظم) هر پیکسل را تغییر می‌دهد.

عملیات نقطه گذاری

عملیات نقطه‌گذاری شاید کامل‌ترین و بیش‌ترین استفاده را در پردازش تصویر دارند. مقادیر ورودی پیکسل تصویر بر طبق پیکسل تصویر خروجی ترسیم می‌شوند (شکل ۲-



شکل ۲-۱۶- عملیات نقطه‌گذاری، مقدار پیکسل تصویر ورودی، روی مقدار پیکسل تصویر خروجی تصویر خواهد شد.



شکل ۲-۱۷: نقشه‌برداری سطح خاکستری. LUT، سطح خاکستری ورودی را در مقابل سطح خاکستری خروجی، تصویر می‌کند.

۱۶). الگوریتم‌های نقطه‌گذاری می‌توانند ماتریس تصویر ورودی را به صورت پیکسل به پیکسل اسکن کنند تا کل تصویر تبدیل شود.

کامل‌ترین روش پردازش نقطه‌گذاری، نقشه‌برداری سطح خاکستری نامیده می‌شود. این کار نیز به صورت "افزایش کنتراست"، بسط کنتراست"، اصلاح هیستوگرام "یا "پنجره‌سازی" می‌باشد. نقشه‌برداری سطح خاکستری از جدول اطلاعات[1] (LUT) که سطوح خروجی و ورودی خاکستری را در مقابل یکدیگر به صورت نمودار نمایش می‌دهد، استفاده می‌نماید (شکل ۲-۱۷).

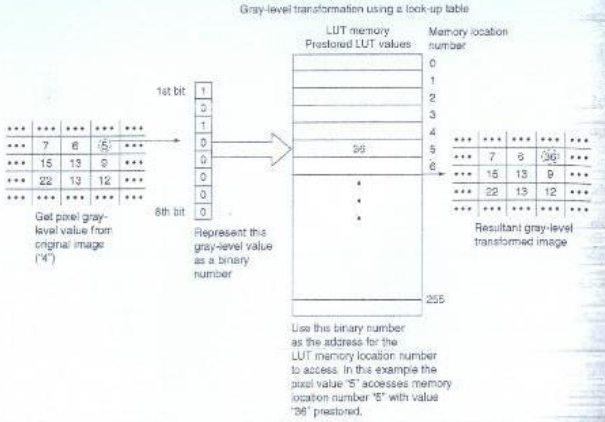
جداول اطلاعات می‌توانند با سخت‌افزار یا نرم‌افزار برای تغییر سطح خاکستری اجرا شوند. شکل ۲-۱۸ فرآیند تغییر را نشان می‌دهد. نقشه برداری سطح خاکستری، روشنایی تصویر را تغییر داده و منجر به افزایش نمایش می‌شود.

نقشه‌برداری سطح خاکستری منجر به اصلاح هیستوگرام مقادیر پیکسل می‌شود. هیستوگرام، گرافی از پیکسل‌ها در همه یا بخشی از تصویر می‌باشد که به عنوان تابعی از سطح خاکستری ترسیم شده است. یک هیستوگرام را می‌توان به صورت زیر ساخت:

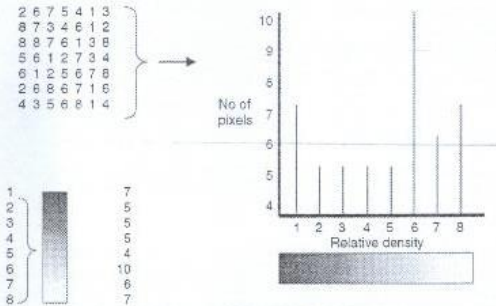
مشاهده ماتریس تصویر (شکل ۲-۱۹) و ایجاد جدولی از اعداد پیکسل با مقادیر شدت خاص، همان طور که نشان داده شده است.

ترسیم یک گراف از اعداد مقادیر پیکسل‌ها در مقابل سطوح خاکستری (مقادیر شدت یا دانسیته).

[1] Luck Up Table



شکل ۲-۱۸: تبدیل سطح خاکستری از یک پیکسل تصویر ورودی. الگوریتم LUT را به منظور تغییر دادن مقدار پیکسل ورودی (۵) به ۳۶، مقدار جدید پیکسل خروجی استفاده می‌کند (از هانگ، تِ.کی.(۲۰۰۴). PACS و اطلاع رسانی تصویر: اصول اساسی و کاربردها. هُنگ‌کن: اِنجی. جن ولی.) (مقدار سطح خاکستری پیکسل را از تصویر اصلی می‌گیرد ("۴")- این مقدار سطح خاکستری را به عنوان یک عدد دودویی نمایش می‌دهد- حافظه LUT: مقادیر LUT پیش ذخیره شده، این عدد باینری به عنوان آدرسی برای مکان‌یابی حافظه‌ی LUT به منظور دسترسی استفاده می‌شود. در این مثال مقدار پیکسل "۵" عدد مکان‌یابی حافظه "۵" را با مقدار پیش ذخیره شده "۳۶" به دست می‌دهد).



شکل ۲-۱۹: ایجاد یک هیستوگرام. هیستوگرام، گرافی از اعداد پیکسل در تصویر ورودی یا بخشی از همان تصویر است که سطوح خاکستری مشابهی (مقادیر چگالی) دارد و به عنوان تابعی از سطوح خاکستری رسم شده است (از سیرام، ای.(۲۰۰۴). پردازش تصویر دیجیتال. فناوری رادیولوژی، ۷۵، ۴۳۵-۴۵۵. تجدید چاپ با اجازه از جامعه امریکایی کارشناسان تکنولوژی رادیولوژی).

هیستوگرام‌ها، روشنایی و کنتراست کلی تصویر را نمایش می‌دهند. اگر هیستوگرام، اصلاح یا تغییر کند، روشنایی و کنتراست تصویر تغییر می‌کند، که به اصلاح یا بسط هیستوگرام ارجاع می‌گردد. این مثالی از یک عملیات نقطه‌گذاری در فرآیند پردازش تصویر دیجیتال می‌باشد. اگر هیستوگرام پهن باشد منجر به افزایش کنتراست تصویر و چنانچه باریک باشد، منجر به کاهش کنتراست تصویر می‌شود. به عبارت دیگر، اگر مقادیر هیستوگرام به انتهای پایینی محدوده مقادیر نزدیک باشد، تصاویر تاریک شده و زمانی که به انتهای بالایی محدوده نزدیک باشند، تصویر روشن می‌شود.

عملیات مکانی

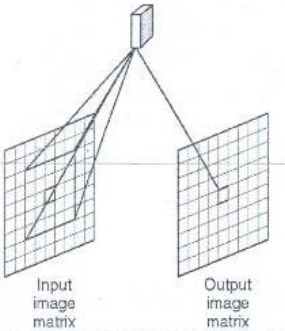
عملیات مکانی یک روندی در پردازش تصویر است که مقادیر پیکسل تصویر خروجی از ناحیه کوچکی از پیکسل‌های مجاور پیکسل ورودی مدنظر تعیین می‌گردد (شکل ۲-۲۰). این عملیات همچنین به پردازش ناحیه‌ای یا گروهی گفته می‌شود، زیرا که گروهی از پیکسل‌ها در محاسبه تغییر، استفاده شده‌اند. فیلتر کردن فرکانس فضایی مثالی از یک عملیات مکانی است که به روشنایی داده‌های یک تصویر بستگی دارد. اگر روشنایی یک تصویر به سرعت با فاصله در جهت عمودی یا افقی تغییر کند، آن تصویر فرکانس فضایی بالایی دارد (یک تصویر با پیکسل‌های کوچک‌تر، داده‌های فرکانس بزرگ‌تری از یک تصویر با پیکسل‌های بزرگ‌تر دارد). زمانی که روشنایی تصویر به کندی یا با سرعت ثابت تغییر می‌کند، تصویر فرکانس فضایی پائینی دارد. فیلتر کردن فرکانس فضایی می‌توانند تصاویر را به چندین روش همانند تیزی تصویر، صاف کردن تصویر، محو کردن، کاهش نویز و نمایش جزئیات (افزایش و تشخیص لبه) تغییر دهد.

دو مکان برای اجرای فیلتر کردن فرکانس فضایی وجود دارد: (۱) حوزه فرکانسی، که شامل FT یا (۲) حوزه فضایی، که مقادیر پیکسل (سطوح خاکستری) خودشان را استفاده می‌کنند.

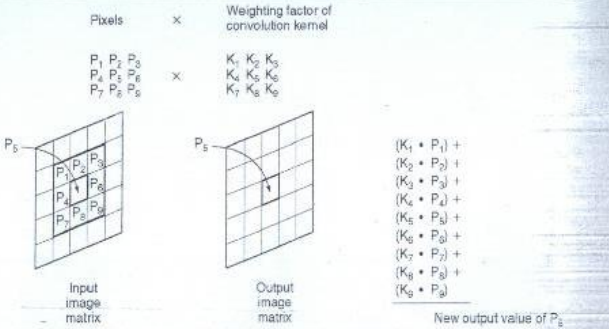
فیلتر کردن مکان فضایی: کانولوشن

کانولوشن، الگوریتم کلی پیشنهادی و روشی برای فیلتر کردن در حوزه مکان، همان طور که در شکل ۲-۲۱ نشان داده شده است، می‌باشد.

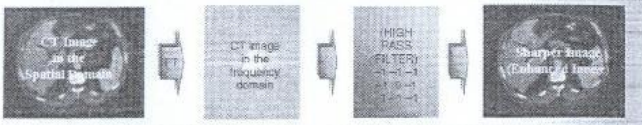
مقدار پیکسل خروجی به گروهی از پیکسل‌های تصویر ورودی که پیکسل مدنظر، پیکسل P5 را احاطه کرده است، بستگی دارد. مقدار جدید P5 در تصویر خروجی با میانگین وزن‌دار و پیکسل‌های اطراف آن محاسبه می‌شود. میانگینی که با استفاده از گروهی از پیکسل‌ها محاسبه شده است را یک کرنل کانولوشن می‌نامیم که هر پیکسل در کرنل یک ضریب وزن دار یا ضریب کانولوشن می‌باشد. در حالت کلی، اندازه کرنل برابر با یک ماتریس ۳×۳ است. بسته به نوع پردازش، انواع مختلفی از کرنل‌های کانولوشن را می‌توان استفاده کرد، که در هر مورد ضرایب وزنی متفاوت هستند.



شکل ۲-۲۰: در عملیات محلی، مقدار از یک سطح کوچکی از پیکسل‌های احاطه شده مطابق با پیکسل ورودی تعیین شده است.



شکل ۲-۲۱: در کانولوشن، مقدار پیکسل خروجی با ضرب هر پیکسل ورودی به ضریب وزنی تطبیقی کرنل کانولوشن محاسبه شده است (معمولاً یک ماتریس ۳×۳) این حاصل با هم جمع شده‌اند.



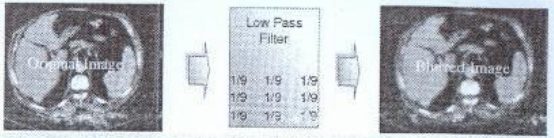
شکل ۲-۲۲: استفاده از یک فیلتر عبور بالا به منظور ایجاد یک تصویر پر شدت. این فیلتر یک کرنل نامیده می‌شود و فرکانس‌های فضایی پایین را در تصویر حذف می‌کند.

در طول کانولوشن، کرنل کانولوشن در کل تصویر، به صورت پیکسل به پیکسل عبور می‌کند. از هر پیکسل در تصویر ورودی، پیکسل‌های مجاور و کرنل‌ها به منظور محاسبه مقدار پیکسل خروجی استفاده می‌شوند. هر پیکسل در ضریب وزنی مخصوص خود ضرب و سپس جمع می‌شود. عدد حاصل، مقدار پیکسل خروجی مرکزی است. این فرآیند برای تمام پیکسل‌ها در تصویر ورودی به کار می‌رود؛ هر محاسبه به ۹ ضرب و ۹ جمع نیاز دارد. این پروسه وقت‌گیر بوده، اما سخت‌افزار فضایی مخصوص می‌توانند سریع‌تر پردازش کند.

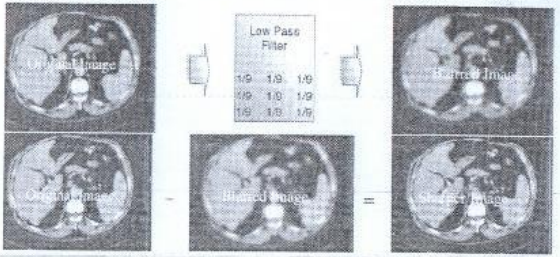
فیلتر کردن فرکانس فضایی: فیلتر بالاگذر[1]

فرآیند فیلتر بالاگذر، گرچه به عنوان افزایش یا تیزی لبه شناخته شده است، برای تیز نمودن تصویر ورودی تار در حوزه فضایی بکار می‌رود. الگوریتم بدین صورت می‌باشد که در ابتدا، تصویر مکان فضایی را به فرکانس‌های فضایی با استفاده از FT و با استفاده از یک فیلتر عبور فرکانس بالا که فرکانس‌های فضایی پایین را به منظور افزایش تصویر خروجی تیزتر حذف می‌کند، تبدیل می‌کند. این فرآیند در شکل ۲-۲۲ نشان داده شده است. کرنل فیلتر بالاگذر نیز نشان داده شده است.

[1] High Pass Filter



شکل ۲-۲۳: تاثیر یک فیلتر عبور- پایین بر کیفیت تصویر. کرنل فیلتر عبور-پایین فرکانس‌های فضایی بالاتر را در همان تصویر حذف می‌کند.



شکل ۲-۲۴: روش پردازش تصویر دیجیتال غیر تیز (محو شده) از تصویر تار ایجاد شده توسط فیلتر عبور-پایین استفاده می‌کند و آن را از تصویر اصلی و به منظور ایجاد تصویر تیز، کم می‌کند.

فیلتر فرکانس فضایی: فیلتر پایین‌گذر[1]

فیلتر کردن پایین‌گذر، فرایندی است که از یک فیلتر عبور فرکانس پایین به منظور عمل بر روی تصویر ورودی با هدف صاف کردن تصویر استفاده می‌کند. تصویر خروجی به صورت تار نمایش داده خواهد شد. صاف کردن به منظور کاهش نویز و روشنایی نمایش سطوح پیکسل‌ها استفاده می‌شود. این، جزئیات تصویر را نیز شامل می‌شود (شکل ۲-۲۳). کرنل فیلتر پایین‌گذر نیز نشان داده شده است.

پردازش فرکانس فضایی: ماسک تار (محو شده)

پردازش تصویر دیجیتال به روش ماسک تار (محو شده) از تصویر محو ایجاد شده توسط فرآیند فیلتر پایین‌گذر استفاده کرده و از طریق تفریق کردن آن از تصویر اصلی یک تصویر تیز ایجاد می‌کند (شکل ۲-۲۴). می‌توان دید که تصویر خروجی تیزتری ایجاد می‌شود.

عملیات کلی

در عملیات کلی، کل تصویر ورودی برای محاسبه مقدار پیکسل‌ها در تصویر خروجی استفاده می‌شود (شکل ۲-۲۵). عملیات کلی، پردازش در حوزه فوریه است که از فیلتر حوزه فرکانسی به نسبت حوزه فضایی استفاده می‌کند (۱۹۹۴). روش‌های پردازش تصویر در حوزه فوریه می‌توانند باعث بهبود لبه، تیز شدن تصویر و ترمیم تصویر شوند.

عملیات ساختاری (جئومتریک)

عملیات ساختاری به منظور اصلاح موقعیت فضایی تصویر یا جهت پیکسل‌ها در یک تصویر بکار می‌رود. این

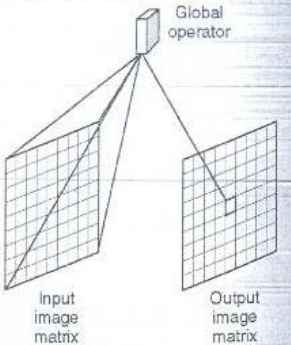
[1] Low Pass Filter

الگوریتم‌ها، موقعیت را نسبت به شدت پیکسل‌ها تغییر می‌دهند که این یک مشخصه‌ای از عملیات نقطه‌گذاری، مکانی و عملیات کلی می‌باشد. از عملیات ساختاری می‌توان در مقیاس‌بندی و اندازه‌گیری تصاویر، چرخش و انتقال استفاده نمود (کاستلمن، ۱۹۹۶).

برای دریافت جزئیات بیش‌تر در رابطه با مفاهیم پردازش تصویر، خواننده علاقمند باید به دورتی (Doulberty) (۲۰۰۹) و بورن (Bourne) (۲۰۱۰) رجوع نماید.

مرور کلی فشردگی تصویر

دریافت تصویر دیجیتال، پردازش، نمایش، ذخیره‌سازی و ارتباطات در رادیولوژی تشخیصی منجر به رشد نمایی در فایل‌های تصاویر دیجیتال شده است. بعنوان مثال، سیستم موتی اسلایس می‌تواند ۴۰ تا ۳۰۰۰ تعداد تصویر ایجاد نماید. اگر اندازه تصویر ۱۲×۵۱۲×۵۱۲ باشد، هر آزمون می‌تواند ۲۰ مگابایت و شاید بیش‌تر داده ایجاد نماید. یک آزمون سی‌تی که شامل دو سری آزمون با اندازه تصویر ۱۲×۲۰۴۸×۲۰۴۸ باشد، ۱۶ مگابایت داده ایجاد می‌نماید.



شکل ۲-۲۵: در عملیات کلی، از کل تصویر ورودی برای محاسبه مقدار مقدار پیکسل در تصویر خروجی استفاده می‌شود.

یک آزمایش ماموگرافی دیجیتال می‌تواند ۱۶۰ مگابایت داده را ایجاد نماید. به علاوه اینکه، هانگ (Hung) (۲۰۰۴) خاطر نشان کرد که "تعداد تصاویر پزشکی دیجیتال در هر سال که فقط در ایالت متحده آمریکا گرفته شده، متجاوز از پتا بایت داده، 10^{15} است و هر ساله نیز به سرعت افزایش می‌یابد." با توجه به این مسئله، می‌توان فرض کرد که چنین روندی نیز در کانادا در حال وقوع است.

با این حساب، فشردگی تصویر می‌تواند مشکلات ذخیره‌سازی تصویر را حل نموده و باعث بهبود ارتباطات برای مقادیر-زیاد داده‌ها شود (بورن، ۲۰۱۰، دورتی، ۲۰۰۹؛ سیرام، ۲۰۰۴؛ سیرام و سیرام، ۲۰۰۸).

فشردگی تصویر چیست؟

نوشته‌هایی مرتبط با تعاریف فشردگی تصویر وجود دارد. با این حال، عبارتی که برجسته باشد، توسط آلان روبرگ (Alan Rowberg) از دپارتمان رادیولوژی، دانشگاه واشنگتن پیشنهاد شد که:" فشردگی دیجیتال به استفاده یک یا چندین نرم‌افزار و یا سخت‌افزار به منظور کم کردن اطلاعات و یا حذف داده‌های غیرضروری گفته می‌شود. سپس اطلاعات باقیمانده رمزنگاری شده و در یک محیط بایگانی و یا ذخیره‌سازی، همانند نوار یا دیسک ذخیره می‌شوند. در فرآیندی که فشردگی عکس نامیده می‌شود، کاربر پس از رمزگشایی اطلاعات، داده‌ها را به همان شکل قبل از حذف در طول فشردگی تصاویر، آن‌ها را نمایش می‌دهد." این تعریف، پایه‌ای برای فهم معنای فشردگی تصویر است.

انواع فشردگی‌های تصویر

همان طور که از ابتدای این فصل اشاره شد، دو نوع فشردگی داده‌های تصویر وجود دارد: فشردگی بی‌اتلاف[1]

[1] Loss Less

و یا برگشت‌پذیر و فشردگی پر اتلاف یا برگشت‌ناپذیر. از روش اول، هیچ داده‌ای در حین فشردگی یا بازسازی تصویر حذف نمی‌شود، در صورتی که در روش دوم بعضی از اطلاعات تصویری در حین فشردگی عکس از دست می‌روند (شکل ۲-۱۵).

اگرچه بررسی جزئیات فشردگی در غالب موضوع این بخش نیست اما به‌طور مختصر جزئیات تکنیکی از مراحلی که فشردگی تصویر را شامل می‌شود را مورد توجه قرار می‌دهیم:

- در فشردگی بی‌اتلاف یا برگشت‌پذیر، هیچ اتلافی در داده‌های اطلاعات در تصویر فشرده شده وجود ندارد. به علاوه اینکه، فشردگی بی‌اتلاف شامل فرآیند رقمی کردن نمی‌شود، اما امکان استفاده از تبدیل تصویر و بازگشایی آن برای فراهم‌آوری یک تصویر فشرده وجود دارد.
- فشردگی پراتلاف یا برگشت‌ناپذیر حداقل شامل سه مرحله می‌شود: تبدیل تصویر، محاسبه کمی و رمزگشایی.

همان‌طور که اریکسون (Erickson) (۲۰۰۲) اشاره کرد، تبدیل تصویر مرحله‌ای است که در آن، تصویر را از مقیاس خاکستری در حوزه فضایی به ضرایبی که در برخی دیگر از حوزه‌ها هستند تبدیل می‌کند. نمونه چنین تبدیلی، انتقال فوریه در بازسازی MRI می‌باشد. دیگر تبدیلات همانند تبدیل کسینوسی گسسته و تبدیلات موج ضربه‌ای گسسته نیز برای فشردگی تصویر استفاده شده است، هیچ اتلاف اطلاعاتی در مرحله تبدیل رخ نمی‌دهد. محاسبه کمی مرحله‌ای است که در آن یکپارچگی داده‌ها از دست می‌رود. این پروسه برای کم کردن اتلاف اطلاعات، ضرایب مهم را حفظ و ضریب با اهمیت کم‌تر را صفر در نظرمی‌گیرد. محاسبه کمی ممکن است به سادگی تبدیل مقادیر نقطه با ممیز شناور به مقادیر صحیح باشد. در نهایت این ضرایب کمی شده، برای ذخیره کافی یا انتقال تصویر به طور کامل نمایش داده می‌شوند. محاسبه کمی ممکن است به همان سادگی تبدیل کردن مقادیر نقطه گناری به مقادیر عدد صحیح باشد. در نهایت، این ضرایب کمی به شکل فشرده برای ذخیره‌سازی مناسب یا تبدیل تصویر نمایش داده می‌شوند.

موضوعات مرتبط دیگری با فشردگی برگشت ناپذیر برای استفاده در رادیولوژی دیجیتال شامل تاثیر تجسم فشردگی (فشردگی پر اتلاف) بر تصاویر دیجیتال تشخیصی و روش‌های استفاده شده برای ارزیابی تاثیرات فشردگی وجود دارد (سیرام، ۲۰۰۶a). باید خاطر نشان کرد کیفیت تصاویر دیجیتال، نقش مهمی در کمک به رادیولوژیست به منظور تشخیص دقیق‌تر دارد. در سرعت‌های فشردگی پایین (۸ :۱ یا کم‌تر)، اتلاف کیفیت تصویر همانند این است که تصویر هنوز "دید قابل قبولی" دارد (هانگ، ۲۰۰۴). اکنون مشکل در آنچه که اریکسون (۲۰۰۲) به صورت "حد فشردگی"، عبارتی که به عنوان ماکزیمم فشردگی که تصویر غیر فشرده برای تفسیر و زیبایی شناس‌ها قابل قبول است وجود دارد.

به دلیل اینکه روش‌های فشردگی پرفشار نرخ فشردگی بالا و بسیار بالایی را ایجاد می‌کنند با روش‌های بدون اتلاف مقایسه می‌شوند و عبارت حد فشردگی در ذهن تداعی می‌شود. در سال ۲۰۰۴ هانگ خاطر نشان کرد که "الگوریتم‌های پر اتلاف حاضر، برای تشخیص اولیه توسط رادیولوژیست قابل استفاده نبوده و پزشک و رادیولوژیست نگران عواقب قانونی تشخیص نادرست تصویر فشرده پر اتلاف هستند.

در یک مطالعه اخیر، با بررسی فشردگی بازگشت ناپذیر در رادیولوژی، پینتو دو سانتوس و همکاران (Pinto do Santos et al) (۲۰۱۳) خاطر نشان کردند که "فشردگی تصویر برگشت‌ناپذیر منجر به کاهش محسوس حجم داده‌ها در مقایسه با الگوریتم‌های فشردگی برگشت‌پذیر می‌شوند، اما با این وجود، اطلاعات با مقدار مشخصی از اتلاف دید و ریاضیات همراه است. سازمان‌های ملی و بین‌المللی رادیولوژی دستورالعمل‌هایی

را برای استفاده فشردگی تصویر برگشت‌پذیر منتشر کرده‌اند. میزان فشردگی قابل قبول بستگی به مدالیته انتخابی و ناحیه مورد نظر دارد.

اتلاف برخی داده‌ها به علت گردکردن خطاها و کم کردن اطلاعات فرکانسی بالا موجب می‌شود که این نتایج نسبتا به علت کاهش دید پایین رخ دهند. موضوع فشردگی برگشت‌ناپذیر در حیطه رادیولوژی به عنوان تنها مطالعه آنالیز شده، تاثیر فشار فشردگی برگشت‌ناپذیر بر پس پردازش تصویر، هنوز مبهم است. به همان بزرگی که در این محدودیت‌های پیشنهاد شده وجود دارد. فشردگی تصویر برگشت‌ناپذیر می‌تواند به‌طور مستقیم در مدالیته‌های تصویربرداری به کار رود..."

تاثیر تجسم فشردگی برگشت ناپذیر بر تصاویر دیجیتال

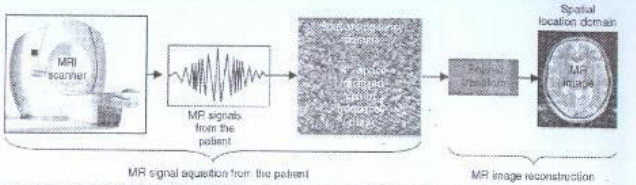
هدف هر دو روش‌های فشردگی پر اتلاف و بدون اتلاف، کم کردن اندازه تصویر فشرده شده به منظور کاهش ذخیره‌سازی و افزایش سرعت تبدیل تصویر می‌باشد. اندازه تصویر فشرده شده به نرخ فشردگی بستگی دارد (تعریف واژه‌ها را ببینید)، با روش‌های فشردگی بدون اتلاف از نسبت ۲:۱ به ۳:۱ (هانگ، ۲۰۰۴)، و با روش‌های فشردگی پر اتلاف و برگشت‌ناپذیر نرخ‌هایی از ۱۰:۱ به ۵۰:۱ یا بیش‌تر دارند (هانگ، ۲۰۰۴). همان‌طور که نرخ فشردگی افزایش می‌یابد، فضای ذخیره‌سازی مورد نیاز نیز کاهش یافته و سرعت انتقال سریع‌تر را ممکن می‌سازد. اما کیفیت تصویر تنزل می‌یابد.

بررسی اخیر نظرات رادیولوژیست‌ها در ایالت متحده و کانادا (سیرام، b ۲۰۰۶) بر استفاده از فشردگی برگشت ناپذیر در امور بالینی نشان می‌دهد که نظرات متغیر و متنوعی در رابطه با این موضوع وجود دارد. این نشان می‌دهد که هیچ اتفاق نظری در مورد استفاده از فشردگی بازگشت‌ناپذیر در تشخیص‌های اولیه نیست. به طور کلی نظرات مثبت بر نظریه ذخیره‌سازی تصویر و فواید تبدیل تصویر فشرده وجود دارد. در نهایت، تقریبا تمام رادیولوژیست‌ها نگران تشخیص اشتباهی که بر مبنای تصاویر فشرده شده برگشت‌ناپذیر وجود دارد، می‌باشند.

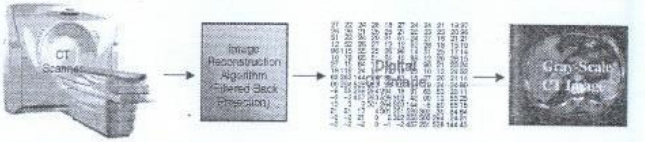
برای ایجاد مبنایی برای بررسی روابط جایگزینی که بین کیفیت تصویر و نرخ فشردگی وجود دارد، هانگ (۲۰۰۴) یک روش آزمایشگاهی را پیشنهاد کرد. در این روش از ۵ تصویر سی‌تی فشرده شده (۱۲×۱۲×۱۲ب) و با نرخ‌های فشردگی ۴:۱، ۸:۱، ۱۷:۱، ۲۶:۱ ۳۷:۱ همراه با تصویر اصلی استفاده شد. سپس، درجه کیفیت تصویر تعیین شده و در نهایت، نرخ فشردگی مطلوب برای ایجاد کیفیت تصویری که می‌تواند تشخیص بهینه را فراهم نماید، تعیین گردید. به صورت یک نتیجه کلی از این آزمایش ساده، هانگ اظهار داشت که "تصاویری که از نو ساخته شده‌اند با نرخ‌های فشردگی کم‌تر از ۸:۱ هیچ تخریب تصویر قابل مشاهده‌ای را نشان نمی‌دهند. به عبارت دیگر، نرخ فشردگی کم‌تر یا مساوی ۸:۱ نرخ فشردگی قابل قبول برای مشاهده است. اما دیدی که غیرقابل قبول بوده ضرورتا به معنای این است که نرخ مناسبی برای تشخیص نیست و بستگی به بیماری تحت بررسی دارد."

مرور کلی بازسازی تصویر

یکی از فواید پردازش تصویر دیجیتال، بازسازی تصویر است. مثال‌هایی از بازسازی تصویر، روش‌های بازسازی تصویر هستند که در سی‌تی و MRI و تصاویر سه‌بعدی استفاده شده‌اند. گرچه بازسازی تصویر بر مبنای شیوه‌های ریاضی و روش‌های سه‌بعدی بر مبنای تکنولوژی گرافیک کامپیوتر است. بازسازی تصویر سی‌تی و تصویربرداری سه‌بعدی با جزئیات کامل در فصل بعد شرح داده شده است. بنابراین، اینجا فقط نکات برجسته را یادآوری خواهیم کرد.



شکل ۲-۲۶: فرآیندهای اصلی سیگنال MRI دریافتی برای نمایش تصویر. ابتدا، سیگنال‌های MR از بیماری که داخل مگنت قرار گرفته جمع‌آوری می‌شود. این سیگنال‌ها تحت فرکانس‌های بالا و پایین از بیمار دریافت می‌شود. سپس، سیگنال‌ها دیجیتالی می‌شوند و در فضایی به نام فضای K، فضای دامنه فرکانسی، ذخیره می‌شوند (تصویر انحصاری سیستم پزشکی فیلیپس).



شکل ۲-۲۷: یک بازبینی از تصویرسازی سی‌تی. بازسازی تصویر به وسیله الگوریتم یک پروجکشن فیلتر شده انجام می‌گردد (برای به دست آوردن اطلاعات بیش‌تر به متن مراجعه شود).

تصویربرداری تشدید مغناطیسی

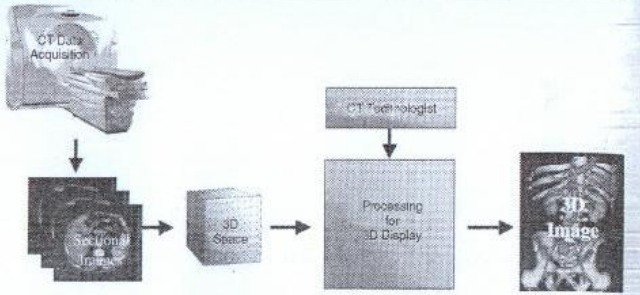
سیستم پردازش اصلی سیگنال MRI برای نمایش تصویر در شکل ۲-۲۶ نشان داده شده است. ابتدا، سیگنال‌های تشدید مغناطیسی از بیمار واقع داخل مگنت دریافت می‌شود. این سیگنال‌ها در فرکانس‌های بالا و پایین از بیمار جمع‌آوری می‌شوند. سپس، سیگنال‌ها دیجیتالی (رقمی) شده و در فضایی به نام فضای "K" ذخیره می‌شوند. فضای "K" یک فضایی در حوزه فرکانسی است. وقتی فضای K کامل شد، الگوریتم FT از داده‌های فضای K، روند بازسازی تصاویر MRI برای مشاهده رادیولوژیست‌ها و تکنولوژیست‌ها فراهم می‌آورد. همزمان با نمایش، تصاویر می‌توانند با نرم‌افزار پردازش تصویر دیجیتال مخصوص و به منظور پنجره‌سازی و مشاهده تصویر سه‌بعدی، دستکاری شوند.

تصویربرداری سی‌تی

نمای مفهومی از تصویربرداری سی‌تی در شکل ۲-۲۷ نشان داده شده است. داده‌های تضعیف شده از بیمار به وسیله آشکارسازهایی که سیگنال‌های الکترونیکی را به کامپیوتر می‌فرستند، جمع‌آوری شده و به وسیله ADC رقمی می‌شوند. سپس کامپیوتر با استفاده از یک الگوریتم بازسازی تصویر خاص بنام الگوریتم پس پردازش فیلتر شده برای ایجاد تصاویر سی‌تی دیجیتال استفاده می‌نماید. این تصویر باید به یک تصویر مقیاس سایه زنی[1] تبدیل شده تا برای رادیولوژیست‌ها و تکنولوژیست‌ها بر روی صفحه قابل نمایش باشد.

تصاویر سی‌تی را می‌توان با استفاده از نرم‌افزار پردازش تصویر دیجیتال، برای اجرای پردازش به صورت پنجره‌سازی، اصلاح تصویر و مشاهده تصویر سه‌بعدی دستکاری نمود.

[1] Gray Scale



شکل ۲-۲۸: قالب‌بندی کلی تصویربرداری سه‌بعدی. چهار گام اصلی نشان داده شده است: دریافت داده، ساخت آنچه که به فضای سه‌بعدی باز می‌گردد، پردازش نمایش تصویر، و در نهایت نمایش تصویر سه‌بعدی. فرآیند دیجیتالی کردن می‌تواند به ناظر اجازه بازبینی جنبه‌های فضای سه‌بعدی را بدهد، یک روشی که به تجسم فکری سه‌بعدی باز می‌گردد (تصویر انحصاری سیستم پزشکی فیلیپس).

تصویربرداری سه‌بعدی در رادیولوژی

تصویربرداری سه‌بعدی توجه ویژه‌ای را در رادیولوژی ایجاد کرده است (بیچلمان-آبری و همکاران، ۲۰۰۵؛ دالرمپیل و همکاران، ۲۰۰۵؛ نویمان و ماپرس، ۲۰۰۵؛ سیرام، ۲۰۰۴). در حال حاضر از این تصویربرداری در سی‌تی، MRI و دیگر مسالیته‌ها و به منظور فراهم‌آوری اطلاعات کیفی و کمی از تصاویر به منظور سهولت و بهبود تشخیص، استفاده می‌شود.

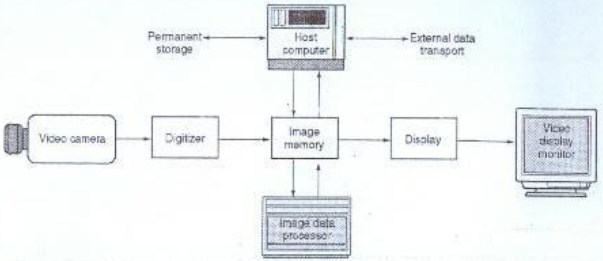
قالب‌بندی کلی برای تصویربرداری سه‌بعدی در شکل ۲-۲۸ نشان داده شده است. چهار مرحله اصلی به صورت زیر نشان داده شده است: دریافت داده، ساخت آنچه که فضای سه‌بعدی نامیده می‌شود (تمام اطلاعات وکسل در کامپیوتر ذخیره می‌شود)، پردازش برای نمایش تصویر سه‌بعدی و در نهایت، نمایش تصویر سه‌بعدی. پردازش تصویر به بیننده اجازه می‌دهد تا تمام جنبه‌های فضای سه‌بعدی را ببیند، این روشی است که به مشاهده سه‌بعدی اشاره دارد.

کاربرد روش‌های مشاهده سه‌بعدی در رادیولوژی، تصویرسازی پزشکی سه‌بعدی گفته می‌شود.

دکتر جایارام (Jayaram)، از بخش رادیولوژی دانشگاه پنسیلوانیا، یک محقق تصویربرداری سه‌بعدی است که به وجود چهار دسته از عملیات تصویربرداری سه‌بعدی اشاره کرد: پیش پردازش، تجسم و مشاهده، دستکاری کردن و تحلیل کردن. به دلیل اینکه عملیات تجسم و مشاهده به عنوان یک امر عادی در بخش‌های تصویربرداری دیجیتال همانند سی‌تی و MRI استفاده می‌شود، لازم است ایده اصلی دو روش این تکنیک که شامل نمایش پوست و نمایش حجم است، شرح داده شود.

نمایش تصویر، آخرین گام در تولید تصاویر سه‌بعدی است. نمایش یک برنامه کامپیوتری است که به منظور تبدیل فضای سه‌بعدی به تصاویر سه‌بعدی شبیه‌سازی شده برای نمایش بر روی یک صفحه نمایش کامپیوتری به صورت دو بعدی به کار گرفته می‌شود.

دو دسته از روش‌های نمایش که در رادیولوژی استفاده می‌شود عبارتند از حجمی و سطحی. نمایش



شکل ۲-۲۹: اجزاء سخت افزار ضروری یک سیستم پردازش تصویر دیجیتال

سطحی، یک روش ساده‌ای است که در آن سطح یک شیء با استفاده از کانتور داده‌ها و سایه‌زنی پیکسل‌ها برای ترسیم عمق، ایجاد می‌شود و فقط ۱۰ درصد از داده‌های فضای سه‌بعدی را استفاده کرده و نیاز به محاسبات وسیع ندارد. از طرف دیگر در نمایش تجسمی حجمی[1]، که یک روش مناسب است، از تمام داده‌ها در فضاسازی سه‌بعدی به منظور ایجاد اطلاعات اضافی برای مشاهده بیش‌تر جزئیات درون شیء استفاده می‌شود. این دو نمایش در شکل ۲-۲۸ نمایش داده شده است. این نوع نمایش به محاسبات قوی نیاز دارد.

این روش‌های نمایش چندین کاربرد دارد، این موارد شامل تصویرسازی سیستم جمجمه-صورتی، عضلانی-اسکلتی، سیستم عصبی مرکزی، قلبی، ریوی، گوارش و تناسلی می‌باشد. در حال حاضر تصویربرداری سه‌بعدی در سی‌تی آنژیوگرافی و آنژیوگرافی تشدید مغناطیسی مورد توجه است (فیشمان و همکاران، ۲۰۰۶).

تصویربرداری پزشکی سه‌بعدی از کامپیوترهای بسیار قدرتمند که توانایی پردازش توابع در محدوده وسیعی از جمله تصویربرداری واقعی مجازی[2] (VRI) را دارند.

تصویربرداری واقعیت مجازی در رادیولوژی

تصویربرداری واقعیت مجازی نیازمند روش‌های پردازش تصویر دیجیتال بسیار پیچیده به‌منظور سهولت درک آناتومی سه‌بعدی از مجموعه‌ای از تصاویر دو بعدی می‌باشد (هانگ، ۲۰۰۴؛ کالینز، ۲۰۰۵؛ سیرام، ۲۰۰۴). گستره وسیع داده‌های جمع‌آوری شده توسط سی‌تی اسکنرهای مولتی اسلایس، امکان پیشرفت کاربردهای VRI را در رادیولوژی فراهم می‌کنند.

تصویربرداری واقعیت مجازی شاخه‌ای از علم کامپیوتر است که کاربران را در یک محیط کامپیوتری فرو می‌برد و به آن‌ها اجازه درک حس سه‌بعدی را فراهم می‌آورد. یک روش رایجی که در تصویربرداری واقعیت مجازی استفاده می‌شود، آندوسکوپی مجازی است که به منظور مشاهده ساختارهای لوله‌ای درون بدن استفاده می‌شود.

آندوسکوپی مجازی شامل مجموعه‌ای از روش‌های اصولی شامل دریافت داده‌ها (انتخاب دقیق پارامترهای اسکن در جمع‌آوری داده‌ها از بیمار است)، پردازش تصویر (تصاویر را پیش از پردازش شدن بهینه می‌کنند)، نمایش سه‌بعدی، نمایش سطحی و حجمی و در نهایت نمایش و تحلیل تصویر را شامل می‌شود. دو نرم‌افزار برای ارزیابی

[1] Volume Rendering
[2] Virtual Reality Imaging

تصاویر تعاملی شامل ویه جر فیلیپس و جستجوگر سه‌بعدی جنرال الکتریکی (بسته‌های مخصوص مشاهده پیشرفته) برای ردیابی واقعی ساختارهای لوله‌ای مدور و پروازی همانند یک آندوسکوپ واقعی بکار می‌روند. تصویربرداری سه‌بعدی و VRI به‌طور مفصل در فصل بعدی شرح داده شده است.

سخت افزار پردازش تصویر

یک سیستم پردازش تصویربرداری اصلی شامل چندین اجزای به هم پیوسته می‌باشد (شکل ۲-۲۹). اجزای اصلی شامل ADC، ذخیره‌سازی تصویر، نمایش تصویر، پردازنده تصویر، کامپیوتر میزبان و DAC است.

- **دریافت داده‌ها:** در شکل ۲-۲۹ دوربین فیلمبرداری وسینه دریافت داده است. در سی‌تی به وسیله تیوب اشعه‌ایکس و آشکارسازها و آشکارسازهای الکترونیکی نمایش داده می‌شوند.
- **رقمی کردن:** همان طور که در شکل ۲-۲۹ می‌توان دید، سیگنال آنالوگ به وسیله تبدیل‌گر دیجیتالایزر یا ADC به شکل دیجیتالی تبدیل می‌شود.
- **حافظه تصویر:** تصویر رقمی شده برای پردازش بیش‌تر ذخیره سازی می‌شود. اجزا مختلف بهم متصل شده تا محل ذخیره تصویر و ورودی و خروجی را فراهم می‌کنند. اندازه این حافظه به تصویر بستگی دارد. به عنوان مثال یک تصویر ۵۱۲×۵۱۲×۸-بیت نیازمند حافظه‌ای به اندازه ۲۰۹۷۱۵۲ بیت می‌باشد.
- **DAC:** تصویر دیجیتال در حافظه را می‌توان روی صفحه نمایش تلویزیونی نمایش داد. با این حال، به دلیل اینکه صفحات نمایش با سیگنال‌های آنالوگ کار می‌کنند، ضروری است تا داده‌های دیجیتال را به سیگنال‌های آنالوگ به وسیله‌ی یک DAC فراهم کنیم.
- **پردازنده تصویر داخلی:** این پردازنده مسئول پردازش داده‌های با سرعت بالای دیجیتال ورودی است.
- **کامپیوتر میزبان:** در پردازش تصویردیجیتال، کامپیوتر میزبان یک جزء ابتدایی است که توانایی اجرای چندین وظیفه را به عهده دارد. به عنوان مثال کامپیوتر میزبان می‌تواند داده‌های ذخیره‌سازی شده را بخواند و آن را جهت بایگانی بر روی نوار و دیسک ذخیره‌سازی نماید. کامپیوتر میزبان نقش مهمی را در کاربردهایی که شامل انتقال تصاویر از یک مکان به مکان دیگر همانند تصویربرداری پزشکی می‌شود را بازی می‌کند.

سی‌تی به عنوان یک سیستم پردازش تصویر دیجیتال

تعدادی از مدالیته‌های تصویربرداری در رادیولوژی از روش‌های پردازش تصویر استفاده می‌کنند. این روش‌ها شامل رادیولوژی و فلوروسکوپی دیجیتال، پزشکی هسته‌ای، MRI، سونوگرافی و سی‌تی می‌باشند. تصویربرداری دیجیتالی نوید کاربردهای متنوعی همانند تصویربرداری سه‌بعدی را در آینده می‌دهد (سیرام و سیرام، ۲۰۰۸). عملیات پردازش تصویر عمده در تصویربرداری پزشکی که در حال حاضر در بخش‌های رادیولوژی استفاده می‌شود در جدول ۲-۲ نشان داده شده است.

اجزای اصلی سیستم تصویربرداری دیجیتال در شکل ۲-۳۰ نشان داده شده است. سی‌تی به عنوان یک سیستم پردازش تصویر مشابه این الگو می‌باشد. علاوه بر آن، مراحل مشابهی در رقمی‌سازی تصویر می‌تواند برای پردازش سی‌تی به شرح زیر به کار رود:

۱. ابتدا، تصویر را به پیکسل‌هایی تقسیم می‌کنند. در سی‌تی، مقاطع بیمار به نواحی کوچک‌تری که وکسل نام دارد تقسیم می‌شود چرا که بعد عمق (ضخامت برش) به پیکسل اضافه می‌شود. همان طور که تیوب اشعه‌ایکس حول بیمار حرکت می‌کند، بیمار اسکن می‌شود.

۲. سپس، پیکسل‌ها نمونه‌برداری می‌شوند. در سی‌تی، وکسل‌ها زمانی که پرتوهای ایکس از میانشان عبور می‌کنند نمونه‌برداری می‌شوند. این اندازه‌گیری به وسیله آشکارسازها انجام می‌گیرد. سیگنال دریافت

شده توسط آشکارساز به صورت آنالوگ می‌باشد و پیش از آن که برای پردازش به کامپیوتر فرستاده شود باید به شکل دیجیتال تبدیل شود.

۳. مرحله آخر، محاسبه کمی است. در سی‌تی، سیگنال آنالوگ کمی شده و به یک آرایه دیجیتالی برای ورود به کامپیوتر تبدیل می‌شود. داده‌های دیجیتالی حاصله توسط پروسه محاسبه کمی، از طریق یک سری عملیات یا روش‌ها و به منظور اصلاح تصویر، پردازش می‌شوند. در سی‌تی داده‌های دیجیتال شده نیز با چندین الگوریتم تحت پردازش قرار می‌گیرند تا تصویر خروجی به فرم مناسبی برای مشاهده در آید.

جدول ۲-۲: عملیات پردازش تصویر دیجیتال رایج در تکنولوژی‌های تصویربرداری تشخیصی

مدالیته‌های تصویربرداری دیجیتال	عملگرهای مشترک پردازش پنگ تصویر
سی‌تی اسکن	فرمت تصویر، پنجره‌سازی، ناحیه مورد نظر، بزرگنمایی، نمایش تجسم سطح و حجم، هیستوگرام، اختلاط و سنتز تصویر
MRI	پنجره‌سازی، ناحیه مورد نظر، بزرگنمایی، نمایش تجسم سطح و حجم، پروفایل، هیستوگرام، اختلاط و سنتز تصویر
آنژیوگرافی دیجیتال ساب‌تراکشن / فلورسکوپی دیجیتال	پردازش آنالیز، تفریق تصاویر خارج از سکانس، پردازش مقیاس خاکستری، متوسط‌گیری فریم زمانی و جابجایی پیکسل
رادیوگرافی کامپیوتری / رادیوگرافی دیجیتال	تشخیص الگوی جزءبندی شده، تشخیص فیلد اکسپوز، آنالیز هیستوگرام، نرمال سازی داده‌های خام تصویری، پردازش مقیاس خاکستری، فیلترینگ فضایی، کنترل محدوده دینامیک، انرژی ساب تراکشن و غیره.

پردازش تصویر: یک ابزار ضروری سی‌تی

پس پردازش تصویر و تکنیک‌های وابسته به آن همانند تجسم داده‌ها، تشخیص به کمک کامپیوتر[1] و هدایت گر داده‌های تصویری[2] اخیراً به عنوان یک زمینه تحقیق در انتقال تصویربرداری پزشکی شناخته شده است (آندریول و مورین، ۲۰۰۶). هدف از روش‌های پس پردازش تصویر در سی‌تی، افزایش مهارت‌های تفسیر تشخیصی رادیولوژیست می‌باشد. چند مثال از این روش‌ها شامل بازسازی نمایش تصویر آگزیال به صورت کرونال، ساجیتال و مایل، پروجکشن‌های با شدت بیشینه و کمینه، بازسازی منحنی شکل، نمایش سطح سایه‌دار، نمایش تجسم حجم، تصویربرداری واقعیت مجازی و ابزارهای تصویربرداری فیزیولوژی که شامل ترکیب تصویر و پرفیوژن سی‌تی می‌باشد. این روش‌ها در فصل‌های بعدی به‌طور مفصل شرح داده شده است.

اکنون پردازش تصویر دیجیتال به عنوان یک ابزار ضروری در محیط سی‌تی و PACS به کار می‌رود. اخیراً رادیولوژیست‌ها و کارشناسان رادیولوژی در حال استفاده از ابزارهای پس پردازش همانند عملیات‌های پردازش تصویر و روش‌هایی که در این فصل خلاصه‌بندی شد، هستند. برنامه‌های آموزشی برای رادیولوژیست‌ها و کارشناسان رادیولوژی جهت یادگیری پردازش تصویر دیجیتال به عنوان بخشی از برنامه‌های آموزشی مدون شده است (سیرام و سیرام، ۲۰۰۸). یک فهرست از عناوین یک برنامه آموزشی پردازش تصویر در سی‌تی پیشنهاد شده که در ابتدای همین فصل به طور برجسته آورده شده است. این عناوین می‌توانند فراتر از مفاهیم این فصل بسط یابند.

[1] Computer Aided Detection

[2] Image Dataset Navigation

سوالات مروری

به سوالات زیر به منظور بررسی دانسته‌هایتان از موضوعاتی که مطالعه کرده‌اید، پاسخ دهید:

۱-پردازش تصویر دیجیتال پیشینه‌ای در... دارد.

الف) در برنامه‌های فضایی ناسا

ب) در مرکز بهداشت و درمان سیمنز

ج) به همراه گودفری هانسفیلد در آزمایشگاه‌های EMI در انگلستان

د) در موسسه تکنولوژی کلمبیایی بریتانیا در آزمایشگاه اِکلید

۲-کدام یک از موارد زیر تصویر واضحی ندارد؟

الف) یک طراحی

ب) یک نقاشی

ج) یک تصویر ریاضیاتی

د) یک عکس

۳-کدام یک از موارد زیر یک تصویر دیجیتال را توصیف می‌کند؟

الف) تابع گسسته

ب) نمایش عددی یک شیء

ج) نمی‌تواند به وسیله یک کامپیوتر پردازش شود

د) یک تصویر فیزیکی مبهم

۴-مراحل اصلی در رقمی کردن تصویر شامل :

الف) اسکن کردن، نمونه‌برداری و محاسبه کمی

ب) نمونه برداری، اسکن و محاسبه کمی

ج) محاسبه کمی، نمونه‌برداری و اسکن

د) نمونه‌برداری، محاسبه کمی و اسکن

۵-کدام یک از نمایش‌های زیر جزئی از تصویر است؟

الف) آدرس‌دهی ب) وکسل

ج) پیکسل د) ماتریس

۶-فرآیند اندازه‌گیری سطح روشنایی هر پیکسل در یک تصویر باز می‌گردد به:

الف) مقداردهی

ب) نمونه برداری

ج) اسکن

د) مبدل آنالوگ به دیجیتال

۷-یک ADC ۱۰بیتی به یک سیگنال با ... بیت تقسیم می‌شود.

الف) ۸ ب) ۲

ج) ۲۵۶ د) ۱۰۲۴

۸-کدام یک از موارد زیر مثالی از نقشه برداری سطح خاکستری است؟

الف) عملیات مکانی

ب) عملیات پردازش نقطه‌ای

ج) عملیات هندسی

د)عملیات کلی

۹-پنجره سازی در سی‌تی مثالی است از:

الف) عملیات هندسی

ب) عملیات محلی

ج) عملیات کلی

د) عملیات پردازش نقطه‌ای

۱۰-نمونه‌برداری ضعیف یک سیگنال که به وسیله ADCمقداردهی می‌شود، منجر به کدام یک از آرتیفکت‌های زیر خواهد شد؟

الف) سخت شدن بیم

ب) حجم جزئی

ج) آلایزینگ

د) رگه‌ای

منابع

Andriole, K. P., & Morin, R. (2006). Transforming medicalimaging—the first SCAR TRIP Conference. Journal ofDigital Imaging, 19, 6–16.

Baxes, G. A. (1994). Digital image processing: principlesand applications. New York: John Wiley.Beigelman-Aubry, D., Hill, C., Guibal, A., Savatovsky, J.,& Grenier, P. A. (2005). Multi-detector row CT andpost-processing techniques in the assessment of lungdiseases. Radiographics, 25, 1639–1652.

Pooley, R. A., McKinney, J. M., & Miller, D. A. (2001).The AAPM/RSNA physics tutorial for residents. Digitalfluoroscopy. Radiographics, 21, 521–534.

Seeram, E. (2001). Computed tomography—physical principles,clinical applications and quality control. Philadelphia,PA: WB Saunders.

Seeram, E. (2004). Digital image processing. RadiologicTechnology, 75, 435–455.

Seeram, E. (2006a). Irreversible compression in digitalradiology. Radiography, 12, 45–59.

Seeram, E. (2006b). Using irreversible compression indigital radiology: a preliminary study of the opinions ofradiologists. Progress in biomedical optics and imagingproceedings of the SPIE, San Diego, Calif.

Seeram, E., & Seeram, D. (2008). Image postprocessing indigital radiology: a primer for technologists. Journal of Medical Imaging and Radiation Sciences, 39, 23–41.Seibert, J.A. (1995). Digital image processing:basics. In S. Balter, & T. B. Shope (Eds.), A categorical coursein physics: physical and technical aspects of angiographyand interventional radiology. Oak Brook, IL: RadiologicalSociety of North America.

Bourne, R. (2010). Fundamentals of digital imaging inmedicine. London: Springer.Castleman, K. R. (1996). Digital image processing. UpperSaddle, NJ: Prentice Hall.

Dalrymple, N. C., Prasad, S. R., Freckleton, M. W., et al.(2005). Introduction to the language of three-dimensionalimaging with multi-detector CT. Radiographics,25, 1409–1428.

Dougherty, G. (2009). Digital image processing for medicalapplications. Cambridge,UK: Cambridge UniversityPress.

Erickson, B. J. (2002). Irreversible compression of medicalimages. Journal of Digital Imaging, 15, 5–14.

Fishman, E. K., Ney, D. R., Heath, D. G., Corl, F. M., Horton,K. M., & Johnson, P. T. (2006). Volume renderingversus maximum intensity projection in CT angiography:what works best, when, and why. Radiographics,26, 905–922.Green, W. B. (1989). Digital image processing: a systemsapproach (2nd ed.). New York: Van NostrandReinhold.Huang, H. K. (2004). PACS and imaging informatics: basicprinciples and applications. Hoboken, NJ: John Wiley.

Kalender, W. A. (2005). Computed tomography. Munich:Publicis MCD Werbeagentur Verlag.

Lindley, C. A. (1991). Practical image processing in C. NewYork: John Wiley.Luiten, A. L. (1995).Digital: discrete perfection. Medicamundi,40, 95–100.

Marion, A. (1991). Introduction to image processing. London:Chapman and Hall.Neuman, J., & Meyers, M. (2005). Volume intensity projection:a new post-processing techniques for evaluatingCTA. The Netherlands: Philips Medical Systems.

Pinto dos Santos, D., et al. (2013). Irreversible imagecompression in radiology. Current status. Radiologe,53(3), 257–260.

۳

اصول فیزیکی توموگرافی کامپیوتری

رئوس مطالب

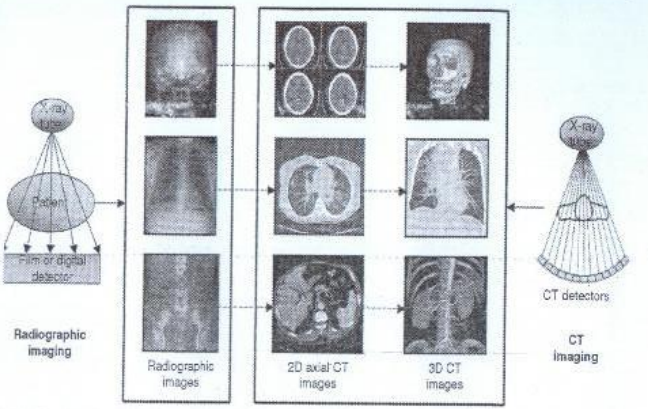
محدودیت‌های رادیوگرافی و توموگرافی
محدودیت‌های رادیوگرافی
محدودیت‌های توموگرافی معمولی
ابداع سی‌تی
اصول فیزیکی
جمع‌آوری اطلاعات
پردازش اطلاعات
فرمت تصویر سی‌تی
ملاحظات تکنیکی
جریان اطلاعات در یک سی‌تی اسکن
ترتیب وقایع در سی‌تی
مزایا و محدودیت‌های سی‌تی
مزایا
محدودیت‌ها
سوالات مروری

در پایان فصل باید قادر به توضیح موارد زیر باشید:

۱. بررسی محدودیت رادیوگرافی و توموگرافی و شرح چگونگی غلبه سی‌تی بر این محدودیت‌ها
۲. بررسی اصطلاح "جمع‌آوری اطلاعات" و دو روش جمع‌آوری اطلاعات
۳. توضیح معانی
- انتقال نسبی
- اندازه‌گیری نفوذ
- ضریب تضعیف خطی
۴. بررسی قانون لامبرت-بیر
۵. خلاصه اصول تضعیف شعاع پرتو همگن و ناهمگن
۶. توضیح معنای هندسه جمع‌آوری اطلاعات و پردازش اطلاعات
۷. شرح ارتباط بین اعداد سی‌تی و ضریب تضعیف خطی(μ)
۸. بررسی دلایل استفاده از لامپه با کیلوولتاژ بالا
۹. بررسی ارتباط بین اعداد سی‌تی ومقیاس خاکستری تصاویر سی‌تی
۱۰. تعریف عرض پنجره‌و سطح پنجره
۱۱. بحث درباره‌ویژگی‌های تشخیصی تصاویر سی‌تی
۱۲. بررسی ارتباط بین اندازه پیکسل و میدان دید و اندازه ماتریس
۱۳. طبقه‌بندی تجهیزات دستگاه‌های سی‌تی
۱۴. گذر جریان اطلاعات در سی‌تی اسکن
۱۵. شرح هر یک از موارد ذیل:
- اطلاعات خام
- اطلاعات پیچیده
- اطلاعات بازسازی تصویر
- اطلاعات تصاویر
۱۶. لیست مزایا و محدودیت‌های سی‌تی

واژه‌های کلیدی برای یادآوری

پردازنده آرایه ای	میدان دید FOV	پردازنده
تضعیف	پرتو ناهمگن (انرژی ناهمگن)	اطلاعات خام
فاکتور کنتراست	پرتو همگن	عبور نسبی
عدد سی‌تی	کامپیوتر مرکزی	دریافت اطلاعات برش به برش
دریافت اطلاعات	قانون لامبرت-بیر	(اسلایس به اسلایس)
ساختار دریافت اطلاعات	ضریب تضعیف خطی	دریافت اطلاعات حجمی
پردازش اطلاعات	ماتریس	بازه پنجره سازی
وابستگی به انرژی	اندازه پیکسل	عرض پنجره
		سطح پنجره



شکل۳-۱: تفاوت آشکار بین تصویرسازی رادیوگرافی معمولی و تصویرسازی سی‌تی در واقع آناتومی مقطعی را نشان می‌دهد، که می‌تواند با عملیات پس پردازش دیجیتال تصاویر سه‌بعدی تولید ایجاد کند. تصاویر سه‌بعدی سی‌تی متعلق بهشرکت فیلیپس.

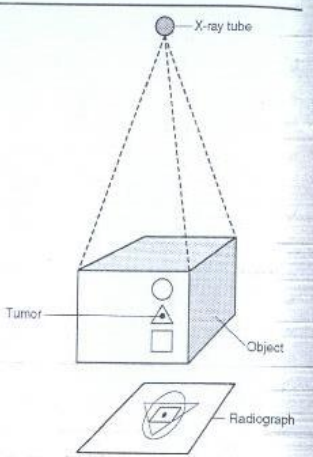
ارائه اطلاعات درتصویر توموگرافی کامپیوتری[1] یا سی‌تی (CT) به دلیل نشان داده شدن نماهای عرضی آناتومی بیمار، با رادیوگرافی معمولی[2] متفاوت است. علاوه بر این، تصاویر سی‌تی (تصویر دیجیتال پس از پردازش) با استفاده از مجموعه دادهها به طور سه‌بعدی ایجاد می‌شود (شکل ۳-۱).

یکی دیگر از تفاوت‌های مهم در تصویربرداری سی‌تی جزئیات داده شده در طول این فصل است. در این فصل اصول فیزیکی سی‌تی، مرور توموگرافی معمولی[3] و محدودیت‌های رادیوگرافی که در درک تصاویر سی‌تی مفید است، ارائه می‌شود.

محدودیت‌های رادیوگرافی و توموگرافی

در هر دو روش رادیوگرافی و توموگرافی اشعه‌ایکس[4] از بدن بیمار عبور می‌کند و به روش‌های مختلف در بدن بیمار جذب می‌شود. برای مثال به دلیل آن‌که استخوان چگال‌تر است، اشعه‌ایکس بیش‌تری را نسبت به بافت نرم که چگالی کم‌تری دارد جذب می‌کند. این تفاوت جذب در میزان اشعه‌ایکس عبوری از بدن بیمار روی فیلم رادیوگرافیک یا یک آشکارساز دیجیتال رادیوگرافی ثبت می‌شود که مانند رادیوگرافی کامپیوتری با صفحه تصویربرداری[5] می‌باشد.

[1] Computed Tomography
[2] Conventional Radiographic
[3] Conventional Tomography
[4] X-Ray
[5] Computed Radiography Imagingplate



شکل۳-۲: ضعف عمده رادیوگرافی روی هم افتادن ساختارها در تصویر است که تشخیص تومور موجود در دایره، مثلث یا مربع را مشکل می‌سازد.

محدودیت‌های رادیوگرافی با فیلم

ضعف عمده رادیوگرافی روی هم قرارگرفتن[1] ساختارهای فیلم می‌باشد، که باعث ایجاد مشکل می‌شود و در مواردی تشخیص جزئیات خاص را غیرممکن می‌کند (شکل ۳-۲).

این حالت زمانی‌که تفاوت خیلی کمی در چگالی ساختارها است مانند بعضی تومورها و بافت‌های اطراف آن‌ها کاملا مشخص است. اگرچه نماهای متعددی همچون کناری[2] و مایل[3] قادرند به صورت یک ساختار مجزا متمرکز شوند اما مشکل روی هم قرار گرفتن ارگان‌ها در رادیوگرافی هنوز وجود دارد.

دومین محدودیت در رادیوگرافی پردازش کیفیت بیش‌تر نسبت به کمیت است (شکل۳-۳). به این منظور که تشخیص بین جسم همگن با ضخامت غیریکنواخت و شی غیرهمگن با ضخامت یکنواخت مشکل است (شکل۳-۳) (شامل استخوان، بافت نرم و هوا با ضخامت غیریکنواخت Marshal1976).

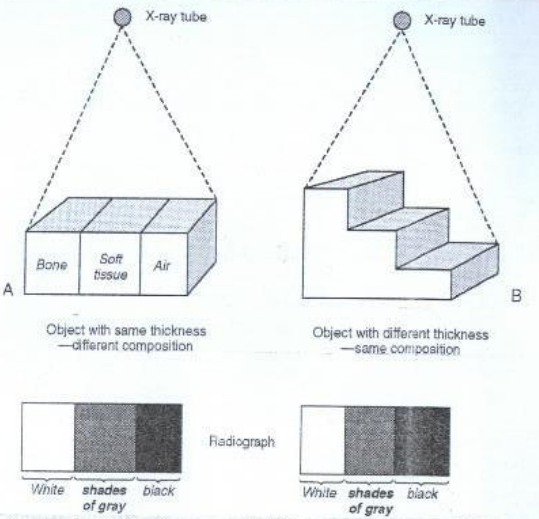
محدودیت‌های توموگرافی معمولی

می‌توان مشکل روی هم قرارگرفتن ساختارها در رادیوگرافی را تا حدی با به بکارگیری توموگرافی معمولی حل کرد (Bocage, 1974; Vallebona, 1931). متداول‌ترین روش توموگرافی معمولی که گاهی توموگرافی هندسی[4] نامیده می‌شود، از سی‌تی متفاوت می‌باشد (شکل۳-۴).

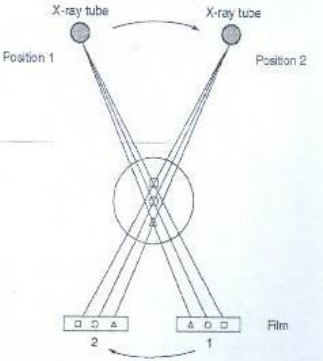
زمانی که تیوب اشعه‌ایکس و فیلم به‌طور همزمان در جهات مختلف حرکت می‌کنند، مقاطع ناخواسته محو می‌شوند در حالی که مقطع یا لایه مطلوب در مرکز نگه داشته می‌شود. هدف اساسی توموگرافی محو کردن بالا و پایین مقطع یا سطح کانونی شده است. با این حال رسیدن به این امر مشکل می‌باشد و تحت هیچ شرایطی نمی‌توان همه صفحات ناخواسته را حذف کرد. محدودیت توموگرافی، حضور تصویر محو شده‌ای است که نمی‌توانیم آن را بطور کامل حذف کنیم، کاهش کنتراست تصویر به دلیل وجود پرتوهای پراکنده ایجاد شده ناشی از هندسه باز[5] اشعه ایکس و مشکلات دیگر ناشی از مجموعه فیلم-صفحه می‌باشد.

علاوه بر این رادیوگرافی و توموگرافی هر دو قادر نیستند اختلاف‌های کم در کنتراست جسم را که از مشخصه‌های بافت نرم است، نشان دهند.

[1] Superimposition
[2] Lateral
[3] Oblique
[4] Geometric Tomography
[5] Open Geometry



شکل ۳-۳: رادیوگرافی یک روش کیفی می‌باشد. دو رادیوگرافی از شی A و B با وجود تفاوت‌های بسیار می‌توانند به طور مشابه ظاهر شوند.



شکل ۳-٤: اصول پایه توموگرافی معمولی. تیوب اشعه‌ایکس و فیلم در جهات متفاوت و به طور همزمان حرکت می‌کنند تا از برش دلخواه (O) از بیمار با محو کردن ساختارهای بالا (□) و پایین (Δ) سطح مورد نظر تصویرسازی شود.

اختلاف کنتراست برای بافت نرم عبارت است از: چربی انسان، آب، مایع مغزی نخاعی انسان، پلاسمای انسان، پانکراس میمون، ماده سفید مغز میمون، ماده خاکستری مغز میمون، کبد میمون، عضله میمون، گلبول‌های قرمز انسان که به ترتیب ۰/۱۹۴، ۰/۲۲۲، ۰/۲۲۷، ۰/۲۳۰، ۰/۲۳۰، ۰/۲۳۵، ۰/۲۳۶، ۰/۲۳۸ و ۰/۲۴۶ هستند (Ter-Pogossianet al., 1974).

فیلم رادیوگرافی به اندازه کافی برای تشخیص اختلاف‌های کوچک حساس نمی‌باشد به دلیل آنکه فیلم-صفحه‌های معمولی که امروزه استفاده می‌شود تنها تفاوت شدت اشعه‌ایکس را در حد ۵ تا ۱۰ درصد تشخیص می‌دهند.

محدودیت‌های رادیوگرافی و توموگرافی باعث شده فیلم نتواند تفاوت‌های خیلی کوچک در کنتراست بافت را نشان دهد. علاوه بر این، کنتراست نمی‌تواند بعد از ثبت روی فیلم تنظیم شود. برای مثال در روش‌های تصویربرداری دیجیتالی مانند سی‌تی، می‌توان کنتراست را مناسب نیازهای کاربر (رادیولوژیست و تکنولوژیست) با استفاده از تکنیک‌های تصویری پس پردازشی[1] دیجیتالی مختلف تغییر داد (فصل ۲ را ببینید).

ابداع سی‌تی

هدف از ابداع سی‌تی غلبه بر محدودیت‌های رادیوگرافی و توموگرافی برای رسیدن به اهداف ذیل می‌باشد (Hounsfield, 1973):

۱- جداقل روی هم قرارگرفتن ساختارها

۲- بهبود کنتراست تصویر

۳- ثبت تفاوت‌های بسیار کوچک در کنتراست بافت

روش پایه برای رسیدن به این سه هدف، در شکل ۳-۵ نشان داده شده است. نکات مهمی که از شکل مشخص می‌شود عبارت است از:

۱- پرتو اشعه‌ایکس از یک پرتو (اسلایس) عرضی مشخص بدن بیمار عبور کرده و باعث حذف مشکل روی هم قرار گرفتن بالا و پایین ساختارها در یک مقطع یا مقطع عرضی بافت می‌شود.

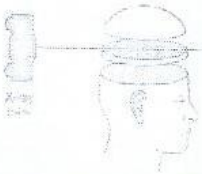
۲- پرتو اشعه‌ایکس به شدت محدود می‌شود به طوری که تنها یک پرتو باریک از مقطع عرضی بافت تصویر شده عبور می‌کند. این روش برای به حداقل رساندن پرتو پراکنده تولیدی و بهبود کنتراست تصویر در نظر گرفته شده است.

۳- هنگامی که اشعه‌ایکس از بدن بیمار عبور می‌کند، به آشکارسازهای الکترونیکی مشخص که در مقابل تیوب اشعه‌ایکس قرار دارد برخورد می‌کند. این آشکارسازها "کمّی" (عددی) هستند و می‌توانند اختلاف‌های خیلی کم در کنتراست بافت را اندازه‌گیری کنند (با این حال، آشکارساز فیلم-صفحه در رادیوگرافی یک آشکارساز کیفی محسوب می‌شود و نمی‌تواند اختلاف‌های کوچک را ثبت کند).

علاوه‌براین، سیگنال‌های آنالوگ حاصل از آشکارسازهای الکترونیکی ابتدا به اطلاعات دیجیتال تبدیل شده است و سپس توسط یک کامپیوتر دیجیتال با استفاده از الگوریتم‌های خاص برای بازسازی تصویر از مقطع عرضی پردازش می‌شود.

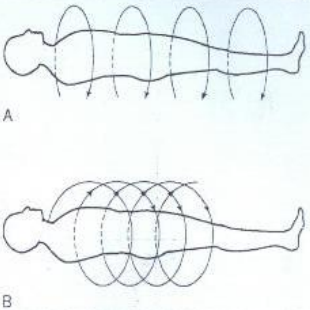
اصول فیزیکی

سی‌تی برحسب اصول فیزیکی و ملاحظات تکنیکی توصیف می‌شود. اصول اولیه شامل مفاهیم فیزیکی و ریاضیاتی برای درک روش ایجاد تصویر می‌باشد و ملاحظات تکنیکی شامل تلفیق اصول علمی و مهندسی مانند علم کامپیوتر و تکنولوژی می‌باشد.



شکل ۳-۵: [illegible]

[1] Image Processing



شکل۳-۶: a: سی‌تی معمولی برش به برش b: اطلاعات حجمی

اصول فیزیکی و تکنولوژی سی‌تی شامل۳ مرحله می‌باشد که در فصل ۱ به آن‌ها اشاره شد: جمع‌آوری اطلاعات، پردازش اطلاعات و نمایش تصویر، ذخیره و ارتباطات تصویر.

در این فصل هر مرحله به طور کلی شرح داده شده است و در فصل‌های بعدی به جزئیات بیش‌تری پرداخته می‌شود.

جمع‌آوری اطلاعات

این قسمت به جمع‌آوری سیستماتیک اطلاعات از بدن بیمار برای ایجاد تصاویر سی‌تی اشاره دارد. دو روش جمع‌آوری اطلاعات، روش اسلایس به اسلایس و حجمی می‌باشد (شکل۳-۶).

در روش جمع‌آوری اطلاعات مقطع به مقطع معمولی[1]، اطلاعات از طریق هندسه‌های متفاوت پرتو برای اسکن بیمار جمع‌آوری می‌شود. در اصل، تیوب اشعه‌ایکس حول بدن بیمار می‌چرخد و اطلاعات را از اولین برش جمع‌آوری می‌کند. تیوب متوقف می‌شود، و بیمار برای اسکن مقطع بعدی در موقعیت دیگری قرار می‌گیرد. این فرایند برای اسکن تمام مقاطع به صورت منفرد ادامه می‌یابد. در جمع‌آوری اطلاعات حجمی، ساختار مشخصی از پرتو به نام هندسه اسپایرال یا هلیکال[2] برای اسکن حجمی از بافت که بیش‌تر از یک اسلایس در یک زمان است استفاده می‌شود (شکل۳-۶). در سی‌تی اسپایرال-هلیکال، تیوب اشعه‌ایکس اطراف بدن بیمار می‌چرخد و یک مسیر اسپایرال-هلیکال (مارپیچ سه‌بعدی) در حالی که بیمار تنها یک بار نفس می‌کشد برای اسکن تمام حجم بافت طی می‌کند.

در این روش با یک چرخش کامل تیوب اشعه‌ایکس یک برش ایجاد می‌شود و اغلب به نام سی‌تی اسپایرال یا هلیکال تک برشی[3] (SSCT) نامیده می‌شود. برای پوشش حجمی سریع[4] اجرای SSCT بهتر است. سی‌تی اسپایرال -هلیکال چندبرشی[5] (MSCT) برای تصویربرداری سریع‌تر از بیمار در دسترس می‌باشد. اسکنرهای MSCT با یک چرخش کامل تیوب اشعه‌ایکس چندین برش ایجاد می‌کنند. برای مثال، اسکنرهای MSCT با یک چرخش کامل تیوب اشعه‌ایکس می‌توانند ۴،۸،۱۶،۳۲،۴۰،۶۴ یا ۳۲۰ برش ایجاد کنند. علاوه بر این، در سال ۲۰۰۷، یک اسکنر MSCT توانست با یک چرخش کامل تیوب اشعه‌ایکس ۳۲۰ برش تولید کند که از نظر تجاری نیز در دسترس می‌باشد. همچنین اسکنرهای سی‌تی با منبع دوگانه (دو تیوب اشعه‌ایکس) عملا به صورت کلینیکی در دسترس می‌باشد. اسکنرهای حجمی دینامیکی ۳۲۰ برشی و اسکنرهای سی‌تی با منبع دوگانه در فصل ۱۱ شرح داده می‌شود.

[1] Conventional Slice-by-Slice

[2] Spiral/Helical

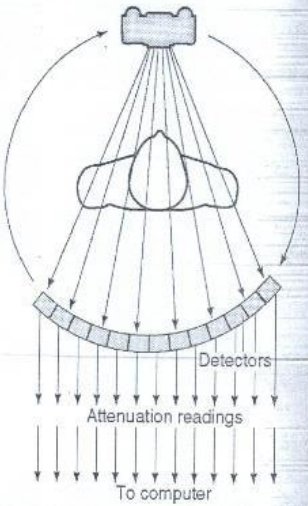
[3] Single-Slice Spiral/Helical CT

[4] Volume Coverage Speed

[5] Multislice Spiral/Helical CT

اولین مرحله در جمع‌آوری اطلاعات انجام اسکن است (شکل۳-۷). در طول اسکن، تیوب اشعه‌ایکس و آشکارسازها برای جمع‌آوری تصاویر دور بیمار می‌چرخند (خواندن شدت). آشکارسازها شدت پرتو عبوری از بدن بیمار را در موقعیت‌های مختلف اندازه‌گیری می‌کنند. در نتیجه، مقادیر نسبی انتقال (Hounsfield, 1973) یا اندازه‌گیری‌های تضعیف (Sprawls, 1995) به روش زیر قابل محاسبه می‌باشد:

$$\text{انتقال نسبی} = Log\frac{(I_0)\ \text{شدت اشعه X در منبع}}{\text{شدت اشعه X در آشکارساز}}$$



شکل۳-۷: در طول اسکن آشکارسازها و تیوب اشعه‌ایکس برای ایجاد تصاویر به دور بیمار می‌چرخند.

مقادیر نسبی انتقال به کامپیوتر فرستاده می‌شود و به صورت اطلاعات خام ذخیره می‌شود. برای بازسازی تصویر سی‌تی تعداد زیادی از اندازه‌گیری‌های انتقالی لازم است. به‌طورکلی، چندین تصویر از جهات مختلف گرفته می‌شود. هر تصویر از تعدادی پرتو تشکیل شده است، و اندازه‌گیری‌های انتقال کلی برای هر اسکن با رابطه زیر بیان می‌شود (Sprawls, 1995):

تعداد تصاویر = مجموع اندازه‌گیری‌های انتقالی

تعداد پرتوها در هر تصویر×

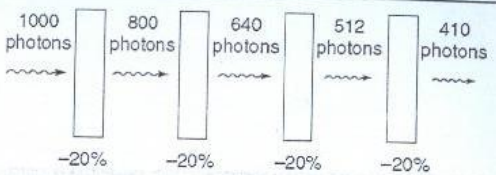
تضعیف

یکی از مشکلات سی‌تی تعیین مقادیر تضعیف[1] در بافت‌ها می‌باشد که از این اطلاعات برای بازسازی تصویر شی از بافت استفاده می‌شود. حل این مشکل پیچیده است و نیازمند علم فیزیک، ریاضی و کامپیوتر می‌باشد. این قسمت یک روش اساسی برای این مشکل و راه حل آن را بیان می‌کند. موضوع با درک تضعیف پرتو به‌طور عام و تضعیف بطور خاص در سی‌تی آغاز می‌شود. تضعیف کاهش شدت پرتو است. پرتو زمانی که از یک جسم عبور می‌کند بعضی از فوتون‌ها جذب می‌شوند و بقیه پراکنده می‌شوند. مقدار تضعیف به الکترون در هر گرم، عدد اتمی، چگالی بافت و انرژی تابش بستگی دارد. علاوه بر این، به دلیل آن‌که دو نوع پرتو (انرژی همگن[2] و ناهمگن[3]) وجود دارد، مطالعه این موضوع که هریک از این پرتوها چگونه تضعیف شده است برای درک مسئله سی‌تی مهم است. تضعیف در سی‌تی به چگالی اتمی موثر (تعداد اتم‌ها در حجم)، عدد اتمی جذب‌کننده و انرژی فوتون بستگی دارد. در یک پرتو همگن، همه فوتون‌ها دارای انرژی یکسان

[1] Attenuation

[2] Homogeneous

[3] Heterogeneous



شکل۳-۸: تضعیف اشعه‌ایکس همگن از طریق آب. ماده جاذب ۱cm از آب می‌باشد.

هستند، در حالی که در یک پرتو ناهمگن فوتون‌ها دارای انرژی‌های متفاوت هستند. همچنین یک پرتو همگن به عنوان یک پرتو تکفام[1] یا تک‌انرژی[2] نامیده می‌شود و یک پرتو ناهمگن به عنوان یک پرتو چندفام[3] نامیده می‌شود. زمانی که هانسفیلد[4] سی‌تی را اختراع کرد، او در آزمایشات اولیه‌اش از پرتو همگن استفاده کرد (شکل۳-۸) با توجه به قانون لامبرت-بیر رابطه "نمایی"که چگونگی عبور فوتون‌ها از بافت‌ها توصیف می‌کند به صورت زیر می‌باشد:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \qquad (۳-۱)$$

I شدت اشعه عبوری، I_0 شدت اولیه، X ضخامت جسم، E ضریب ثابت اولر (۲/۸۱۷)، و μ ضریب تضعیف خطی است.

هدف سی‌تی محاسبه ضریب تضعیف خطی(μ) است، که میزان تضعیف را نشان می‌دهد. بنابراین یک اندازه‌گیری کمی با واحد بر سانتی‌متر (cm^{-1}) می‌باشد و به‌صورت ضریب تضعیف خطی نامیده می‌شود (Kalender, 2005).

در معادله $I = I_0 e^{-\mu x}$ می‌توان مقدار μ را بدست آورد:

$$I = I_0 e^{-\mu x}$$

$$\frac{I}{I_0} = e^{-\mu x}$$

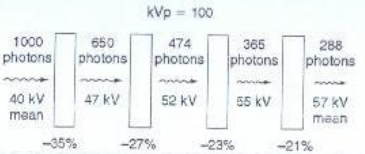
$$\mathrm{Ln}\frac{I}{I_0} = -\mu x$$

$$\mathrm{Ln}\frac{I}{I_0} = \mu x$$

$$\mu = \left(\frac{1}{x}\right).Ln\left(\frac{I_0}{I}\right) \qquad (۳-۲)$$

Ln لگاریتم طبیعی است. در سی‌تی، مقادیر I و I_0 معلوم است (به‌وسیله آشکارسازها اندازه‌گیری می‌شود) و X نیز مشخص است. بنابراین مقدار μ قابل محاسبه می‌باشد. شکل۳-۸ تضعیف یک پرتو همگن را نشان می‌دهد. هر مقطع جاذب پرتو را به مقدار یکسان تضعیف می‌کند. به‌طوری که از هر یک سانتی‌متر مقطع ۲۰درصد فوتون‌های باقی‌مانده پرتو حذف می‌شوند. شدت اولیه پرتو ۱۰۰۰فوتونی به ۴۱۰ فوتون کاهش می‌یابد؛ به عبارت دیگر مقدار فوتون‌ها کاهش می‌یابد. در یک پرتو همگن کیفیت پرتو، یا انرژی پرتو تغییر نمی‌کند. اگر شروع انرژی پرتو ۸۸ کیلوولت باشد همه فوتون‌های منتقل شده (۸۸keV) انرژی دارند. در تجارب اولیه هانسفیلد، پرتو از منبع گاما و تضعیف پرتو همگن بود. یکی از مشکلات، زمان خیلی طولانی اسکن برای ایجاد تصویر است، بنابراین او از یک پرتو تولید شده توسط تیوب اشعه‌ایکس معمولی استفاده کرد. این پرتو، غیریکنواخت و شامل

[1] Monochromatic
[2] Monoenergetic
[3] Polychromatic
[4] Hounsfield



شکل۳-۹: جذب شعاع پرتو ایکس ناهمگن از طریق آب

طیفی از انرژی‌ها می‌باشد. تضعیف یک پرتو ناهمگن یا چند انرژی تا حدی با پرتو همگن متفاوت است؛ بنابراین هانسفیلد مجبور شد از چندین فرض برای تعیین ضریب تضعیف خطی استفاده کند. در طی تضعیف پرتو ناهمگن (شکل ۳-۹)، با عبور پرتو از ضخامت‌های برابر ماده تضعیف به‌طور "نمایی" نیست بلکه کمیت و کیفیت (انرژی) فوتون‌ها تغییر می‌کند. در شکل۳-۹، مقدار اولیه فوتون‌ها ۱۰۰۰ و کیفیت متوسط پرتو (انرژی)۴۰ کیلو ولتاژ است. هر بلوک آب مقادیر متفاوتی از فوتون‌ها را حذف می‌کند و انرژی میانگین فوتون‌های عبوری به۷۵ کیلوولت افزایش می‌یابد. اولین سانتی‌متر از آب فوتون‌های بیش‌تری نسبت به سانتی‌مترهای بعدی آب تضعیف می‌کند. همچنین، فوتون‌های کم انرژی‌تر جذب می‌شوند و به فوتون‌های پرانرژی‌تر اجازه عبور می‌دهند. در نتیجه قدرت نفوذ فوتون‌ها بیش‌تر و پرتو سخت‌تر می‌شود.

معادله $I = I_0 e^{-\mu x}$ فقط برای پرتو همگن کاربرد دارد. از آن‌جا که سی‌تی بر اساس استفاده از پرتو ناهمگن می‌باشد، لازم است پرتو ناهمگن مشابه یک پرتو همگن در نظر گرفته شود تا از این معادله استفاده کنیم.

در ابتدا گفته شد که تضعیف نتیجه جذب و پراکندگی است. اشعه‌ایکس به دلیل اثر فوتوالکتریک تضعیف می‌شود یا به دلیل اثر کامپتون تضعیف و پراکنده می‌شود. تضعیف کلی به صورت زیر می‌باشد:

$$I = I_0 e^{-(\mu_p + \mu_c)x} \qquad (۳-۲)$$

μ_p ضریب تضعیف خطی ناشی از جذب فوتوالکتریک و μ_c ضریب تضعیف خطی ناشی از اثر کامپتون می‌باشد. اثر فوتوالکتریک بیش‌تر در بافت‌ها با عدد اتمی بالا، Z (مانند استخوان و ماده حاجب) و به ندرت در بعضی بافت‌های نرم و مواد با عدد اتمی پایین اتفاق می‌افتد. اثر کامپتون در بافت‌های نرم اتفاق می‌افتد و اختلاف شدت ناشی از اختلاف در برهمکنش‌های کامپتون می‌باشد. به علاوه اثر فوتوالکتریک به انرژی پرتو (kV) بستگی دارد و اثر کامپتون با احتمال کم‌تری با افزایش انرژی افزایش می‌یابد و وابستگی انرژی آن تقریبا به اندازه اثر فوتوالکتریک مشهود نمی‌باشد (Morgan, 1983).

معادله ۳-۲، مانند معادله ۳-۱، تنها برای پرتو تابشی همگن کاربرد دارد. اگر پرتو ناهمگن در سی‌تی استفاده شده باشد چگونه ضریب تضعیف خطی در سی‌تی تعیین می‌شود؟ تعداد فوتون‌های (N) که در طی انجام اسکن با شدتی بیش‌تر از I از بافت عبور می‌کنند در معادله ۳-۱به صورت زیر بیان می‌شوند:

$$N = N_0 e^{-\mu x} \qquad (۳-۴)$$

N تعداد فوتون‌های عبوری، N_0 تعداد فوتون‌های ورودی به بافت است (فوتون‌های برخوردی)، X ضخامت بافت است، $\mu = \mu_p + \mu_c$ است (ضریب تضعیف خطی بافت) و e پایه لگاریتم طبیعی است. معادله ۳-۳ برای بافت همگن کاربرد دارد. برشی از بافت بیمار که پرتو از آن عبور می‌کند همگن نیست زیرا بافت از چندین لایه مختلف

تشکیل شده است. در این مورد برش به تعدادی نواحی کوچک تقسیم می‌شود، "هرکدام ضریب تضعیف خطی خاص خود را دارد" (Morgan, 1983).

این موضوع به صورت زیر است و ضریب تضعیف خطی بصورت زیر تعیین می‌شود:

$$N = N_0 e^{-(\mu_1+\mu_2+\mu_3+\mu_4+\mu_5+\mu_n)} \qquad (۵-۳)$$

ساختار[1] جمع‌آوری اطلاعات

مسیری که تیوب اشعه‌ایکس و آشکارسازها در آن قرار می‌گیرند تا اندازه‌گیری انتقالی را انجام دهند بیانگر فضا و ساختار (جنومتری) جمع‌آوری اطلاعات در سیستم سی‌تی است. دو نوع ساختار در شکل ۳-۱۰نشان داده شده است.

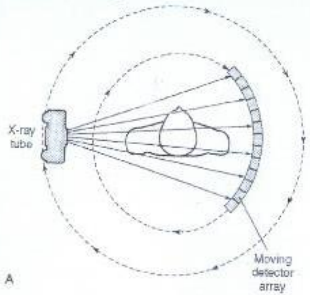
در شکل۳-۱۰،A، تیوب اشعه‌ایکس و آشکارسازها جفت شده‌اند و۳۶۰ درجه به دور بیمار برای جمع‌آوری اندازه‌گیری‌های انتقالی با استفاده از یک دسته پرتو بادبزنی می‌چرخند. در شکل ۳-۱۰، B، تیوب اشعه‌ایکس۳۶۰ درجه دور بیمار می‌چرخد و آشکارسازها یک طرف حلقه ثابت قرار دارند. همچنین پرتو به شکل بادبزن می‌باشد. توجه شود که ساختار نشان داده شده در شکل ۳-۱۰، A، در اسکنرهای سی‌تی مدرن یک روند عادی شده است.

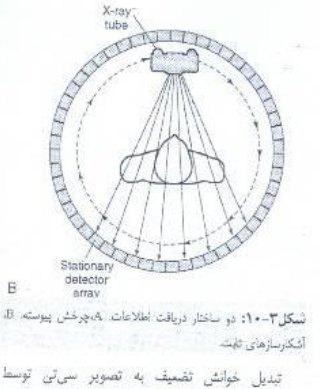
پردازش اطلاعات

پردازش اطلاعات شامل اصول ریاضیاتی در سی‌تی می‌باشد. پردازش اطلاعات دارای دو مرحله می‌باشد (شکل۳-۱۱).

در اولین مرحله، اطلاعات خام (اطلاعات دریافت شده از آشکارسازها) تحت بعضی از پردازشگرها که اصلاحات و قالب‌بندی مجدد اطلاعات توسط آن‌ها اتفاق می‌افتد انجام می‌شود. این مرحله برای راحتی مرحله بعد در پردازش اطلاعات لازم می‌باشد. در این مرحله، اسکن اطلاعات، که خوانش تضعیف را به تصویر دیجیتالی توسط اعداد سی‌تی تبدیل می‌کند، نشان داده می‌شود(شکل۳-۱۲).

[1]Geometry

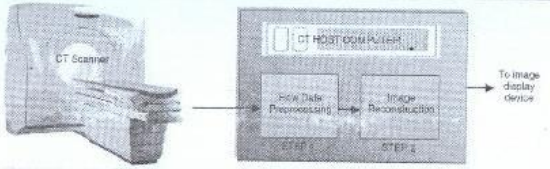




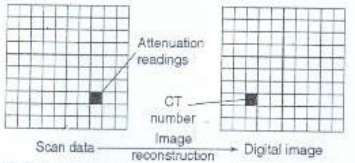
شکل۳-۱۰: دو ساختار دریافت اطلاعات. A،چرخش پیوسته. B، آشکارسازهای ثابت.

تبدیل خوانش تضعیف به تصویر سی‌تی توسط روش‌های ریاضی به نام الگوریتم‌های بازسازی صورت می‌گیرد. الگوریتم‌ها شامل بک-پروجکشن[2] ساده، الگوریتم‌های تکرار شونده[3] و تحلیلی هستند. برای اسکنرهای MSCT ۱۶،۶۴ و ۳۲۰ اسلایسی در هر دور کامل تیوب اشعه‌ایکس آشکارسازها قرار داده شده است.

[2]Back-projection
[3]Iterative

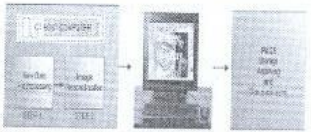


شکل۳-۱۱: دو مرحله عمده پردازش اطلاعات در سی‌تی



شکل۳-۱۲: با اسکن یک جسم و اندازه‌گیری شعاع پرتو نفوذ کرده به داخل جسم، اطلاعات به دست می‌آید. با تغییر این اطلاعات به اعداد سی‌تی، تصویر دیجیتالی ایجاد می‌شود.

الگوریتم‌های بازسازی بنام الگوریتم‌های پرتو مخروطی[1] استفاده می‌شود (Kalender, 2005). این الگوریتم‌ها در فصل ۵ و۶ شرح داده خواهند شد. بعد از پردازش داده‌ها، تصویر بازسازی شده برای نمایش و سپس ذخیره یا برقراری ارتباط از طریق سیستم اطلاعات و بایگانی عکس (PACS) به مکان‌های راه دور برای بازبینی توسط دیگر پزشکان فرستاده می‌شود(شکل۳-۱۳).



شکل۳-۱۳: تصویر سی‌تی بازسازی شده برای مشاهده نمایش داده شده‌است سپس برای ذخیره یا ارسال توسطPACS به پزشکان در راه‌های دور فرستاده می‌شود.

اعداد سی‌تی

همانطور که در شکل ۳-۱۲نشان داده شده است، به هر پیکسل در تصویر بازسازی شده یک عدد سی‌تی[2] اختصاص داده می‌شود. اعداد سی‌تی به ضریب تضعیف خطی (μ) بافت‌های موجود در هر برش بستگی دارند (جدول۳-۱) و به صورت زیر محاسبه می‌شود:

$$\text{عدد سی‌تی} = \frac{\mu_x - \mu_w}{\mu_w} \times K \qquad (۶-۳)$$

μ ضریب تضعیف اندازه‌گیری شده بافت، μ_w ضریب تضعیف آب و K ثابت یا فاکتور کنتراست است.

جدول ۳-۱. ضریب تضعیف خطی در بافت‌های مختلف

Tissues	Linear Attenuation Coefficient (cm^{-1})
Bone	0.626
Blood	0.206
Gray matter	0.212
White matter	0.213
Cerebrospinal fluid	0.207
Water	0.206
Fat	0.185
Air	0.0004

*At 80 keV.

[1]Cone-Beam
[2]CT Number

مقدار K، فاکتور کنتراست یا فاکتور طیف‌بندی را مشخص می‌کند. در اسکنر EMI، مقدار K، ۵۰۰ بود که از مقیاس کنتراست ۲ درصد به ازای هر عدد سی‌تی به دست می‌آید. اعداد سی‌تی با یک فاکتور کنتراست ۵۰۰ که بنام اعداد EMI مرسوم است به دست می‌آیند. بعدها، فاکتور کنتراست دو برابر شد و به ۱۰۰۰ رسید و اعداد سی‌تی بنام مقیاس هانسفیلد نام‌گذاری شدند. مقیاس هانسفیلد، μ را دقیق‌تر نشان می‌دهد زیرا مقیاس کنتراست در این حالت ۰/۱درصد به ازای هر عدد سی‌تی می‌باشد (مقیاس‌های هانسفیلد و EMI در شکل ۳-۱۴ نشان داده شده است).

اعداد سی‌تی به صورت اختلاف نسبی ضریب تضعیف با ضریب تضعیف آب به‌عنوان یک مرجع بیان می‌شوند. بنابراین عدد سی‌تی برای آب همیشه صفر است در حالی که برای استخوان و هوا به ترتیب+۱۰۰۰ و-۱۰۰۰ می‌باشد. مقیاس هانسفیلد برای چندین بافت در شکل ۳-۱۵ نشان داده شده است. به طیف اعداد سی‌تی برای آب، هوا، چربی، کلیه، پانکراس، خون، و کبد توجه داشته شود. کامپیوتر اعداد سی‌تی را محاسبه می‌کند و به صورت یک تصویر عددی چاپ می‌کند (شکل۳-۱۶). این تصویر باید به یک تصویر مقیاس خاکستری تبدیل شود زیرا برای رادیولوژیست از چاپ عددی مفیدتر است. برای راحتی تبدیل، سطوح روشنایی با اعداد سی‌تی تعیین می‌گردد (شکل۳-۱۷). در شکل ۳-۱۷، حد بالا (+۱۰۰۰) و پایین (-۱۰۰۰) از مقیاس به ترتیب سفید و سیاه و مقادیر دیگر با سایه‌های خاکستری نشان داده می‌شود.

سی‌تی و وابستگی انرژی

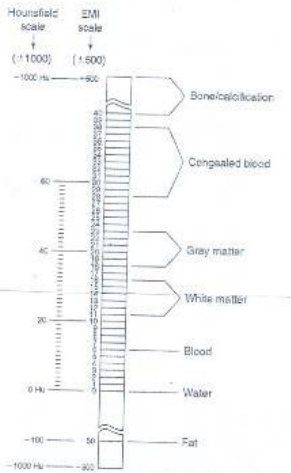
ضریب تضعیف خطی (μ) به چندین فاکتور، از جمله انرژی تابشی بستگی دارد. برای مثال، ضریب تضعیف خطی برای آب در ولتاژهای ۶۰.۸۴ و ۱۲۲کیلوولت به ترتیب ۰/۲۰۶، ۰/۱۸۰ و ۰/۱۶۶می‌باشد. پس انرژی فوتون روی اعداد سی‌تی اثر می‌گذارد و براساس ضریب تضعیف با معادله زیر محاسبه می‌شود:

$$Ln\frac{I_0}{I} = \int \mu(E,X)dx \qquad (۳-۷)$$

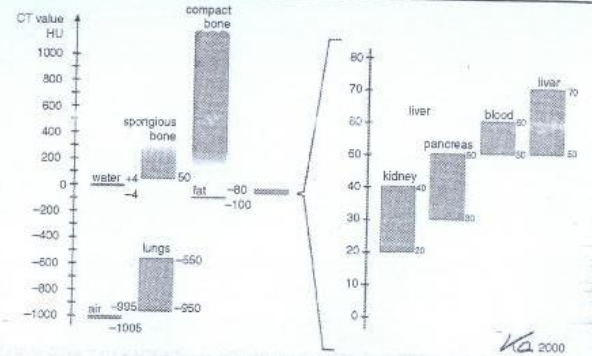
در این معادله خلاصه شده، E انرژی فوتون را نشان می‌دهد و هم‌چنین بیان می‌کندکه ضریب تضعیف با انرژی پرتو تغییر می‌کند. در اسکنرهای سی‌تی اولیه، اعداد سی‌تی بر اساس ۷۳ keV محاسبه می‌شدند که انرژی موثر پرتو ۲۳۰kVp بود در حالی از ۲۷ cm آب عبور کرده‌است (Zatz, 1981). در ۷۳keV، ضریب تضعیف خطی برای آب ۰/۱۹ cm^{-1} می‌باشد. برای مثال اگر ضریب‌های تضعیف خطی برای استخوان و آب به ترتیب ۰/۳۸ ،۰/۱۹ cm^{-1} و باشند و فاکتور مقیاس (K) اسکنر ۱۰۰۰ باشد، اعداد سی‌تی برای استخوان و آب قابل محاسبه می‌باشد:

$$CT_{bone} = \frac{\mu_{bone} - \mu_{water}}{\mu_{water}} . K$$

$$= \frac{0.38 - 0.19}{0.19} . 1000 = 1000$$



شکل۳-۱۴: توزیع اعداد سی‌تی در مقیاس هانسفیلد و EMI



شکل۳-۱۵: جزئیاتی از مقیاس هانسفیلد برای چندین بافت که در شکل۳-۱۴نشان داده شده‌است.

Computer processing

19	23	22	17	21	19	22	14	16	17	19
17	23	16	18	17	17	15	18	17	19	17
18	18	17	20	21	18	16	20	18	20	18
24	20	18	13	22	24	18	17	24	14	24
20	23	23	17	16	23	23	18	18	26	23
27	22	24	28	18	27	24	24	21	19	27
26	26	21	25	26	21	20	23	22	20	26
51	22	24	20	21	51	24	27	16	21	21
12	52	26	27	12	12	52	26	18	15	19
96	115	55	23	26	96	14	51	25	17	14
10	79	65	51	24	10	89	12	26	28	16
27	15	84	12	53	27	11	96	21	23	24
19	119	24	96	13	19	25	10	12	24	52
63	263	144	24	89	63	15	27	26	21	14
00	294	528	263	36	00	64	19	24	24	89
-8	55	256	294	294	-8	31	63	53	26	11
-2	-2	457	263	528	302	43	00	13	55	25
13	3	2	301	264	503	144	-8	89	65	15
21	21	13	4	301	251	526	302	36	84	64
-2	-2	21	0	2	302	256	503	294	24	31
-2	-2	-2	0	-1	-2	457	251	528	144	43
1	1	0	-8	1	1	2	302	264	524	144
-1	-1	1	-2	-6	-1	2	-2	301	256	526
-2	-2	-2	13	-4	-2	1	1	2	457	254
-2	-2	-4	21	12	-2	-2	-1	-1	2	456
12	3	-3	-2	20	2	-3	-2	1	13	2
0	5	12	-2	-2	21	1	-2	-6	21	2
0	0	0	0	0	1	20	2	-4	-2	1
0	0	0	0	0	0	1	21	12	0	-2
0	0	0	0	0	0	0	1	20	1	-3
0	0	0	0	0	0	0	0	0	22	1
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	21

Numeric printout

شکل۳-۱۶: نمایش تصویر سی‌تی بعد از پردازش کامپیوتر. این شکل یک خروجی رقمی از اطلاعات پردازش شده می‌باشد.

بنابراین عدد سی‌تی برای استخوان ۱۰۰۰ است. بنابراین عدد سی‌تی برای آب ۰ است. در سی‌تی تکنیک کیلوولتاژ بالا (حدود ۱۲۰kV) عموما به دلایل زیر کاربرد دارد:

۱. برای کاهش وابستگی ضریب تضعیف به انرژی فوتون
۲. برای کاهش کنتراست استخوان نسبت به بافت نرم
۳. برای ایجاد جریان بالای تابش در آشکارساز

این دلایل برای اطمینان از پاسخ مطلوب آشکارساز مهم هستند (یعنی کاهش آرتیفکت‌های ناشی از تغییر در ضخامت جمجمه که تغییرات جزیی در تضعیف بافت نرم را مخفی کرده است و کاهش آرتیفکت ناشی از اثر سخت شدگی پرتو را به حداقل می‌رساند) اعداد سی‌تی به دلیل وابستگی انرژی تغییر می‌کنند. بنابراین لازم است که سیستم سی‌تی دقت و صحت این اعداد را تایید کند به دلیل این‌که نتایج خطرناک و ممکن است منجر به تشخیص نادرست شود. سیستم سی‌تی از روش‌های اصلاحی برای حفظ دقت اعداد سی‌تی استفاده می‌کند.

نمایش تصویر، ذخیره و ارتباطات تصویر

مرحله سوم و نهایی در سی‌تی شامل نمایش تصویر، ذخیره و ارتباطات تصویر می‌باشد. بعد از بازسازی تصویر سی‌تی، خروجی کامپیوتر به صورت اعداد دیجیتالی است (شکل۳-۱۲و شکل ۳-۱۶) و باید به صورت مناسب به نمایش معنی‌دار برای کاربر تبدیل شود(Seeram & Seeram 2008).

ابزار نمایش

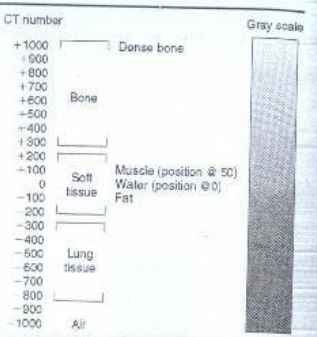
تصویر طیف خاکستری بر روی مانیتور تلویزیونی (تیوب اشعه‌ایکس [CRT]) یا کریستال مایع نمایش داده می‌شود که از اجزای اصلی کنسول نمایش یا کنترل نمایش داده می‌شود (شکل۳-۱۳).

در نمایش و به کارگیری طیف خاکستری تصاویر برای تشخیص، نکته مهم بهینه‌سازی نوع نمایش تصویر می‌باشد (یعنی تصویر مربوطه به‌طور مناسبی نمایش داده شود). این موضوع به مشخصات فیزیکی مانند نور، قدرت تفکیک، پارازیت و حدود دینامیکی بستگی دارد. بحث راجع به این موضوعات فراتر از این فصل می‌باشد. با این حال قدرت تفکیک، مهم‌ترین فاکتور فیزیکی نمایشگر طیف خاکستری است و به اندازه پیکسل ماتریس بستگی دارد. ماتریس نمایشگر می‌تواند از محدوده ۶۴×۶۴ تا ۱۰۲۴×۱۰۲۴باشد، اما نمایشگرها با عملکرد بالا می‌توانند تصویری با ۲۰۴۸×۲۰۴۸ماتریس نمایش دهند (Dwyer et al., 1992).

پنجره‌سازی

تصویر سی‌تی از محدوده‌ای از اعداد سی‌تی تشکیل شده است (از ۱۰۰۰+ تا ۱۰۰۰- در مجموع ۲۰۰۰) که سایه‌های مختلف خاکستری را نمایش می‌دهند (شکل۳-۱۷). محدوده اعداد تحت عنوان عرض (پهنا) پنجره[1] (WW) و سطح پنجره[2] (WL) یا مرکز پنجره[3](C) نامیده می‌شود. تنظیم WW و WL هر دو روی کنسول کنترل سی‌تی قرار دارند. این کنترل‌ها می‌توانند کنتراست و روشنایی تصویر را تغییر دهند. با مقدارWW،۲۰۰۰و مقدار WL،۰، تمامی طیف خاکستری نمایش داده می‌شود و توانایی کاربر برای مشاهده اختلافات کوچک در تضعیف بافت نرم از دست داده خواهد شد، زیرا چشم انسان تنها می‌تواند ۴۰ سایه خاکستری را تشخیص دهد (Castleman, 1994). تکنیک تغییر طیف خاکستری با این روش تصویر سی‌تی روش پنجره‌سازی[4] نام دارد (شکل۳-۱۸).

[1]Window Width
[2]Window Level
[3]Window Center
[4]Windowing



شکل۳-۱۷: ارتباط بین عدد سی‌تی و میزان روشنایی

کنترل WW کنتراست تصویر و کنترل‌های WL یا C روشنایی تصویر را نشان می‌دهند. همانطور که در شکل ۳-۱۸دیده می‌شود، با افزایش WL یا C تصویر از سفیدی (روشنی) به تاریکی (روشنی کم‌تر) می‌رود و کنتراست تصویر برای مقادیر مختلف WW تغییر می‌کند. کنتراست تصویر در مطالعات آناتومی مورد نظر به کار می‌رود؛ بنابراین مقادیر مشخص شده WW و WL یا C باید در طول نخستین اسکن بیمار استفاده شوند. توجه کنید در شکل ۳-۱۸ سه پنجره‌سازی نشان داده شده است: پنجره استخوان (برای تصویربرداری استخوان بکار می‌رود) پنجره قفسه سینه (برای تصویربرداری ساختار قفسه سینه بکار می‌رود) و پنجره ریه (برای تصویربرداری ریه‌ها بکار می‌رود). جزئیات پنجره‌سازی در فصل بعد شرح داده خواهد شد.

فرمت تصویر سی‌تی

تصویرهای سی‌تی اولیه کلینیکی از یک ماتریس ۸۰×۸۰ که در مجموع ۶۴۰۰ پیکسل[1] دارد تشکیل شده است. سایز ماتریس توسط تکنولوژیست قبل از انجام سی‌تی و متناسب با آناتومی مورد مطالعه انتخاب می‌شود. تکنولوژیست باید میدان دید[2] (FOV) یا محدوده بازسازی که ناحیه‌ای مدور است انتخاب کرده که اندازه‌گیری‌های عبوری در داخل اسکن را ثبت کند. این ناحیه خاص "میدان دید اسکن"[3] نامیده می‌شود. تکنولوژیست می‌تواند میدان دید مناسبی که ۳ یا ۴ میدان دید اسکن است را انتخاب کند. به‌دلیل آن که برش اسکن شده دارای بعد عمق است، پیکسل به وکسل[4] یا عنصر حجم تبدیل می‌شود. پرتو تابشی از هر وکسل عبور می‌کند و یک عدد سی‌تی برای هر پیکسل در نمایش تصویر ایجاد می‌کند. میدان دید نمایش می‌تواند مقدار برابر یا کم‌تر میدان دید اسکن شده باشد.

اندازه پیکسل با استفاده از میدان دید و اندازه ماتریس از طریق رابطه زیر محاسبه می‌شود:

$$\text{اندازه پیکسل}\ (d) = \frac{\text{میدان دید}}{\text{اندازه ماتریس}}$$

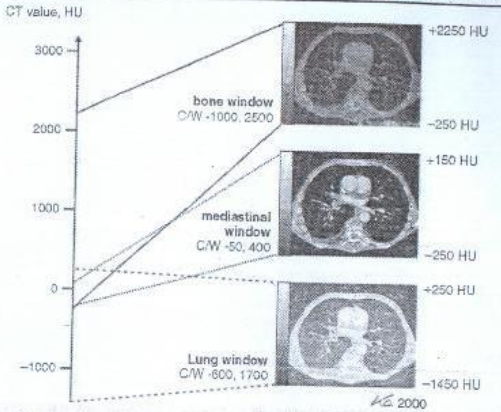
برای مثال، اگر چرخه بازسازی ۲۵سانتی‌متر و اندازه ماتریس[5]۵۱۲ باشد اندازه پیکسل به صورت زیر محاسبه می‌شود:

$$\text{اندازه پیکسل} = \frac{25.10mm}{512} = 0.488mm = 0.49mm = 0.5mm$$

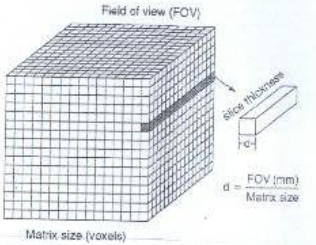
اندازه پیکسل معمولا در بیش‌تر اسکنرها از حدود ۱ تا ۱۰ میلی‌متر است. بنابراین اندازه واقعی وکسل تنها به ضخامت برش بستگی ندارد بلکه به اندازه ماتریس و میدان دید هم بستگی دارد (شکل۳-۱۹).

[1]Pixel

[2]Field Of View
[3]Scan FOV
[4]Voxel



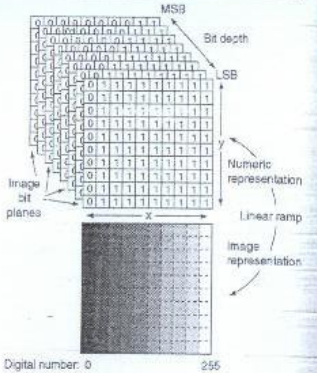
شکل۳-۱۸: پنجره‌سازی یک عملیات پس پردازش تصویر دیجیتالی برای تغییر کنترلست تصویر در نظر گرفته می‌شود(که تابع ww می‌باشد) و روشنایی تصویر تابع مرکز پنجره c یا wl می‌باشد.



شکل۳-۱۹: اندازه وکسل به ضخامت برش، اندازه ماتریس و میدان دید بستگی دارد.

زمانی که ابعاد وکسل طول، عرض و ارتفاع برابر هستند یک مکعب کامل ایجاد می‌شود و در پردازش تصویر، تصویر همسانگرد نامیده می‌شود (فصل ۱ و۱۱ را ببینید). در نهایت، هر پیکسل در تصویر سی‌تی دارای محدوده‌ای از سایه‌های خاکستری است. تصویر می‌تواند دارای ۲۵۶(2^8)،۵۱۲(2^9)،۱۰۲۴(2^{10})، یا ۲۰۴۸(2^{11}) از مقادیر مختلف طیف خاکستری می‌باشد. به دلیل این‌که این اعداد نشانگر بیت‌ها هستند، تصویر سی‌تی می‌تواند توسط عدد بیت‌ها در هر پیکسل مشخص شود. تصاویر سی‌تی شامل ۸، ۹، ۱۰، ۱۱ یا ۱۲ بیت در هر پیکسل می‌باشد. تصویر شامل یک سری صفحات بیت است که عمق بیت نامیده می‌شود (شکل۳-۲۰، Seibert, 1995).

مقدار عددی پیکسل نشانگر روشنایی تصویر در محل پیکسل می‌باشد. یک تصویر سی‌تی با ۱۲بیت به ازای هر پیکسل نشانگر اعداد از محدوده ۱۰۰۰- تا ۳۰۹۵که در مجموع دارای ۴۰۹۶ یا (2^{12}) سایه‌های مختلف خاکستری است (Barnes & Lakshminarayanan, 1989).



شکل۳-۲۰: نمایش تصویر دیجیتالی به صورت نمایش تعداد زیادی از صفحات بیتی. رمزگذاری کم اهمیت‌ترین بیت(LSB) تا مهم‌ترین بیت (MSB) به صورت صفحات میلی نشان داده شده‌اند. تصویر طیف خاکستری مربوط به هر نقطه نشان‌دهنده ارزش دیجیتالی و روشنایی وابسته به آن است.

ملاحظات تکنیکی

هدف نهایی یک اسکنر سی‌تی ایجاد تصویر سی‌تی با کیفیت بالا با حداقل در تابشی و ناراحتی فیزیکی برای بیمار می‌باشد. رسیدن به این هدف به طراحی سیستم سی‌تی و عملکرد اجزا سیستم بستگی دارد. در این بخش، منظور از "طراحی" تکنولوژی لازم برای ایجاد یک تصویر سی‌تی می‌باشد. تکنولوژی یک اسکنر سی‌تی شامل تعدادی زیرمجموعه است (شکل۳-۲۱). زیر مجموعه‌ها به طورخلاصه برای نمایش جریان اطلاعات از طریق سیستم شرح داده می‌شوند.

جریان اطلاعات در یک اسکنر سی‌تی

زیرمجموعه‌های سیستم در شکل۳-۲۱ نشان داده شده است و شامل تیوب اشعه‌ایکس، [illegible] و سیستم خنک‌کننده؛ تعیین محدوده پرتو توسط کولیماتورها و حرکت اسکن‌کننده تیوب و آشکارسازها، مدارهای آشکارساز، پردازشگرهای سریع،کامپیوتر مرکزی[1] با حافظه سریع، پردازشگر پرسرعت، پردازشگر تصویر دیجیتالی، ذخیره، نمایش و کنترل‌کننده سیستم می‌باشند. جریان اطلاعات در شکل ۳-۲۱ و ۳-۲۲ خلاصه شده است. بعضی از اصطلاحات (مانند کانولوشن[2] و یک پروجکشن[3]) در فصل‌های آینده شرح داده خواهندشد.

ترتیب وقایع

وقایعی که در جریان اطلاعات نشان داده می‌شود به صورت زیر است:

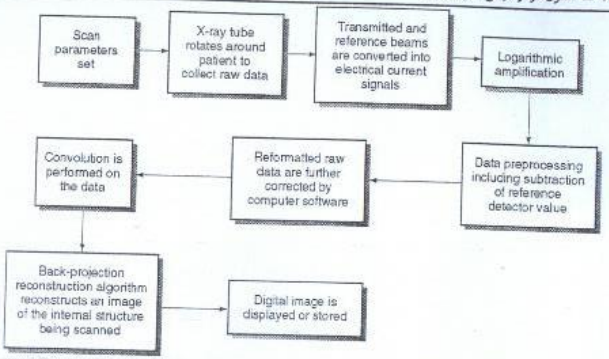
۱- تیوب اشعه‌ایکس و آشکارسازها در حالی که بیمار در دهانه گانتری قرار گرفته است دور بیمار می‌چرخند. این مرحله توسط محدوده پرتو و روش اسکن کردن است و شامل عبور اشعه‌ایکس از بیمار است و پرتو اشعه‌ایکس توسط کولیماتورها پیش از ورود به بدن بیمار تنظیم می‌شود.

۲- اشعه‌ایکس با عبوراز بدن بیمار تضعیف می‌شود. فوتون‌های عبوری توسط دو دستگاه آشکارساز اندازه‌گیری می‌شود؛ یکی آشکارساز مرجع است که شدت تابش از تیوب اشعه‌ایکس را اندازه‌گیری می‌کند و دیگری اشعه‌ایکس عبوری از بدن بیمار را ثبت می‌کند.

۳- پرتو عبوری و پرتو مرجع هر دو به سیگنال‌های جریان الکتریکی که با مدارهای خاص تقویت شده‌اند تبدیل می‌شوند و به صورت تقریبا لگاریتمی است. مقادیر نسبی عبوری ($\frac{I_0}{I}$) به تضعیف و ضخامت از طریق معادله ۳-۲ به دست می‌آید:

---

[1] Host Computer
[2] Convolution
[3] Back[illegible]tion



شکل۳-۲۲: جریان اطلاعات در یک سیستم سی‌تی

$$\mu = \frac{1}{x} \mathrm{Ln} \frac{I_0}{I}$$

۴- اطلاعات قبل از این‌که به کامپیوتر فرستاده شوند، باید به شکل دیجیتالی تبدیل شوند. این کار توسط مبدل آنالوگ به دیجیتال، یا دیجیتال کننده صورت می‌گیرد. موارد ۲، ۳ و ۴، دومین مرحله در پردازش جمع‌آوری اطلاعات می‌باشند.

۵- پردازش اطلاعات دیجیتالی بوسیله بعضی از پردازشگر اولیه که شامل اصلاح کردن و بازسازی مجدد است آغاز می‌شود. اصلاح کردن اطلاعات شامل کاهش سیگنال آشکارساز مرجع هوا برای نرمال کردن اطلاعات تضعیف و تعیین میانگین مقدار آشکارسازها می‌باشد. این عمل برای تشخیص آشکارسازهای معیوب و تعیین وضعیت آشکارسازها نسبت به حالت استاندارد از پیش تعیین شده و زمان تلف شده مربوط به هر آشکارساز انجام می‌شود (Huang, 2004). "اطلاعات به عنوان اطلاعات خام دوباره بازسازی شده نامیده می‌شوند. علاوه براین، اصلاحات روی اطلاعات توسط نرم‌افزار کامپیوتر" انجام می‌شود".

۶- همانطور که در شکل ۳-۲۲ نشان داده شده است، عملیات کانولوشن روی اطلاعات توسط پردازشگرهای ردیفی صورت می‌گیرد.

۷- سپس الگوریتم بازسازی مشخصی یک تصویر از ساختار آناتومی را بازسازی می‌کند.

۸- سپس تصویر بازسازی شده می‌تواند نمایش داده شود یا روی نوار یا دیسک مغناطیسی یا نوری ذخیره شود.

۹- پردازشگر تصویری که در شکل ۳-۲۱ نشان داده شده‌است مراحل مختلف پس پردازش تصویر دیجیتالی را نمایش می‌دهد (Seeram & Seeram, 2008). شکل۳-۲۱ تبدیل دیجیتال به آنالوگ را نشان نمی‌دهد، به دلیل واحدی که بین پردازشگر تصویر و نمایش CRT یا بین کامپیوتر مرکزی و پایانه کنترل که یک واحد نمایش CRT است قرار دارد.

۱۰- پایانه کنترل معمولاً یک کنسول کنترل اپراتور است که سیستم سی‌تی را کاملا کنترل می‌کند.

مزایا و محدودیت‌های سی‌تی

مزایا

مزیت‌های اصلی سیستم سی‌تی ناشی از غلبه این تکنیک بر محدودیت‌های رادیوگرافی و توموگرافی معمولی است. در مقایسه با رادیوگرافی و توموگرافی معمولی، سی‌تی دارای مزایای زیر می‌باشد:

۱- قدرت تفکیک عالی در کنتراست - پایین[1] به دلایل: (۱) برای گرفتن تصویر یک برش مقطعی - عرضی از بدن بیمار پرتو به شدت محدود شده استفاده شده است و (۲) حساسیت بیش‌تر آشکارسازها به پرتو (در مقایسه با فیلم روی صفحه نمایش یا رادیوگرافی دیجیتال آشکارسازها) که برای اندازه‌گیری اشعه عبوری از هر برش استفاده می‌شود. سی‌تی (در مقایسه با رادیوگرافی، پزشکی هسته‌ای، و سونوگرافی) بهترین وضوح کنتراست پایین را ارائه می‌دهد. برای مثال برحسب واحد میلی‌متر mm در تفاوت ۰/۵٪ (این پارامتر برای CT مقدار ۴ را دارد و مقادیر ۱۰، ۱۰و ۲۰ برای رادیوگرافی، سونوگرافی و پزشکی هسته‌ای می‌باشد. جالب توجه است که وضوح کنتراست میلی‌متر در تفاوت ۰/۵٪ برای تصویربرداری با تشدید مغناطیسی MRI مقدار ۱ را دارا می‌باشد.

۲- با تغییر تنظیمات WW و WL در تکنیک پنجره‌سازی تصویر، طیف کنتراست تصویر متناسب با نیاز کاربر قابل تغییر می‌باشد.

۳- دریافت اطلاعات حجمی با روش اسپایرال-هلیکال، به چندین محدودیت در دریافت به روش شروع-توقف در سی‌تی معمولی برتری یافته‌است. این مزایا شامل دریافت اطلاعات حجمی در یک بار تنفس نسبت به دریافت برش به برش (اسلایس به اسلایس)، بهبود تصاویر سه‌بعدی، قالب‌بندی مجدد تصویر چند صفحه‌ای و کاربردهای دیگر مانند تصویربرداری پیوسته، سی‌تی آنژیوگرافی، و تصویربرداری مجازی هم‌زمان، یا سی‌تی آندوسکوپی می‌باشد.

۴- در روش سی‌تی تکنیک‌های مختلفی برای تشخیص مناسب مورداستفاده قرار می‌گیرد مانند سی‌تی گزنون (استفاده از گزنون ثابت استنشاقی برای بررسی جریان خون)، سی‌تی کمی (تعیین محتوای معدنی استخوان)، سی‌تی دینامیک (سی‌تی اسکن سریع برای مطالعات فیزیولوژی)، سی‌تی پرفیوژن و سی‌تی اسکن با قدرت تفکیک فضایی بالا برای بهبود تفکیک فضایی می‌باشند. علاوه براین، سی‌تی می‌تواند به همراه تابش تک فوتون (SPECT) و توموگرافی گسیل پوزیترون (PET) و ایجاد تصاویر ترکیبی PET/CT و تلاش برای ارائه اطلاعات بیش‌تر در مورد وضعیت پزشکی بیمار به کار رود (Jones et al., 2013).

۵- توجه شود که به کارگیری و آنالیز تصویر، ماهیت دیجیتال تصویر سی‌تی آن را برای پردازش دیجیتالی آماده می‌کند. با به کارگیری الگوریتم‌های پردازش تصویر خاص، می‌توان حجم یا آنالیز اطلاعات را تغییر داد و دستیابی به اطلاعات درباره شکل و ماهیت ضایعات را امکان‌پذیر می‌کند.

۶- در حال حاضر سی‌تی به طور معمول ایجاد تصاویر سه‌بعدی می‌کند. این تصاویر به منظور افزایش اطلاعات تصویر و بهبود مهارت‌های تفسیر تشخیصی رادیولوژیست در نظر گرفته شده است تصویربرداری سه‌بعدی با جزییات در فصل ۱۳شرح داده شده است.

محدودیت‌ها

سی‌تی بدون محدودیت نیست. محدودیت‌های سی‌تی در مقایسه با رادیوگرافی و توموگرافی [illegible] رت زیر می‌باشد:

[1] Low-contrast Re[illegible]

۱- قدرت تفکیک فضایی (جفت خطوط در هر میلی‌متر) سی‌تی در مقایسه با رادیوگرافی به‌طور قابل ملاحظه‌ای ضعیف‌تر می‌باشد(Hendee & Ritenou, 1992). برای مثال، قدرت تفکیک فضایی برای سی‌تی ۲ می‌باشد، قدرت تفکیک به ترتیب برای پزشکی هسته‌ای، سونوگرافی، و MRI، ۰/۱، ۰/۲۵، و ۲ می‌باشد.

۲- دز تابشی در سی‌تی برای نواحی آناتومیکی مشابه معمولا بالاتر می‌باشد، اگرچه تلاش‌های زیادی برای کاهش و بهینه‌سازی دز تابشی رسیده به بدن بیمار انجام شده است (فصل ۱۰را ببینید).

۳-در سی‌تی، تصویربرداری از نواحی که بافت‌نرم آن‌ها توسط مقدار زیادی استخوان احاطه شده‌است مانند حفره خلفی جمجمه، طناب نخاعی، هیپوفیز، و فضای داخلی پتروس مشکل است (Oldendorf & Oldendorf, 1991). پردازش تصویر ممکن است باعث ایجاد آرتیفکت‌هایی شود که می‌تواند در تشخیص ابهام ایجاد کند.

۴- وجود اشیای فلزی همراه بیمار روی تصویر سی‌تی ایجاد آرتیفکت‌های خطی می‌کند. در سی‌تی آرتیفکت‌های دیگری نیز ایجاد می‌شود که در رادیوگرافی شایع نیست و اخیرا تلاش‌های زیادی برای کاهش این آرتیفکت‌ها انجام شده است. این محدودیت‌ها از پیشرفت سی‌تی یا محدود شدن استفاده از آن جلوگیری نکرده است. در عوض راه را برای ارزیابی و تحقیق باز می‌کند. در حال حاضر سی‌تی یک وسیله تشخیصی بسیار مفید در پزشکی می‌باشد، و مطالعات برای بهبود عملکرد اسکنرهای سی‌تی ادامه دارد (Kalender, 2005; Mori et al., 2006; Mutic et al., 2004; Seeram, 2014).

سوالات مروری

به سوالات زیر به منظور بررسی دانسته‌هایتان از موضوعاتی که مطالعه کرده‌اید، پاسخ دهید:

۱.کدامیک از موارد زیر ضعف رادیوگرافی می‌باشد؟

الف) مه‌آلودگی تصویر مربوط به حرکت

ب) کاهش کنتراست به دلیل تکنیک kVP پایین به کار رفته

ج)روی هم افتادن ساختارها

د)حضور سایه تصاویر مربوط به جابجایی تیوب

۲. سی‌تی بر محدودیت‌های رادیوگرافی و توموگرافی غلبه می‌کند به دلیل:

الف) کاهش مشکل روی هم افتادن

ب) بهبود کنتراست تصویر

ج)کاربرد آشکارسازهای کمی

د) همه موارد درست است.

۳. جمع‌آوری اطلاعات در سی‌تی اشاره دارد به:

الف) به‌دست آوردن اطلاعات از آشکارسازهای سی‌تی

ب) به‌دست آوردن اطلاعات از کامپیوتر

ج) به‌دست آوردن داده از بیمار از طریق حرکت سیستمیک تیوب اشعه‌ایکس و آشکارسازها

د) همه موارد درست است.

۴. کدامیک از موارد زیر برای محاسبه انتقال نسبی یا اندازه‌گیری‌های نفوذی استفاده شده است؟

الف) لگاریتم نسبت شدت اشعه‌ایکس در تیوب اشعه‌ایکس (I_0) به شدت آشکارساز(I)

ب) لگاریتم $\frac{I}{I_0}$

ج)لگاریتم $I \times I_0$

د) $\frac{I_0}{I}$

۵. تضعیف اشعه بستگی دارد به:

الف) عدد اتمی

ب) چگالی و الکترون/گرم از بافت

ج) انرژی اشعه

د) همه موارد درست است.

۶. کدامیک از موارد زیر به قانون لامبر-بیرت اشاره دارد؟

الف) $I = I_0 e^{-\mu x}$

ب) $I = I_0^{-\mu x}$

ج) $I_0 = I_e^{-\mu x}$

د) $I = I_0 / e^{-\mu x}$

۷. کدامیک از موارد زیر به قانون لامبر-بیرت اشاره دارد؟

الف) عدد سی‌تی $= \mu_{water} + \mu_{tissue} xk$

ب) عدد سی‌تی $= \mu_{tissue} - \mu_{water} xk / \mu_{tissue}$

ج) عدد سی‌تی $= \mu_{water} - \mu_{tissue} xk / \mu_{water}$

د) عدد سی‌تی $= \mu_{tissue} - \mu_{water} xk / \mu_{water}$

۸. گستره اعداد سی‌تی نامیده می‌شود:

الف) عرض پنجره

ب) سطح پنجره

ج) میدان دید

د) گستره دینامیکی

۹. داده‌های کانولوشن شده کدام هستند:

الف) قالب‌بندی مجدد (فرمت مجدد)داده خام

ب) داده‌ای که فیلتر شده است.

ج) داده‌ای که حاصل از پیش پردازش است.

د) داده‌ای که حاصل از بک-پروجکشن است.

۱۰. داده‌ها سی‌تی از آشکارساز ابتدا فرستاده می‌شود به:

الف) آرایه پردازشگرها

ب) کامپیوتر میزبان

ج) بک-پروجکشن

د) پردازشگر

منابع

Barnes, G. T., & Lakshminarayanan, A. V. (1989). Computed tomography: physical principles and image quality considerations.In J. T. Lee, et al. (Ed.), Computed tomography with MRI correlation (2nd ed.). New York: Raven Press.

Bocage, E. M. (1974). Patent No. 536, 464, Paris. Quoted in Massiot J: History of tomography. Medicamundi, 19,106–115.

Bushong, S. (2013). Magnetic resonance imaging—physicaland biological principles (3rd ed.). St. Louis, MO:Mosby.

Castleman, K. R. (1994). Digital image processing (2nd ed.).Upper Saddle, NJ: Prentice Hall.

Dwyer, S. J., Stewart, B. K., Sayre, J. W., et al. (1992). Performancecharacteristics and image fidelity of gray-scalemonitors. Radiographics, 12, 765–772.

Hendee, W. R., & Ritenour, E. R. (1992). Medical imagingphysics (3rd ed.). St. Louis, MO: Mosby.

Hounsfield, G. H. (1973). Computerized transverse axialscanning (tomography), I: description of the system.British Journal of Radiology, 46, 1016–1022.

Huang, H. K. (2004). PACS and imaging informatics.Hoboken, NJ: John Wiley.

Jones, D. W., Hogg, P., & Seeram, E. (Eds.). (2013). PracticalSPECT/CT in nuclear medicine. London: Springer.

Kalender, W. (2005). Computed tomography—fundamentals,system technology, image quality, applications.Erlangen, Germany: Publicis Corporate Publishing.

Marshall, C. H. (1976). Principles of computed tomography.Postgraduate Medicine, 59, 105–109.

Morgan, C. L. (1983). Basic principles of computed tomography.Baltimore, MD: University Park Press.

Mori, S., Endo, M., Nishizawa, K., Murase, K., Fujiwara,H., & Tanada, S. (2006). Comparison of patient doses in256-slice CT and 16-slice CT scanners. British Journalof Radiology, 79, 56–61.

Mutic, S., Palta, J. R., Butker, E. K., et al. (2004). Qualityassurance for computed tomography simulators andcomputed tomography simulation process: report of theAAPM Radiation Therapy Committee Task Group NoMedica Physica, 30, 2762–2792.

Oldendorf, W., & Oldendorf, W., Jr. (1991). MRI primer.New York: Raven Press.

Seeram, E. (1982). Computed tomography technology.Philadelphia, PA: WB Saunders.

Seeram, E. (2001). Computed tomography technology.Philadelphia, PA: WB Saunders.

Seeram, E. (2004). Digital image processing. RadiologicTechnology, 75, 435–455.

Seeram, E. (2014). CT dose optimization. Radiologic Technology,85, 655–675.

Seeram, E., & Seeram, D. (2008). Image postprocessing indigital radiology: a primer for technologists. Journal ofMedical Imaging and Radiation Sciences, 39, 23–41.

Seibert, J. A. (1995). Digital image processing basics. InS. Balter, & T. B. Shope (Eds.), RSNA categorical coursein physics: physical and technical aspects of angiographyand interventional radiology. Oak Brook, IL: RadiologicalSociety of North America.

Sprawls, P. (1995). Physical principles of medical imaging(2nd ed.). Rockville, MD: Aspen.

Ter-Pogossian, M. M., Phelps, M. E., Hoffman, E. J., &Eichling, J. O. (1974). The extraction of the yet unusedwealth of information in diagnostic radiology. Radiology,113, 515–520.

Vallebona, A. (1931). Radiography with great enlargement(microradiography) and a technical method for radiographicdissociationof the shadow. Radiology, 17, 340–341.

Zatz, L. M. (1981). Basic principles of computed tomography scanning. In T. H. Newton, & D. G. Potts (Eds.), Radiology of the skull and brain. St. Louis, MO: Mosby.

۴

مفاهیم دریافت اطلاعات

رئوس مطالب

روش پایه برای دریافت اطلاعات
واژه‌شناسی
ساختار (جنومتری) دریافت اطلاعات
اسکنرهای نسل اول
اسکنرهای نسل دوم
اسکنرهای نسل سوم
اسکنرهای نسل چهارم
اسکنرهای سی‌تی چند برشی: سی‌اسکنرهای با هندسه اسپایرال و حلیکال
اسکنرهای نسل پنجم
اسکنرهای نسل ششم: سی‌تی‌اسکنرهای دو منبع
اسکنرهای نسل هفتم: سی‌تی‌اسکنرهای صفحه مسطح
فناوری حلقه لغزشی
طراحی و منبع تغذیه
مزایا
سیستم اشعه‌ایکس
مولد اشعه‌ایکس
تیوب اشعه‌ایکس
فیلتراسیون
کولیماسیون
فناوری آشکارساز سی‌تی
مشخصات آشکارساز
انواع آشکارساز
فناوری‌های نوین در طراحی
آشکارسازهای چند برشی/ چند آرایه‌ای
نواحی آشکارسازها
الکترونیک آشکارسازها
عملکرد
اجزای سازنده
فناوری‌های نوین در طراحی
دریافت اطلاعات و نمونه‌برداری
روش نمونه‌برداری جدید: فناوری Z -شارپ

سوالات مروری

در پایان فصل باید قادر به توضیح موارد زیر باشید:

۱. بیان اجزای اصلی در یک طرح دریافت اطلاعات معمولی مورداستفاده در سی‌تی اسکن.
۲. توضیح هر یک از موارد زیر:
- اسکن کردن
- شعاع اشعه
- نما (پروجکشن)
- مشخصات پروجکشن
- نمونه اطلاعات

۳. توضیح ویژگی‌های اساسی هندسه پنج نسل سی‌تی‌اسکن دریافت اطلاعات.
۴. مقایسه و بیان تفاوت میان دو نوع سیستم حلقه لغزشی برای استفاده در سی‌تی‌اسکن.
۵. توضیح اجزا مورداستفاده در یک ژنراتور اشعه‌ایکس سی‌تی‌اسکن.
۶. ارائه طرح کلی از ویژگی‌های اصلی در لوله‌های اشعه‌ایکس، فیلترینگ و کولیماسیون در سی‌تی.
۷. توضیح طراحی‌های نوین در تیوب‌های اشعه‌ایکس در سی‌تی.
۸. توضیح‌مختصری در مورد هر یک از مشخصات زیر که در آشکارسازهای سی‌تی مورداستفاده قرار می‌گیرد.
- لایه
- پهنای
- زمان‌پاسخ
- محدوده دینامیکی

۹. بیان طرح کلی از اصل اساسی هر یک از انواع آشکارسازهای زیر:
- آشکارسازهای سوسوزن
- آشکارسازهای گاز یونیزه

۱۰. بیان طرح کلی از طراحی‌های نوین و اساسی مورداستفاده در آشکارسازهای سی‌تی و الکترونیک آشکارسازها.
۱۱. توضیح هدف سیستم DAS و چگونگی کارکرد آن.
۱۲. توصیف مختصری از طرح کلی اجزای ضروری در سه روش افزایش تعداد نمونه‌های (اندازه‌گیری‌های انتقال) موردنیاز برای بازسازی تصاویر سی‌تی.

واژه‌های کلیدی برای یادآوری

بازده جذب	آشکارسازهای گاز یونیزه
بخش کولیماسیون تطبیقی	ژنراتور با سیگنال فرکانس بالا
پس تابش	سیستم حلقه لغزشی با ولتاژ بالا
ساختار پرتو	سیستم حلقه لغزشی با ولتاژ کم
زغدمان جذب	پروفایل پروجکشن
کولیماسیون	اشعه
چرخش مداوم	زمان پاسخ
سیستم دریافت اطلاعات (DAS)	آشکارسازهای سوسوزن
نمونه اطلاعات	اسکترهای هلیکال و اسپایرال
محدوده دینامیکی	پایداری
بازده	پروجکشن
سی‌تی‌اسکن با پرتو الکترون (اسکنر EBCT)	تیوب اشعه‌ایکس
فیلتراسیون	تکنیک نقطه کانونی- z

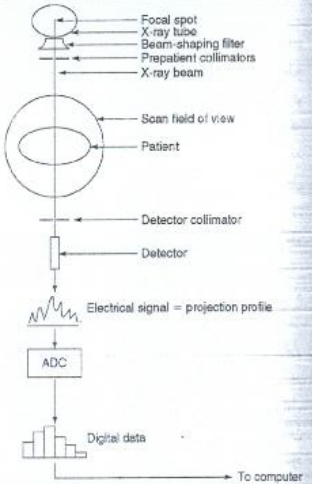
روش پایه برای دریافت اطلاعات

در سی‌تی اندازه‌گیری‌های عبوری یا اطلاعات پروجکشن بر اساس اصول و قواعد خاصی از بیمار دریافت می‌گردد. چندین طرح برای دریافت اطلاعات وجود دارد که هر یک از آن‌ها بر اساس الگوی هندسی اسکن خاصی طراحی شده‌است (Villafana,۱۹۸۷). دریافت اطلاعات[1] به روشی که توسط آن بیمار اسکن شده تا اطلاعات کافی برای ساخت تصویر به دست آید، مربوط می‌شود. تصویربرداری به کمک "ساختار پرتو[2]" (هندسه یا جئومتری پرتو) مشخصه خاص سیستم سی‌تی است و همچنین نقش اصلی را در ایجاد رزولوشن فضایی و تولید آرتیفکت ایفا می‌کند.

دو عنصر اصلی در یک طرح اولیه برای دریافت اطلاعات (شکل ۴-۱) ساختار پرتو و اجزای سازنده طرح هستند. ساختار پرتو به اندازه، شکل، حرکت پرتو و مسیر آن وابسته است و اجزای سازنده به وسایل فیزیکی آن‌ها مربوط می‌شود که شکل پرتو را تعریف می‌کند و میزان عبور آن را از بیمار اندازه‌گیری می‌کند. همچنین این اطلاعات را به اطلاعات دیجیتالی برای ورود به کامپیوتر تبدیل می‌کند. نکات زیر را می‌توان در شکل ۴-۱ مشاهده نمود:

۱. تیوب اشعه‌ایکس و آشکارساز کاملا همراستا هستند.
۲. تیوب و آشکارساز به‌منظور جمع‌آوری تعداد زیادی اشعه عبوری، بیمار را اسکن می‌کنند.
۳. شعاع پرتو توسط فیلتر خاص خارج‌شده از تیوب شکل‌دهی می‌شود.
۴. شعاع پرتو در راستای حرکتش محدودشده تا فقط به ضخامت موردنظر تابیده شود.
۵. شعاع پرتوی تضعیف‌شده توسط بیمار و همچنین فوتون‌های عبوری توسط آشکارساز اندازه‌گیری می‌شوند.
۶. آشکارساز فوتون‌های اشعه‌ایکس را به سیگنال الکتریکی (اطلاعات آنالوگ) تبدیل می‌کند.

[1] Data Acquisition
[2] Beam Geometry



شکل ٤- ١. طرح ابتدایی دریافت اطلاعات در سی‌تی.

۷. این سیگنال‌ها توسط مبدل آنالوگ به دیجیتال[1] (ADC)، به اطلاعات دیجیتالی تبدیل می‌شوند.
۸. اطلاعات دیجیتالی برای بازسازی تصویر به کامپیوتر ارسال می‌شوند.

واژه‌شناسی

به اولین طرح دریافت اطلاعات که توسط هانسفیلد[2] (۱۹۷۳) و دیگران در ابتدای توسعه سی‌تی استفاده می‌شد، توجه نمایید (شکل ۴-۲). تیوب اشعه‌ایکس و آشکارساز در راستای عرض بیمار روی یک خط مستقیم حرکت می‌کنند و پرتوهای عبوری را اندازه‌گیری می‌نمایند. پس از اولین انتقال، تیوب و آشکارساز یک درجه می‌چرخند تا اطلاعات بیش‌تری را اندازه‌گیری کنند. این روند برای یک برش تا زمانی که حداقل ۱۸۰ درجه بچرخند و اطلاعات را جمع‌آوری نماید تکرار می‌شود. سپس بیمار به سمت گانتری حرکت داده می‌شود تا برش بعدی اسکن شود. این فرآیند تا زمانی که همه برش‌ها اسکن شوند تکرار می شود.

یک شعاع پرتو اشعه‌ایکس که از تیوب خارج می‌شود شامل چندین باریکه پرتو است. در سی‌تی یک باریکه قسمتی از شعاع پرتو است که بر روی یک آشکارساز می‌افتد. در شکل ۴-۲، تک باریکه یک خط از تیوب اشعه‌ایکس به آشکارساز تعریف‌شده است و مجموعه‌ای از این باریکه‌ها برای یک حرکت انتقالی در راستای جسم، پروجکشن نامیده می‌شود.

اطلاعات پروجکشن توسط آشکارساز جمع‌آوری می‌شود زیرا هر باریکه توسط بیمار تضعیف می‌شود و به دنبال آن بر روی آشکارساز منتقل و دریافت می‌شود. پس از آن آشکارساز یک سیگنال الکتریکی تولید می‌کند که نشان‌دهنده تضعیف باریکه در خلال عبور از برش است. این سیگنال یک پروفایل را نشان می‌دهد. یک باریکه تنها قسمت کوچکی از پروفایل را تولید می‌کند. علاوه بر این، هر حرکت انتقالی به نمونه‌گیری اطلاعات مربوط می‌شود.

تولید تصویر سی‌تی از یک برش آناتومیکی نیازمند مجموعه بزرگی از نمونه‌های اطلاعات جمع‌آوری‌شده در موقعیت‌های مختلف برای فرآیند بازسازی تصویر است. تعداد کلی نمونه اطلاعات[3] (DS_{total}) در هر اسکن توسط رابطه زیر داده می‌شود:

$$DS_{total} = \text{تعداد آشکارسازها} \times \text{تعداد نمونه‌های اطلاعات در هر آشکارساز} \quad (۴-۱)$$

یا

$$DS_{total} = \text{تعداد نماها} \times \text{تعداد نمونه‌های اطلاعات در هر نما} \quad (۴-۲)$$

[1] Analog-to-Digital Converter
[2] Hounsfield
[3] The Total Number of Data Samples

ساختارهای دریافت اطلاعات

سه نمونه اولیه از سیستم دریافت اطلاعات شامل ساختار پرتو موازی، ساختار بادبزنی شکل و سی‌تی‌اسکن چرخشی و اسپایرال[1] هستند که ساختار آخر جزء ساختارهای پیشرفته امروزی است. در نتیجه یک طبقه‌بندی ساده از تجهیزات سی‌تی بر پایه ساختار تصویربرداری، حرکت اسکن و تعداد آشکارسازها در شکل ۴-۳ نشان داده شده است:

۱. اسکنرهای نسل اول براساس ساختار پرتو موازی و حرکت تصویربرداری انتقالی و چرخشی بوده است.

۲. اسکنرهای نسل دوم بر اساس ساختار پرتو بادبزنی و حرکت تصویربرداری انتقالی و چرخشی بوده است.

۳. اسکنرهای نسل سوم بر اساس ساختار پرتو بادبزنی، چرخش کامل تیوب و آشکارسازها طراحی شده است.

۴. اسکنرهای نسل چهارم بر اساس ساختار پرتو بادبزنی و چرخش کامل تیوب اشعه‌ایکس اطراف یک حلقه ثابت از آشکارسازها است.

۵. اسکنرهای نسل پنجم در ابتدا برای سی‌تی‌اسکن با سرعت‌بالا توسعه یافتند. این اسکنرها بر اساس ویژگی خاص اسکن سریع توسعه یافته‌اند.

۶. اسکنرهای نسل ششم دارای آشکارسازها و تیوب‌های متعدد[2] می‌باشند. این اسکنرها به‌طور خاص برای ساختارهای با تصاویر متحرک از قبیل قلب مورد استفاده قرار می‌گیرند. یکی از این اسکنرها که امروزه نیز مورداستفاده قرار می‌گیرد سی‌تی‌اسکن با منبع دوگانه[3] (DSCT) است (McCollough et al.,2007).

۷- اسکنرهای نسل هفتم از آشکارسازهای با صفحه مسطح دیجیتالی[4] شبیه به یکی از آشکارسازهای موجود در رادیوگرافی استفاده می‌کنند (Flohr et al., 2005; Kalender, 2005).

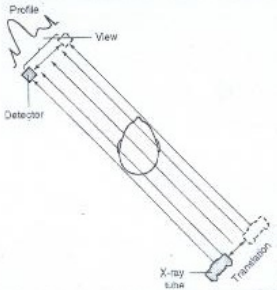
اسکنرهای نسل اول

ساختار پرتو موازی اولین بار توسط هانسفیلد مورداستفاده قرار گرفت. اولین اسکنر EMI مغز و اسکنرهای اولیه دیگر نیز بر پایه این مفهوم ساخته شدند. ساختار پرتو موازی به کمک یک مجموعه از باریکه‌های موازی که یک پروفایل پروجکشن[5] را تولید می‌کنند ایجاد می‌شود (شکل ۴-۲). فرآیند دریافت اطلاعات بر پایه اصول چرخشی- انتقالی است که در آن‌یک تک اشعه پرتوایکس به‌شدت کولیکاسیون شده (محدود شده) از بدن بیمار عبور می‌کند و به آشکارساز می‌رسد. پس از جمع‌آوری اطلاعات، آشکارساز و تیوب یک درجه می‌چرخند و اطلاعات را از راستای دیگری جمع‌آوری می‌کنند. این فرآیند برای چرخش ۱۸۰ درجه در اطراف بیمار تکرار می‌شود. این روش اسکن کردن به اسکن مدادی در راستای خط مستقیم[6] معروف است. اسکنرهای نسل اول حداقل به ۴/۵ تا ۵/۵ دقیقه زمان برای تولید یک اسکن کامل از بیمار نیاز داشتند که میزان تحمل[7] بیمار را محدود می‌نمود. الگوریتم بازسازی تصویر برای سی‌تی اسکنرهای نسل اول بر پایه ساختار پرتو موازی استوار بوده است (یک مربع یا دایره که برش بازسازی شده باید در آن قرار گیرد).

اسکنرهای نسل دوم

اسکنرهای نسل دوم بر پایه حرکت چرخشی انتقالی شبیه به اسکنرهای نسل اول استوار هستند ولی با کمی تفاوت اساسی از قبیل آرایه خطی از آشکارسازها (حدود ۳۰ آشکارساز) که با تیوب اشعه‌ایکس و پرتوی مدادی متعدد جفت شده‌اند. نتیجه یک ساختار پرتو به‌صورت یک بادبزن کوچک با رأس چشمه اشعه‌ایکس است. ساختار بادبزنی پرتو در شکل ۴-۳ B,C و D نشان داده‌شده است.

[1] Spiral or Helical Geometry
[2] Multiple
[3] The Dual Source CT
[4] Flat-Panel Digital Area Detectors
[5] Projection Profile
[6] Rectilinear Pencil Beam Scanning
[7] Patient Throughput



شکل ۴- ۲. در سی‌تی، یک شعاع پرتوربال قسمتی پرتو اشعه‌ایکس است بر روی آشکارساز می‌افتد و یک مجموعه از این شعاع‌ها مربوط به یک انتقال در امتداد جسم است. نماً پروفایل را ایجاد می‌کند.

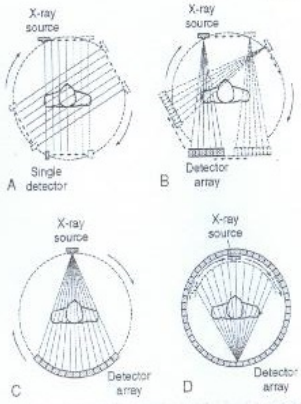
همچنین باریکه‌ها به‌جای حالت موازی، واگرا شده‌اند در نتیجه یک تغییر مهم در الگوریتم بازسازی تصویر نیاز است که بتواند اطلاعات پروجکشن را از ساختار بادبزنی (جنومتری بادبزنی) استخراج نماید.

در اسکنرهای نسل دوم، ساختار بادبزنی در راستای بیمار منتقل می‌شود تا اطلاعات را دریافت کند. پس از یک جابجایی، تیوب و آرایه آشکارسازها با فواصل بزرگ‌تری می‌چرخند (در مقایسه با اسکنرهای نسل اول) و دوباره جابه‌جا می‌شوند. این فرآیند برای زاویه ۱۸۰ درجه تکرار می‌شود و به‌عنوان تصویربرداری باریکه مدادی متعدد راست‌خط[1] شناخته می‌شود. تیوب اشعه‌ایکس یک مسیر نیمه دایره‌ای را در طول اسکن طی می‌کند.

اسکنرهای نسل سوم

اسکنرهای نسل سوم بر پایه ساختار بادبزنی استوار بودند که به‌طور پیوسته اطراف بیمار با زاویه ۳۶۰ درجه می‌چرخد (شکل ۴-۳). تیوب اشعه‌ایکس با یک آرایه آشکارسازهای منحنی شکل با یک کمان ۳۰ تا ۴۰ درجه با رأس بادبزن جفت شده است. مادامی‌که تیوب اشعه‌ایکس و آشکارسازها می‌چرخند، پروفایل‌های پروجکشن جمع‌آوری می‌شوند و برای هر نقطه ثابت تیوب و آشکارساز یک نما به دست می‌آید. این روش را تصویربرداری پیوسته چرخشی پرتو بادبزنی[2] می‌نامند.

مسیر حرکت تیوب برخلاف نسل اول و دوم اسکنرها که به‌صورت نیمه دایره بود، دایره کامل است. اسکنرهای نسل سوم نسبت به نسل‌های پیشین اطلاعات را در زمان کم‌تری (به طور معمول در عرض چند ثانیه) جمع‌آوری می‌نمایند. این زمان اسکن، توان بیمار را افزایش می‌دهد و تولید آرتیفکت‌های ناشی از حرکات تنفسی را محدود می‌کند.



شکل ۴- ۳. ساختار سه نسل اول سی‌تی اسکنرها. A، نسل اول، پرتو موازی، انتقالی و چرخشی. B، نسل دوم، پرتو بادبزنی، انتقالی و چرخشی. C، نسل سوم، پرتو بادبزنی، فقط چرخشی. D، نسل چهارم، پرتو بادبزنی، آشکارساز دایروی ثابت.

[1] View
[2] Rectilinear Multiple Pencil Beam Scanning
[3] Continuously Rotating Fan Beam Scanning

اسکنرهای نسل چهارم

به‌طورکلی، اسکنرهای نسل چهارم دو نوع ساختار پرتو دارند: یک شعاع پرتو بادبزنی چرخشی با یک حلقه ثابت از آشکارسازها و یک شعاع پرتو بادبزنی چرخان که رأس بادبزن خارج از حلقه آشکارسازها قرارگرفته است.

چرخش پرتوی بادبزنی در داخل یک آرایه از آشکارسازهای دایره‌ای

ویژگی‌های اصلی دریافت اطلاعات از اسکنرهای نسل چهارم به‌شرح زیر است:

۱- تیوب اشعه‌ایکس در داخل آرایه دایره‌ای ثابتی از آشکارسازها قرار دارد (شکل ۴-۴).

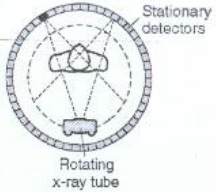
۲- ساختار پرتو به‌صورت یک بادبزن پهن است.

۳- رأس بادبزن روی هر آشکارساز قرار دارد. شکل ۴-۴ دو بادبزن که دو مجموعه نما را توصیف می‌کنند نشان می‌دهد.

۴- هنگامی‌که تیوب بر روی دایره از نقطه‌ای به نقطه دیگر حرکت می‌کند، اشعه تنها به یک آشکارساز برخورد می‌کند. این باریکه‌ها در پی جابه‌جایی نقاط روی دایره تولید می‌شوند.

۵- زمان اسکن بسیار کوتاه است و از یک اسکنر به اسکنر دیگر به کارخانه سازنده مربوط می‌شود.

۶- تیوب اشعه‌ایکس یک مسیر دایره‌ای را طی می‌کند.

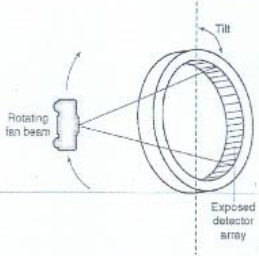


شکل ٤- ٤. در نسل چهارم اسکنر، موقعیت هر آشکارساز راس بادبزن است.

۷- الگوریتم بازسازی تصویر مربوط به ساختار بادبزنی پرتو است که برخلاف تیوب اشعه‌ایکس در سیستم اسکنرهای نسل سوم، آشکارساز در رأس بادبزن قرار دارد.

چرخش پرتو بادبزنی خارج از حلقه آشکارسازها

در این طرح، تیوب اشعه‌ایکس خارج از حلقه آشکارسازها می‌چرخد (شکل ۴-۵). همچنان که تیوب می‌چرخد، حلقه آشکارساز کج می‌شود و شعاع پرتو به آرایه‌ای از آشکارسازها که در قسمت دورتر حلقه نسبت به تیوب قرار دارند، برخورد می‌کند. این در حالی است که آشکارسازهای نزدیک‌تر به تیوب اشعه‌ایکس خارج ازمسیر شعاع پرتو قرار دارند. واژه "محور خود چرخیده[1]" عمل کج شدن حلقه آشکارساز در حین فرآیند دریافت اطلاعات را توصیف می‌کند. اسکنرها با این نوع حرکت اسکن، ساختار ضعیف طرح‌های دیگر که در آن‌ها تیوب در داخل حلقه آشکارسازها و نزدیک جسم می‌چرخد را از بین می‌برند. به‌هرحال این‌گونه دستگاه‌ها که از محور خود خارج شده‌اند امروزه دیگر ساخته نمی‌شوند.



شکل ٤- ٥. پرتو بادبزنی چرخان خارج از محور آشکارسازها. خارج از محور به این معنی است که حلقه آشکارساز برای این‌که یک آرایه از آشکارسازها تحت تابش قرار گیرند از محور خود کج می‌شود. سیستم‌های چرخش خارج از محور امروزه دیگر ساخته نمی‌شوند.

[1] Nutating

سی‌تی اسکنرهای چند برشی: سی‌تی‌اسکن‌ها با ساختار اسپایرال- هلیکال

امروزه تصویربرداری با ساختار اسپایرال- هلیکال یکی از پیشرفت‌های اخیر در زمینه دریافت اطلاعات می‌باشد. نیاز به اسکنرهای سریع‌تر و بهبود در تصاویر سه‌بعدی و بازسازی چندصفحه‌ای، علت اسکنرهای با چرخش پیوسته یا اسکنرهای حجمی (که در آن اطلاعات به‌جای یک برش از حجم جمع‌آوری می‌شود) شده است. تصویربرداری سی‌تی با ساختار اسپایرال- هلیکال بر پایه فناوری حلقه لغزشی استوار است که این فناوری سبب کوتاه شدن کابل‌های فشارقوی[1] که به تیوب اشعه‌ایکس می‌روند شده است و این موضوع اجازه چرخش پیوسته گانتری را فراهم می‌کند. مسیر پیموده شده توسط تیوب اشعه‌ایکس یا شعاع بادبزنی در طول فرآیند اسکن به‌صورت اسپایرال یا هلیکال است (شکل ۴-۶). واژه ساختار اسپایرال (زیمنس) و ساختار هلیکال (توشیبا) به طور معمول برای توصیف ساختار دریافت اطلاعات در چرخش پیوسته اسکنرها به کار می‌رود (به‌ضمیمه A مراجعه شود). این ساختار طی فرآیند تصویربرداری به دست می‌آید. مادامی که تیوب می‌چرخد، بیمار با نفس حبس شده به درون دهانه گانتری منتقل می‌شود. از آنجایی‌که تصویربرداری از یک حجم از بدن بیمار انجام می‌شود، آن را سی‌تی حجمی[2] نیز می‌نامند.

اسکنرهای با ساختار اسپایرال- هلیکال

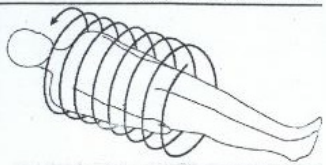
این سیستم‌ها در طول سال‌ها از دو تا هشت برش در هر دوران کامل از اشعه‌ایکس و آشکارسازها به ۱۶، ۳۲، ۴۰، ۶۴ و ۳۲۰ تعداد برش در هر چرخش ۳۶۰ درجه تکامل یافتند. در سال ۲۰۰۷، یک اسکنر نمونه آزمایشی با ویژگی ۲۵۶ تعداد برش در هر چرخش ۳۶۰ درجه توسط دستگاه‌های پزشکی توشیبا (ژاپن) برای تصویربرداری ساختارهای متحرک از قبیل قلب و ریه توسعه یافت. یکی از ویژگی‌های بارز این اسکنر در مقایسه با اسکنرهای چند برشی[3] دیگر این است که در یک چرخش کل قلب را پوشش می‌دهد (شکل ۴-۷). این اسکنر، موجب ساخت سی‌تی‌اسکن ۳۲۰ معروف به خانواده Aquilion گردید. (مثال‌ها شامل Aquilion ONE و خانواده Aquilion PRIME از اسکنرها [۴۰،۶۰ و ۱۶۰ برش در هر چرخش کامل] که به‌طور تجاری در سیستم‌های پزشکی توشیبا در دسترس هستند).

یک نکته قابل‌توجه در رابطه با اسکنرهایی که قادر به تصویربرداری ۱۶ برش یا بیش‌تر در هر چرخش ۳۶۰ درجه هستند این است که پرتو مخروطی می‌شود؛ بنابراین این سیستم‌ها بر پایه ساختار مخروطی استوار هستند (برخلاف ساختار بادبزنی) زیرا آشکارسازها دوبعدی هستند. پس الگوریتم پرتوی مخروطی برای بازسازی تصویر مورد استفاده قرار می‌گیرد. مفاهیم و اصول اسکنرهای سی‌تی چند برشی[4] (MSCT) در فصل یازدهم با جزییات شرح داده خواهد شد.

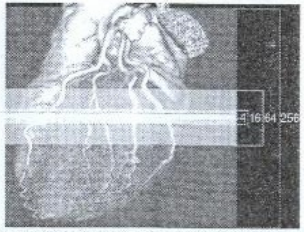
اسکنرهای نسل پنجم

اسکنرهای نسل پنجم در بین سی‌تی اسکنرهای با سرعت بالا قرار دارند زیرا آن‌ها می‌توانند اطلاعات را در زمان در حدود میلی‌ثانیه جمع‌آوری کنند. دو نوع از این اسکنرها سی‌تی‌اسکن با پرتو مخروطی[5] (EBCT) و اسکنر بازسازی‌کننده فضای پویا[6] (DSR: شکل ۴-۸) است.

[1] The High-Tension Cables
[2] Volume CT
[3] Multislice Scanners
[4] Multislice CT
[5] Electron Beam CT Scanner
[6] Dynamic Spatial Reconstructor (DSR) Scanner



شکل ٤- ٦. مسیر پیموده شده تیوب اشعه‌ایکس در تصویربرداری سی‌تی اسپایرال یا هلیکال. این دو اصطلاح مترادف و با هم قابل تعویض هستند.



شکل ٤- ۷. سی‌تی اسکنر نمونه آزمایشی ۲۵۶ با ویژگی ۲۵۶ برش در هر چرخش ۳۶۰ درجه که توسط سیستم‌های پزشکی توشیبا (ژاپن) برای تصویربرداری از ساختارهای متحرک مانند قلب و ریه‌ها توسعه یافته است. یکی از ویژگی‌های قابل توجه در مقایسه با اسکنرهای چند برشی دیگرپوشش‌دهی کل قلب در یک چرخش است.
(Courtesy Toshiba America Medical Systems.)

در اسکنر EBCT، ساختار جمع‌آوری اطلاعات در یک شعاع پرتوی یادبزنی، از اشعه‌ایکس تولیدی توسط یک شعاع الکترونی که چندین حلقه ثابت تنگستن را اسکن می‌کند، تولید می‌شود. شعاع بادبزنی از بدن بیمار عبور می‌کند و اشعه‌ایکس عبوری برای بازسازی تصویر جمع‌آوری می‌شود. اسکنر DSR در زمره اسکنرهای با سرعت بالا است و توانایی تولید تصاویر پویای سه‌بعدی از حجم‌های بدن بیمار را دارد. هم‌اکنون اسکنر DSR منسوخ شده است و در این کتاب دیگر آن‌ها توصیف نمی‌شوند.

اصول و عملکرد اسکنر EBCT در ابتدا توسط بوید (Boyd) و همکاران توضیح داده شده‌است (Boyd et al. (1979)). نتایج پژوهش در کالیفرنیا در سانفرانسیسکو در اواخر سال ۱۹۷۰ انجام گردید. در سال ۱۹۸۳، ایمارتون[1] سی‌تی اسکنر سرعت بالای بوید را برای تصویربرداری قلب و گردش خون توسعه داد (Boyd & Lipton, 1983). در همان زمان، ماشین‌های سی‌تی اسکنر قلبی و عروقی و اسکنر Cine معرفی شدند. امروزه به اسکنر EBCT معروف است (McCollough, 1995). انتظار می‌رود در آینده نه‌چندان دور این ماشین‌ها در سراسر جهان توزیع شوند. (سیستم‌های پزشکی زیمنس اسکنر-های EBCT خود را با نام "تحول[2]" توزیع خواهد کرد.)

هدف کلی اسکنرهای EBCT تولید تصاویر با قدرت تفکیک بالا برای اندام‌های متحرک (به‌عنوان نمونه قلب) است که آرتیفکت‌های حرکتی نداشته باشند. این اسکنر می‌تواند برای تصویربرداری قلب و اندام‌های دیگر در کودکان و بزرگسالان مورد استفاده قرار گیرد. این نوع اسکنر این کار را به‌خوبی انجام می‌دهد زیرا طراحی آن به نحوی است که ده مرتبه سریع‌تر از سی‌تی اسکنرهای معمولی[3] است.

ساختمان طراحی اسکنر EBCT متفاوت از سیستم‌های سی‌تی اسکنرهای معمولی از جهات زیر است:

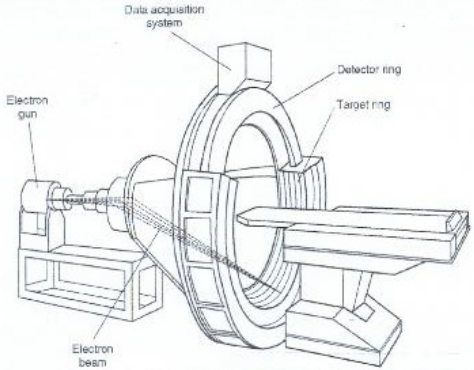
۱- اسکنر EBCT بر پایه شعاع الکترونی است و نیازی به تیوب اشعه‌ایکس نیست.

۲- اجزاء هیچ حرکات مکانیکی ندارند.

۳- ساختار دریافت اطلاعات اسکنر EBCT به‌صورت بنیادی متفاوت از دستگاه‌های معمولی است.

طراحی ابتدایی اسکنر EBCT در شکل ۴-۸ نشان داده شده است. در یک انتهای اسکنر یک تفنگ الکترونی

[1] Imatron
[2] Evolution
[3] Conventional CT Scanners



شکل ٤- ۸. اجزای اصلی یک اسکنر EBCT. ساختار جمع‌آوری اطلاعات یک پرتو بادبزنی اشعه‌ایکس تولید شده توسط یک پرتو الکترونی بر روی هدف‌های تنگستنی است.

قرار دارد که پرتوی الکترونی kV ۱۳۰ را تولید می‌کند. این پرتو شتاب داده‌شده و متمرکز می‌شود و توسط یک کویل الکترومغناطیسی طبق یک زاویه تعیین‌شده منحرف می‌شود و روی یکی از چهار حلقه تنگستن مجاور هم برخورد می‌کند. اندازه این حلقه‌های ثابت قوس ۲۱۰ درجه است. پرتوی الکترونی در جهت حلقه‌ها منحرف می‌شود، که می‌تواند به‌صورت منفرد یا در هر ترتیبی مورداستفاده قرار گیرد. درنتیجه، پراکندگی[1] حرارتی مشکلی را برخلاف سیستم‌های سی‌تی معمولی ایجاد نمی‌کند.

هنگامی‌که پرتوی الکترونی به هدف تنگستنی برخورد می‌کند، اشعه‌ایکس تولید می‌شود. کولیماتورها اشعه‌ایکس را شکل می‌دهند و به‌صورت یک باریکه بادبزنی میان بدن بیمار عبور می‌کند. وقتی بیمار در یک میدان اسکن ۴۷ سانتی‌متری قراردارد، به منحنی آشکارسازها برخورد می-کند و آرایه ثابتی از آشکارسازها در مقابل حلقه هدف قرار دارند.

آرایه آشکارسازها شامل دو حلقه مجزا است که یک قوس ۲۱۶ درجه از آشکارسازها را نگه می‌دارد. حلقه اول ۸۶۴ آشکارساز را نگه می‌دارد، حلقه دوم شامل ۴۳۲ آشکارساز است (McCollough,1995).

این آرایش اجازه جمع‌آوری دو تصویر از یک برش را وقتی تنها یک حلقه هدف استفاده می‌شود یا هشت تصویر برش وقتی همه چهار حلقه هدف پی‌درپی مورداستفاده قرار می‌گیرند را می‌دهد.

هر آشکارساز حالت جامد شامل یک کریستال لومینسانس و تنگستات کادمیوم (که اشعه‌ایکس را به نور تبدیل می‌کند) است که به‌صورت نوری با دیودهای نوری سیلیکونی (که نور را به جریان تبدیل می‌کنند) جفت شده است و به یک پیش تقویت‌کننده متصل است. خروجی

[1] Dissipation

اطلاعات آشکارسازها به سیستم دریافت اطلاعات[1] (DAS) ارسال می‌شود (شکل ۴-۸). DAS متشکل از ADCs یا سیستم دیجیتال کننده است که سیگنال خروجی از آشکارسازها را دیجیتالی و نمونه‌گیری می‌کنند. به‌علاوه، اطلاعات دیجیتالی در حجمی درون حافظه با دست‌یابی تصادفی ذخیره می‌شوند که می‌تواند اطلاعات را تا هزاران اسکن در حالت تک‌برشی و چند برشی نگهداری کند. این اطلاعات به‌صورت پی‌درپی برای پردازش به کامپیوتر ارسال می‌شوند.

کامپیوتر مربوط به اسکنر EBCT قادر است بازسازی با سرعت بالا انجام دهد و بازسازی تصویر بر اساس الگوریتم فیلتر بک‌پروجکشن[2] مورد استفاده در سی‌تی معمولی است.

قطعات اسکنر EBCT هیچ حرکت فیزیکی ندارند و همان‌طوری که فلور و همکاران (Flohr et al. 2005) اشاره نمودند، امروزه اصول EBCT برای تصویرگری قلب یا برای کاربردهای مدرن رادیولوژی به کار نمی‌رود.

اسکنرهای نسل ششم: سی‌تی اسکنر با منبع دوگانه

هدف کلی اسکنرهای MSCT همان‌طور که در قبل اشاره شد، بهبود سرعت پوشش‌دهی حجم است. در این اسکنرها قدرت تفکیک فضایی و زمانی نسبت به اسکنرهای قدیمی‌تر چهار برش در هر چرخش اسکن ۳۶۰ درجه بهبودیافته است. اگرچه اسکنرهای حجمی ۶۴ برشی کنونی تولید قدرت تفکیک فضایی در مرتبه ۰/۴ میلی‌متر در وکسل به طور همسانگرد[3] را دارا هستند (Flohr et al., 2006; McCollough et al., 2007) و قدرت تفکیک زمانی بهتری در مقایسه با سی‌تی اسکنرهای حجمی شانزده برشی دارند، در مواجهه با آرتیفکت‌های تولیدی در سی‌تی آنژیوگرافی (CTA) و همچنین مشکل نیروهای مکانیکی که برای کاهش زمان چرخش تیوب اشعه‌ایکس و آشکارسازها نیاز است، ناموفق بوده‌اند (Flohr et al., 2006). برای حل این مشکلات، نسل جدیدی از اسکنرها معرفی‌شده‌اند که اسکنر DSCT نام دارد. این اسکنر شامل دو تیوب اشعه‌ایکس و دو مجموعه از آشکارسازها است که آن‌ها با ۹۰ درجه زاویه روی گانتری قرار دارند. (شکل ۴-۹). اسکنر DSCT برای تصویربرداری سی‌تی قلب طراحی‌شده است؛ زیرا قدرت تفکیک زمانی موردنیاز برای حرکت ساختار قلب را فراهم می‌نماید. اسکنر DSCT در فصل یازده به‌طور مفصل توصیف خواهد شد.

اسکنرهای نسل هفتم: سی‌تی اسکنرهای با صفحه مسطح

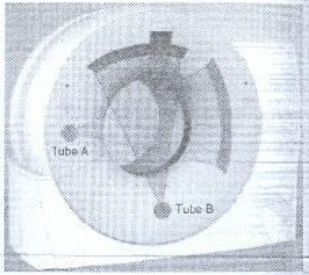
آشکارسازهای دیجیتالی با صفحه مسطح شبیه به نمونه‌ای که در رادیوگرافی دیجیتال استفاده می‌شود، در حال حاضر برای سی‌تی مورداستفاده قرار می‌گیرد. به‌هرحال این اسکنرهای درحال توسعه، آزمایشی هستند و برای تصویربرداری کلینیکی در دسترس نیستند. شاید به دلیل ویژگی‌های ساده بیان شده در بالا در نسل هفتم اسکنرها طبقه‌بندی شده‌اند.

سی‌تی اسکنر نمونه اولیه با صفحه پهن در شکل ۴-۱۰ نشان داده شده است. تیوب اشعه‌ایکس و آشکارسازها با یکدیگر جفت شده‌اند و در گانتری قرار دارند. آشکارساز شامل یک سوسوزن پدید سزیم (CsI) جفت شده با آمورفوس، آرایه ترانزیستور لایه نازک سیلیکون است. این آشکارسازهای صفحه تخت رزولوشن فضایی بسیار خوبی را تولید می‌کنند اما کنتراست خوبی ندارند؛ بنابراین آن‌ها برای استفاده در آنژیوگرافی تصاویر رگ‌های خونی که در

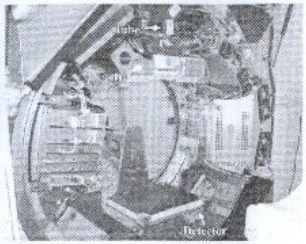
[1] Data Acquisition System DAS
[2] Filtered Back-Projection Algorithm
[3] Isotropic

وضوح تصویر اولیه اهمیت دارد، مورد استفاده قرار می‌گیرند. چنان‌که فلور و همکاران (Flohr et al. 2005) اشاره کرده‌اند:

ترکیب نواحی آشکارسازها که تصویر با کیفیت مناسب با سرعت چرخش گانتری سریع فراهم می‌کنند، یک مفهوم فنی امیدوارکننده برای سیستم‌های سی‌تی پزشکی خواهد بود. طیف گسترده کاربردهای بالقوه این نوع اسکنر می‌تواند یک جهش کوانتومی دیگری در تکامل تصاویر سی‌تی پزشکی باشد. به‌علاوه، آشکارسازهای با صفحه مسطح برای استفاده در سی‌تی پستان مورد بررسی قرارگرفته‌اند و امروزه چندین سی‌تی نمونه آزمایشی اختصاصی برای پستان در حال‌توسعه است (Glick et al., 2007; Kwan et al., 2007). سی‌تی پستان در فصل دوازده توضیح داده می‌شود.



شکل ٤- ۹. اسکنر DSCT. این اسکنر دو مجموعه آشکارساز و دو مجموعه تیوب اشعه‌ایکس است که با ۹۰ درجه زاویه قرار دارند و این اسکنر به‌طور خاص برای تصویربرداری از کاردیاک ساخته شده است (From Flohr, T. G., McCollough, C. H., Bruder, H., et al. (2006). European Radiology,16, 256-268. With kind permission of Springer Science and Business Media).



شکل ٤- ۱۰. سی‌تی اسکنر نمونه اولیه صفحه تخت. تیوب اشعه‌ایکس و آشکارسازها با یکدیگر جفت شده‌اند و درون گانتری جا داده شده‌اند. آشکارساز شامل یک سوسوزن CsI جفت شده با یک آرایه سیلیکون TFT آمورفس است. (From Flohr, T. G., Schaller, S., Stierstorfer, K., et al. (2005). Radiology, 235, 756-773. Reproduced by permission).

فناوری حلقه لغزشی

امکان استفاده از سی‌تی اسپایرال- هلیکال با استفاده از فناوری حلقه لغزشی ممکن شده است که چرخش پیوسته گانتری را فراهم می‌کند. حلقه‌های لغزشی (شکل ۴-۱۱) وسایل الکترومکانیکی شامل حلقه‌های رسانای الکتریکی و برس[1]های فلزی هستند که انرژی الکتریکی را در یک رابط چرخشی منتقل می‌کنند (Brunnett et al., 1990).

امروزه سی‌تی اسکنرهای با طراحی حلقه لغزشی را چرخش پیوسته، سی‌تی حجمی یا اسکنرهای حلقه لغزشی می‌نامند. فناوری حلقه لغزشی یک ایده جدید نیست و در گذشته در سی‌تی استفاده شده است. به‌عنوان‌مثال، سی‌تی اسکنر واریان ۳-V-۳۶۰ (یک مدل قدیمی اسکنر سی‌تی) بر اساس طراحی حلقه لغزشی، چرخش گانتری پیوسته داشته است. این چرخش در جمع‌آوری اطلاعات سریع، در فرآیندهای بالینی از قبیل سی‌تی اسکنر پویا و CTA

[1] Brush

ضروری است. به‌علاوه، حلقه‌های لغزشی نه‌تنها نیروی الکتریکی تیوب اشعه‌ایکس را فراهم می‌کنند بلکه سیگنال‌ها را از آشکارساز برای بازسازی تصویر به کامپیوتر منتقل می‌نمایند.

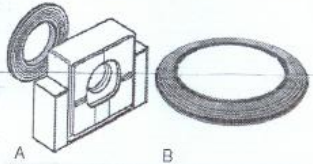
طراحی و منبع تغذیه

دو نوع طراحی حلقه لغزشی دیسک (شکل ۴-۱۲، A) یا پن‌کیک[1] (شکل ۴-۱۲، B) و استوانه‌ای است. در طراحی دیسک، حلقه‌های رسانا به‌صورت دایره‌های متحدالمرکز در صفحه چرخش هستند. طراحی استوانه‌ای شامل حلقه‌های رسانا در امتداد محور چرخش به‌صورت یک استوانه شکل‌گرفته‌اند (شکل ۴-۱۳، A). برس‌ها (براش) که نیروی الکتریکی را به اجزای سی‌تی منتقل می‌کنند در تماس با شیارهای ثابت حلقه لغزشی هستند.

دو طراحی متداول برس‌ها، برس سیمی و برس مرکب است. برس سیمی از سیم رسانا برای تماس لغزشی استفاده می‌کند. یک برس شامل یک یا چند آرایه سیمی است که آن‌ها مانند یک فنر معلق با یک سر آزاد در برابر حلقه رسانا عمل می‌کنند. دو برس در هر حلقه اغلب برای افزایش اطمینان از اتصال یا قدرت عبور جریان استفاده می‌شود (Brunnett et al., 1990). برس مرکب از یک قطعه حاوی مواد رسانا (آلیاژ گرافیت و نقره) به‌عنوان صفحه تماسی استفاده می‌کند. انواع طراحی‌های متفاوت فنر که به‌طورمعمول برای حفظ تماس بین برس و حلقه استفاده می‌شود؛ شامل: constant force، cantilever و compression است. مثال‌هایی از قطعه برس در شکل ۴-۱۳، B و A نشان داده‌شده است.

یکی از پیشرفت‌های اخیر در زمینه طراحی حلقه‌های لغزشی، حلقه لغزشی بدون تماس است که در شکل ۴-۱۴ نشان داده‌شده است. این طراحی انتقال انرژی الکتریکی از میان صفحه میانی بدون استفاده از تماس الکتریکی را ممکن می‌سازد.

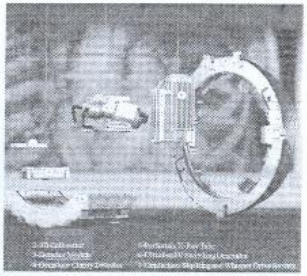
شکل ٤- ۱۱. حلقه‌های رسانا (نوارهای بالایی) از یک سیستم حلقه لغزشی. هر نوار ولتاژی را به اجزا از قبیل ژنراتور، تیوب اشعه‌ایکس و کولیماتورها منتقل می‌نماید. (Courtesy Elscint, Hackensack, NJ.)



شکل ٤- ۱۲. حلقه‌های لغزشی بر پایه طراحی دیسک (A) یا طراحی پن‌کیک (B). حلقه‌ها دوایر متحدالمرکزی در صفحه چرخش هستند. این یک طراحی خاص از سی‌تی اسکنر پلاس زیمنس است. (A, Courtesy Siemens Medical Systems; B, Courtesy Venturetec Mechatronics, Germany)

[1] Pancake

شکل ٤- ۱۳. حلقه لغزشی بر پایه طراحی استوانه‌ای مربوط به سی‌تی اسکنر Picker PQ-2000. برس‌ها در ارتباط با حلقه نواری ثابت هستند (A). مثال‌هایی از دو نمونه برس در B و C نشان داده شده است.



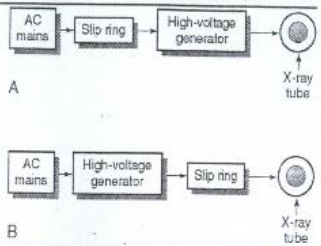
شکل ٤- ۱٤. یک حلقه لغزشی بدون تماس(۷) با جزء دریافت اطلاعات از قبیل تیوب اشعه‌ایکس، ژنراتور، کولیماتور و آشکارساز ماژول. (Courtesy GE Healthcare.)

اسکنرهای حلقه لغزشی، چرخش پیوسته گانتری را با حذف کابل‌های بلند فشارقوی ممکن ساخته‌اند؛ زیرا این کابل‌ها در تیوب‌های اشعه‌ایکس در اسکنرهای معمولی شروع-توقف به‌کاررفته است و سبب می‌شود تیوب بعد از یک چرخش کامل به محل اولیه خود بازگردد. در اسکنرهای معمولی، این کابل‌ها به طور معمول در محل اتاق اشعه‌ایکس از ژنراتور ولتاژ بالا کشیده می‌شوند. در اسکنرهای با حلقه لغزشی، ژنراتورهای ولتاژ بالا در گانتری قرار دارند. اسکنرهای ولتاژ بالا یا ولتاژ پایین با حلقه لغزشی، بر پایه منبع تغذیه حلقه لغزشی، موجود هستند (شکل ۴-۱۵).

حلقه لغزشی ولتاژ پایین

در یک سیستم حلقه لغزشی ولتاژ پایین، ۴۸۰ نیروی متناوب (AC) و سیگنال‌های کنترل اشعه‌ایکس به حلقه لغزشی توسط برس‌های ولتاژ پایین منتقل‌شده‌اند. سپس حلقه لغزشی نیروی لازم برای ترانسفورماتور ولتاژ قوی را فراهم می‌کند که به دنبال آن ولتاژ قوی به تیوب اشعه‌ایکس منتقل می‌شود (شکل ۴-۱۵، A). در این مورد، ژنراتور اشعه‌ایکس، تیوب اشعه‌ایکس و کنترل‌های دیگر در قاب اسکن دایره‌ای قرار می‌گیرند.

اسکنرهای حلقه لغزشی، چرخش پیوسته گانتری را با حذف کابل‌های بلند فشارقوی ممکن ساخته‌اند. زیرا این کابل‌ها در تیوب‌های اشعه‌ایکس در اسکنرهای معمولی به منظور شروع -توقف به‌کاررفته است و سبب می‌شوند تیوب بعد از یک چرخش کامل به محل اولیه خود بازگردد. در اسکنرهای معمولی، این کابل‌ها معمولاً در محل اتاق اشعه‌ایکس از ژنراتور ولتاژ بالا کشیده می‌شوند. در اسکنرهای با حلقه لغزشی، ژنراتورهای ولتاژ بالا در گانتری قرار دارند. اسکنرهای ولتاژ بالا یا ولتاژ پایین با حلقه لغزشی، بر پایه منبع تغذیه حلقه لغزشی، موجود هستند (شکل ۴-۱۵).



شکل ٤- ١٥. تفاوت اساسی بین اسکنرهای سی‌تی حلقه لغزشی (A) ولتاژ پایین و (B) ولتاژ بالا در شرایطی که نیروی ولتاژ قوی به تیوب اشعه‌ایکس وصل است.

حلقه لغزشی ولتاژ بالا

در سیستم حلقه لغزشی ولتاژ بالا (شکل ۴-۱۵، B)، برق متناوب AC نیروی لازم برای ژنراتور ولتاژ بالا را فراهم می‌کند، که به‌دنبال آن ولتاژ بالا را به حلقه لغزشی تامین می‌کند. ولتاژ بالا از حلقه لغزشی به تیوب اشعه‌ایکس منتقل می‌شود. در این مورد، ژنراتور ولتاژ بالا همراه با تیوب نمی‌چرخد.

مزیت‌ها:

مزیت اصلی فن‌آوری حلقه لغزشی چرخش مداوم تیوب اشعه‌ایکس است که اطلاعات حجمی را به‌سرعت از بیمار به‌دست می‌آورد. هنگامی که تیوب به‌طور مداوم می‌چرخد، بیمار به‌صورت پیوسته به‌سمت دریچه گانتری حرکت می‌کند. این نتایج در سی‌تی اسکن با ساختار اسپایرال دیده می‌شود. مزایای دیگر به‌شرح زیر است:

۱- زمان اسکن سریع‌تر و حداقل تاخیر در فواصل تصویر گیری

۲- ظرفیت کافی برای پروتکل‌های دریافت پیوسته اطلاعات

۳- حذف فرآیند شروع-توقف که مشخصه سی‌تی اسکنرهای معمولی است

۴- حذف فرآیند کابل‌کشی

سیستم اشعه‌ایکس

هانسفیلد در آزمایش‌های ابتدایی خود از اشعه کم انرژی و تابش گاماهای تک انرژی استفاده نمود (Hounsfield, 1973). او بعدا به‌دلیل محدودیت‌های متعدد اعمال شده با منبع پرتو تک انرژی، از قبیل تابش با آهنگ[1] شدت کم، اندازه منبع بزرگ و قیمت زیاد آزمایش‌های خود را با یک تیوب اشعه‌ایکس انجام داد. پس از آن، سی‌تی اسکنرها با تیوب اشعه‌ایکس ساخته شدند تا شدت‌های زیاد مورد نیاز برای سی‌تی اسکن‌های با کنتراست بالا را فراهم کنند. با این حال پرتوی ناهمگن مشکل ساز بود زیرا از قانون نمایی بیر- لامبرت پیروی نمی‌کرد (معادله ۳-۱ را نگاه کنید).

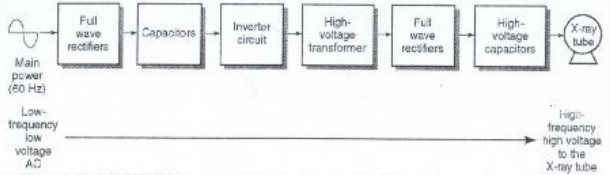
اجزای سیستم اشعه‌ایکس شامل ژنراتور اشعه‌ایکس، تیوب اشعه‌ایکس، فیلتر پرتو ایکس و کولیماتورها است (شکل ۴-۱ و ۴-۱۴).

ژنراتور اشعه‌ایکس

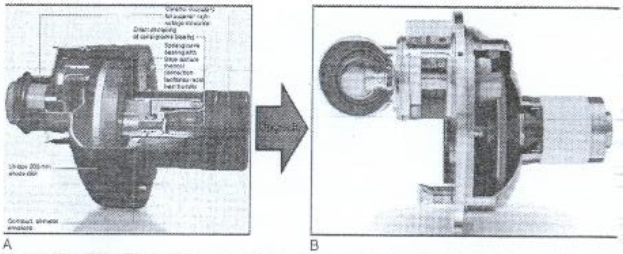
سی‌تی اسکنرها برای تولید اشعه‌ایکس با بازده بالا از برق سه‌فاز استفاده می‌کنند. در گذشته، ولتاژ ژنراتورهای سی‌تی اسکنرها براساس فرکانس ۶۰ هرتز بود، بنابراین ژنراتورهای ولتاژ بالا تجهیزات حجیمی در اتاق اشعه‌ایکس بودند. یک کابل فشار قوی از ژنراتور به تیوب اشعه‌ایکس کشیده شده‌است.

سی‌تی اسکنرهای امروزی از ژنراتورهای فرکانس بالا استفاده می‌کنند، که کوچک و فشرده هستند و بازده بیش‌تری نسبت به ژنراتورهای معمولی دارند. این ژنراتورها داخل گانتری سی‌تی قرار داده شده‌اند. در برخی اسکنرها، ژنراتور فرکانس بالا روی قاب چرخشی همراه با تیوب اشعه‌ایکس نصب شده‌است، در موارد دیگر در یک گوشه از گانتری جا داده شده و همراه با تیوب نمی‌چرخد.

[1] Rate



شکل ٤- ١٦. اجزای اصلی ژنراتور فرکانس بالا مورد استفاده در سی تی اسکنرهای جدید.



شکل ٤- ١٧. یک آند چرخان مدرن تیوب اشعه‌ایکس. در سی‌تی اسکنرها، تیوب نشان داده شده (B) که یک تیوب به روزرسانی شده از تیوب قدیمی‌تر (A) می‌باشد. (A, Courtesy Philips Medical Systems, Shelton, Conn; B, Courtesy Philips Healthcare)

در یک ژنراتور فرکانس بالا (شکل ۴-۱۶)، مدار به‌عنوان یک مدار مبدل فرکانس بالا در نظر گرفته می‌شود. ولتاژ کم و جریان با فرکانس پایین (۶۰ هرتز) از منبع تغذیه اصلی با عبور از اجزا به ولتاژ بالا و جریان با فرکانس بالا (۵۰۰ تا ۲۵۰۰۰ هرتز) تبدیل می‌شود که در شکل ۴-۱۶ نشان داده‌شده است. هر یک از اجزا، ولتاژ و فرکانس کم موج AC را به جریان مستقیم (DC) ولتاژ بالا و فرکانس بالا با پتانسیل تقریبا ثابت مناسب منبع تغذیه تبدیل می‌کند. پس از اصلاح ولتاژ بالا و صاف نمودن آن، ریپل ولتاژ از یک ژنراتور فرکانس بالا به‌کم‌تر از ۱٪ می‌رسد که با ریپل ولتاژ ۴٪ در ژنراتور سه فاز و ۱۲ پالسی قابل مقایسه است. این سبب می‌شود که ژنراتور فرکانس بالا در تولید پرتوی ایکس نسبت به مدل‌های قدیمی‌تر بازده بالاتری داشته باشد. تکنیک تابش‌دهی پرتوی ایکس تولید شده توسط این ژنراتورها به توان خروجی ژنراتور وابسته است. گستره توان خروجی ژنراتورهای سی‌تی وابسته به کارخانه تولید کننده است و گستره متفاوتی در محدوده ۲۰ تا ۱۰۰ کیلووات می‌تواند باشد (kW; Kalender,2005). امروزه تولیدکنندگان سی‌تی قادر به تولید توان ۱۲۰کیلو وات هستند. دانشجوی علاقه‌مند به دانستن این جزییات باید به وب‌سایت تولیدکنندگان قسمت توضیحات به روز رسانی‌های خاص

ژنراتورهای اشعه‌ایکس مراجعه نماید. توان خروجی ۶۰ کیلووات محدوده ۸۰ ، ۱۲۰ به ۱۴۰ کیلوولت و ۲۰ به ۵۰۰ میلی‌آمپر را فراهم می‌نماید که افزایش یک میلی‌آمپر طبیعی است.

تیوب اشعه‌ایکس

نیازهای منبع تابش در سی‌تی وابسته به دو عامل است: (۱) تضعیف پرتو، که تابعی از انرژی پرتوی تابشی، عدد اتمی، چگالی ماده جاذب و ضخامت جسم است و (۲) مقدار تابش مورد نیاز برای عبور. تیوب اشعه‌ایکس این نیازمندی‌ها را فراهم می‌کند. اسکنرهای نسل اول و دوم از آند ثابت و روغن خنک کننده تیوب اشعه‌ایکس استفاده می‌کردند. اما معمولا در سی‌تی، آندهای چرخان در تیوب‌های اشعه‌ایکس استفاده می‌شود زیرا موجب افزایش خروجی می‌گردد (شکل ۴-۱۷). تیوب‌های آند چرخان تولید پرتوی تابش ناهمگن با استفاده از دیسک آند با قطر بزرگ و نقطه کانونی مناسب می‌کند. بنابراین قدرت تفکیک فضایی مناسبی در تصاویر را فراهم می‌کند.

دیسک معمولا از آلیاژ تنگستن[1]، رنیوم[2] و مولیبدیوم[3] (RTM) و دیگر مواد با زاویه کوچک هدف (معمولا ۱۲ درجه) ساخته می‌شود و سرعت چرخش از ۳۶۰۰ دور در دقیقه[4] (rpm) به ۱۰۰۰۰ دور در دقیقه (چرخش با سرعت بالا) می‌رسد. شکل ۴-۱۷، B. تیوب ارتقا یافته بر اساس تکنولوژی مورد استفاده در تیوب شکل ۴-۱۷، A را نشان می‌دهد.

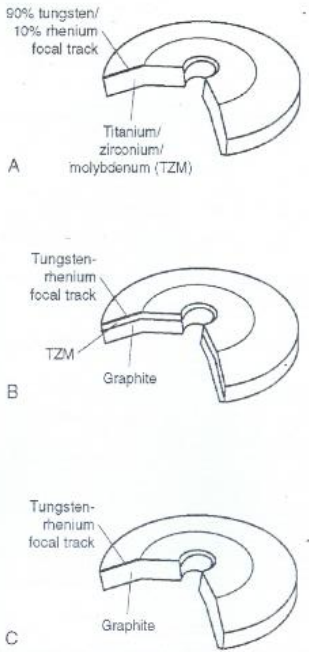
سی‌تی اسکنرهای هلیکال / اسپایرال با چرخش پیوسته روی تیوب‌های اشعه‌ایکس قرار داده شده‌است. به‌دلیل افزایش دوره زمانی چرخش تیوب‌های پیوسته نسبت به اسکنرهای معمولی، تیوب باید مقدار بالاتری از گرما را تحمل نماید. تکنیک‌های پیشرفته متعدد برای طراحی اجزا با هدف رسیدن به سطح توان بالاتر و مقابله با مشکلات تولید گرما، ذخیره‌سازی و اتلاف گرما ساخته شده‌است. به‌عنوان مثال، پوشش تیوب، مجموعه کاتد، طراحی هدف و مجموعه آند (آند چرخان) طراحی مجدد شده است.

محفظه شیشه‌ای خلا است و محافظ مناسبی برای کاتد و آند محسوب می‌شود و یک عایق قوی بین کاتد و آند نیز هست. گترهای داخلی[5] (پمپ‌های یونی) برای اطمینان از خلا محفظه مولکول‌های هوا را از بین می‌برند. اگرچه شیشه بروسیلیکات، عایق گرمایی و الکتریکی مناسبی است اما قوس الکتریکی ناشی از بخار تنگستن روی شیشه ایجاد می‌شود. تیوب با پوشش فلزی که امروزه متداول است، این مشکل را برطرف نموده است. عایق‌های سرامیکی (شکل ۴-۱۷) پوشش فلزی را از ولتاژ کاتد و آند جدا نموده‌اند. تیوب‌های با پوشش فلزی دیسک‌های آند بزرگ‌تری دارند؛ به عنوان مثال، تیوب شکل ۴-۱۷ دیسکی با قطر ۲۰۰ میلی‌متر دارد که در مقایسه با قطرهای ۱۲۰ تا ۱۶۰ میلی‌متر مورد استفاده در تیوب‌های معمولی بزرگ‌تر است. این ویژگی به تکنولوژیست اجازه استفاده از جریان‌های بیش‌تر تیوب را می‌دهد. ظرفیت ذخیره‌سازی گرما با افزایش سرعت پراکنده نمودن گرما زیاد می‌شود. مجموعه کاتد شامل یک یا چند فیلامان تنگستن در فنجان (محفظه) متمرکزکننده[6] است. گتر معمولا از باریوم ساخته شده است تا اطمینان کامل از جذب مولکول‌های گاز تولیدی طی فرآیند و ایجاد خلا حاصل شود.

[1] Tungsten
[2] Rhenium
[3] Molybdenum
[4] Revolutions per minute
[5] Internal Getters
[6] Focusing Cap

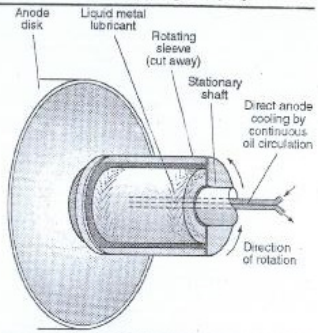
مجموعه آند شامل دیسک، میله روتور، stud and hub، روتور و مجموعه یاتاقان است. دیسک آندهای بزرگ نازک‌تر از انواع معمولی آن‌ها است. سه طرح اولیه (شکل ۴-۱۸)، دیسک‌های فلزی معمولی، دیسک‌های گرافیتی لحیم شده[1] و دیسک‌های آب‌کاری شده با تبخیر شیمیایی[2] (VCD) هستند. در تیوب‌های معمولی، دیسک‌های تمام فلز شامل یک پایه از جنس تیتانیوم، زیرکونیوم و مولیبدیوم با یک لایه مسیر کانونی[3] از جنس رنیوم ۱۰٪ و تنگستن ۹۰٪ ساخته شده است. گرمایه میزان بسیار سریع از مسیر کانونی منتقل می‌شود. تیوب‌های با طراحی تمام‌فلز به‌خاطر وزن زیادشان برای ساخت سی‌تی تصویربرداری اسپایرال- هلیکال نمی‌توانند به‌کار روند.

دیسک آند گرافیتی لحیم شده (شکل ۴-۱۸، B) شامل مسیر کانونی رنیوم- تنگستن با پایه‌ای از جنس گرافیت می‌باشد. گرافیت ظرفیت گرمایی بالایی حدود ده برابر تنگستن دارد بنابراین ظرفیت ذخیره‌سازی گرما را افزایش می‌دهد. همان‌طوری که فوکس (Fox, 1995) بیان کرده، ماده مورد استفاده در لحیم کاری بر روی عملکرد گرمایی تیوب و دماهای بالاتر در نتیجه ظرفیت گرمایی بالا و سرعت بالاتر خنک‌سازی آند تاثیر می‌گذارد. تیوب مورد استفاده در سی‌تی اسکنرهای اسپایرال/ هلیکال بیش‌تر بر این اساس ساخته شده‌اند. طراحی نهایی آند (شکل ۴-۱۸، C) نیز برای استفاده در تیوب‌های اشعه‌ایکس سی‌تی اسپایرال/ هلیکال مورد توجه است. دیسک شامل یک پایه گرافیتی با یک لایه آب‌کاری شده تنگستن- رنیوم روی مسیر کانونی توسط فرآیند تبخیر شیمیایی است. در این طراحی دیسک‌ها کم وزن و بزرگ می‌باشد که ظرفیت گرمایی بالا و سرعت خنک‌کنندگی سریعی را ایجاد می‌نمایند (Fox, 1995). هدف مجموعه یاتاقان فراهم‌سازی و اطمینان از چرخش نرم دیسک آند می‌باشد. در سی‌تی، چرخش آند با سرعت بالا امکان بار کاری زیاد را فراهم می‌نماید.



شکل ٤- ١٨، سه نوع طراحی دیسک برای تیوب‌های اشعه‌ایکس مدرن مورد استفاده در سی‌تی اسکنرها: (A) دیسک تمام فلزی معمولی (B) دیسک آند گرافیتی لحیم شده و (C) دیسک آند گرافیتی از جنس CVD.

[1] Brazed Graphite Disk
[2] Chemical Vapor Deposition
[3] Focal Track



شکل ٤- ١٩. مجموعه آند تیوب اشعه‌ایکس مدرن مورد استفاده در تصویربرداری سی‌تی. قسمت‌های مهم مجموعه شامل دیسک، روتور، و مجموعه یاتاقان که شامل مایع روغنی فلزی[1] است.

سرعت چرخش ۱۰۰۰ rpm با افزایش فرکانس پنجره‌بندی استاتور امکان‌پذیر است. چرخش نرم دیسک امکان‌پذیر است زیرا ساچمه‌های یاتاق با نقره حالت لغزنده شده‌اند. تکنولوژی ساچمه‌های یاتاقان مشکلات مکانیکی و محدودیت تیوب اشعه‌ایکس را به‌وجود می‌آورد بنابراین روش یاتاقان مایع برای بهبود چرخش دیسک معرفی شد (شکل ۴-۱۹).

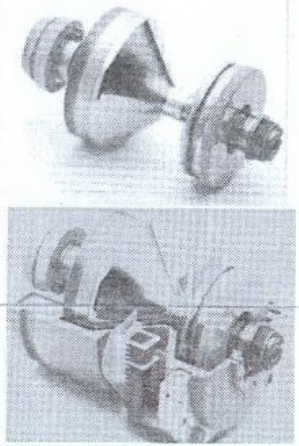
مینه ثابت مجموعه آند شامل شیارهای آلیاژ فلز مایع از جنس گالیوم می‌باشد. در حین چرخش آند، مایع به داخل شیارها فشار آورده و سبب ایجاد اثر هیدروپلنینگ[2] بین آند و مایع می‌گردد (Homberg & Koppel, 1997). هدف از این تکنولوژی یاتاقان، هدایت موثرتر گرما به خارج از تیوب اشعه‌ایکس به نسبت یاتاقان‌های ساچمه‌ای و همچنین بهبود سیستم خنک‌کننده تیوب است. به‌علاوه، تکنولوژی یاتاقان مایع بدون نویز و ارتعاش است.

[1] Liquid Metal Lubricant
[2] Hydroplaning Effect

جدول ٤-١- مخصوص تیوب اشعه‌ایکس MRC فیلیپس

ویژگی‌ها	مقادیر
ظرفیت ذخیره سازی گرمایی موتر	26 MHU
ظرفیت ذخیره سازی آند	0.8 MHU
سرعت بیشینه خنک‌کنندگی	1608 kHU/min
نقطه کانونی (IEC)	
کوچک	1.0 mm × 1.0 mm
بزرگ	0.5 mm × 1.0 mm
قطر آند	200 mm
سرعت چرخش آند	105 Hz (6300 rpm)
زاویه هدف	7درجه
قطر فوکوس- آشکارساز	1040 mm
فاصله فوکوس- ایزوسنتر	570 mm

Courtesy Philips Medical System.



شکل ٤- ٢٠. تیوب اشعه‌ایکس استراتون، تیوب اشعه‌ایکس جدید برای تصویربرداری MSCT. (برای توضیحات بیش‌تر به متن مراجعه شود. (Courtesy Siemens Medical Solutions, Germany

همان‌طور که فاکس بیان نموده (۱۹۹۵)، توپ روتور و دکمه روتور از انتقال گرما از دیسک به یاتاقان جلوگیری می‌کنند. روتور استوانه‌ای از جنس مس است که "با یک استوانه استیل داخلی با پوشش سرامیکی خارجی که سبب افزایش انتقال حرارت به بیرون می‌شود تحیم شده است" (Fox, 1995).

طول عمر کاری این تیوب‌ها در حدود ۱۰۰۰۰ تا ۴۰۰۰۰ ساعت در مقایسه با ۱۰۰۰ ساعت مربوط به تکنولوژی یاتاقان قدیمی است. یک مثال خاص برای یک نوع تیوب اشعه‌ایکس در جدول ۴-۱ نیست شده است.

تیوب اشعه‌ایکس استراتون[1]: تیوب اشعه‌ایکس جدید برای تصویربرداری MSCT

همان‌طور که در قبل بیان شد، مشکل اصلی تیوب‌های اشعه‌ایکس معمولی توزیع گرما و سرعت خنک‌کنندگی کم آن‌ها است. تلاش‌هایی برای برطرف‌سازی این مشکلات با معرفی طرح‌های جدید، از قبیل دیسک‌های با آند بزرگ و معرفی آند مرکب (دیسک RTM) که ظرفیت گرمایی و سرعت خنک‌کنندگی بالاتری دارد، صورت گرفته است. علاوه بر این، با افزایش زمان چرخش گانتری، مقادیر میلی‌آمپر بالاتری برای فراهم آوردن همان میلی‌آمپر در هر چرخش نیاز است. همان‌طور که نیروی الکتریکی (میلی‌آمپر و کیلوولت) افزایش می‌یابد، به‌سرعت خنک‌سازی بیش‌تر آند نیاز است.

برخلاف این موارد، هنوز هم مشکلات انتقال گرما و سرعت خنک‌کنندگی پایین به‌خصوص برای زمان‌های اسکن چندگانه طولانی‌تر و تصاویر سی‌تی قلب توسط اسکنرهای MSCT پابرجاست.

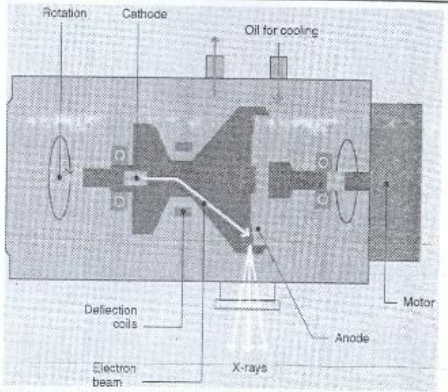
برای برطرف نمودن این مشکلات، نوع جدیدی از تیوب اشعه‌ایکس برای استفاده در اسکنرهای MSCT معرفی‌شده است. این تیوب منحصربه‌فرد است توسط مرکز مشکلات پزشکی زیمنس[2] طراحی شد. این تیوب فناوری جدیدی برای حل مشکل گرمایی تیوب تصویربرداری MSCT فراهم کرد و منجر به یک روش نوآورانه برای بهبود کیفیت تصویر در سی‌تی گردید که در این قسمت توضیح داده خواهد شد.

یک تصویر از تیوب استراتون اشعه‌ایکس در شکل ۴-۲۰ نشان داده‌شده است. همان‌طور که دیده می‌شود، در یک محفظه شامل روغن خنک‌کننده پوشیده شده است. در این طراحی تیوب متراکم شده است و اندازه آن کوچک‌تر از تیوب‌های اشعه‌ایکس معمولی گردیده است. این اندازه سبب چرخش سریع‌تر گانتری در زمان ۰/۳۷ ثانیه گردیده است (Kalender, 2005).

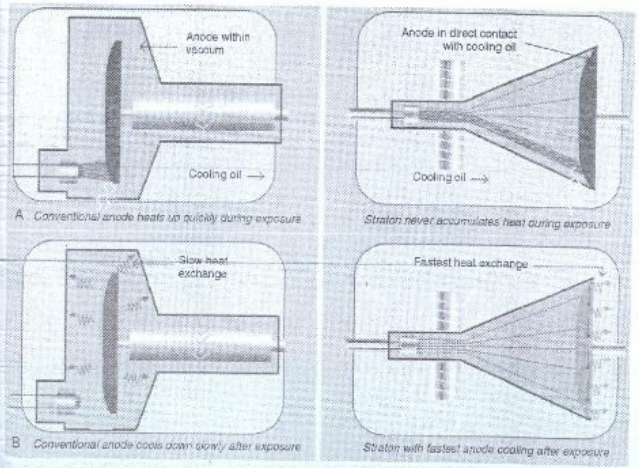
تیوب اشعه‌ایکس استراتون در شکل ۴-۲۱، شامل ساختارهای آند و کاتد، کویل‌های بازتابنده، بیم الکترونی و یک موتور است. بیم الکترونی تولیدی توسط محفظه فیلامان در مجموعه کاتد برای ضربه زدن به آند (با قطر ۱۲۰ میلی‌متر) بازتاب می‌شود و تولید اشعه‌ایکس مورد استفاده تصویربرداری می‌کند. موتور داخل روغن غوطه‌ور است و باعث چرخش کل تیوب می‌گردد. آند در تماس مستقیم با روغن است (که به‌طور مستقیم تیوب را خنک می‌کند) که به بیرون محفظه برای خنک‌سازی رانده می‌شود و در پی آن به درون محفظه بازگردانده می‌شود. به دلیل ارتباط مستقیم آند با روغن چرخان در اطراف آن، سرعت بسیار بالای خنک‌کنندگی ۵ MHU/min باعث ظرفیت ذخیره‌سازی گرما در حد ۰ MHU می‌گردد.

پیشرفت در این زمینه که سرعت‌بالای حجم اسکن است سبب میلی‌آمپر بالا و تابش‌های طولانی برای افزایش پوشانندگی آناتومیکی می‌گردد. مقایسه طراحی ساختارهای معمولی و استراتون اشعه‌ایکس در شکل ۴-۲۲ نشان داده شده است.

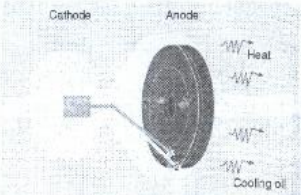
[1] Straton X-Ray Tube
[2] Siemens AG Medical Solutions, Erlangen, Germany



شکل ٤- ۲۱. تیوب اشعه‌ایکس استراتون. این طرح ساختارهای آند و کاتد، کویل‌های منحرف کننده یک پرتو الکترونی و یک موتور الکترونی را نشان می‌دهد. (برای توضیحات بیشتر به متن ارجاع شود.) (Courtesy Siemens Medical Solutions, Germany.)



شکل ٤- ۲۲. مقایسه ساختارهای دو تیوب اشعه‌ایکس استراتون و معمولی. (Courtesy Siemens Medical Solutions, Germany.)



شکل ٤- ۲۳. یک ویژگی مهم از تیوب اشعه‌ایکس استراتون این است که پرتو الکترونی کاتد به سمت آند منحنی شده و در دو موقعیت دقیق بمنام نقطه کانونی در اندازه‌های متفاوت به آن‌ها ضربه می‌زند. (Courtesy Siemens Medical Solutions, Germany.)

ویژگی مهم دیگر تیوب‌های استراتون اشعه‌ایکس به بیم الکترونی کاتد وابسته است. این بیم برای ضربه زدن به آند در دونقطه دقیق نقطه کانونی با اندازه‌های متفاوت منحرف می‌شود (شکل ۴-۲۳). کالندر (Kalender (2005)) گزارش داده که این اندازه‌ها می‌تواند ۰/۶ mm × ۰/۱۷ mm، ۰/۸ mm × ۱/۱ mm، ۰/۷ mm × ۰/۷ mm باشد. تناوب بیم الکترون حدود ۴۶۴۰ بار در ثانیه برای تولید دو بیم اشعه‌ایکس جداگانه که از بدن بیمار عبور می‌کند و روی آشکارساز فرود می‌آید. این موضوعات در فصل بعد توضیح داده می‌شود.

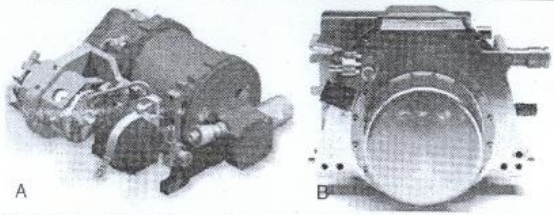
طراحی تیوب اشعه متناوب برای سی‌تی چند برشی

دو طراحی متناوب در فناوری تیوب اشعه‌ایکس برای MSCT در شکل ۴-۲۴ نشان داده‌شده است، یکی مربوط به شرکت فیلیپس (۲۰۰۵؛ شکل ۴-۲۴، A) و دیگری مربوط به مراقبت درمانی زیمنس (شکل ۴-۲۴، B). هردوی این تیوب‌های اشعه‌ایکس به‌طور مستقیم خنک می‌شوند (خنک‌کننده مستقیم آند).

تیوب اشعه فیلیپس با فناوری تیوب سرامیکی روتالاکس (فناوری نسل دوم) بر پایه فناوری سرامیک/فلز به‌روزرسانی شده است. این تیوب یک شیار بلبرینگ حلقوی بدون پوشش بدون نویز با یک ناحیه بزرگ از مایع فلزی رسانا و قسمت پشتی ۲۰۰ میلی‌متر گرافیتی، شیار هیدرودینامیک معلق دوگانه با یک دیسک آند بخش شده تمام فلزی که ظرفیت گرمایی و سرعت توزیع گرمایی بالایی را فراهم می‌کند. تیوب به‌روزرسانی شده همچنین نقطه کانونی دینامیک[1] (DFS) را ارائه می‌دهد، نمونه‌گیری را افزایش می‌دهد و تولید رزولوشن فضایی خیلی زیاد بدون آرتیفکت می‌نماید. اطلاعات فنی به‌روز شده برای تیوب ایکس iMRC ۸۰۰ در جدول ۴-۱ لیست شده است. طراحی متناوب دیگر تیوب ایکس MSCT تیوب ایکس وکترون[2] است (شکل ۴-۲۴، B). سیستم خنک‌کننده آن مبتنی بر فناوری خنک‌کننده مستقیم آند در تیوب ایکس استراتون است. این تیوب در مراقبت پزشکی زیمنس موجود است و با محدوده ولتاژ ۷۰ تا ۱۵۰ کیلو-ولت با افزایش ۱۰ کیلوولت است. بر پایه نقطه کانونی پروازی به شکل z واضح، بیم الکترونی به‌صورت صحیح و سریع منحرف می‌شود و دو نقطه کانونی متناوب ۴۴۸۰ بار در ثانیه را می‌سازد. این ویژگی رزولوشن صفحه را افزایش می‌دهد. تیوب وکتورن همچنین از یک نقطه کانونی کوچک ۰/۴ mm × ۰/۵ mm استفاده می‌کند و قادر به افزایش ۰/۲۲ جفت خط بر سانتی‌متر نسبت به سی‌تی معمولی بدون افزایش دز بیمار است.

(Siemens Healthcare, personal communications, 2015).

[1] Dynamic Focal Spot
[2] Vectron X-ray Tube



شکل ٤- ٢٤. دو طراحی متناوب از خنک کننده تیوب اشعه‌ایکس(خنک کننده مستقیم تیوب) برای استفاده خاص در تصویربرداری سی‌تی. A. تیوب اشعه‌ایکس فیلیپس به روز شده بر روی محفظه تیوب نصب شده است و به‌عنوان یک مجموعه تیوب کامل در دسترس است. B. طراحی دیگری از یک محفظه تیوب اشعه‌ایکس مربوط به شرکت زیمنس. (A, Courtesy Philips Healthcare; B, Courtesy Siemens Healthcare).

فیلتراسیون

تابش تیوب اشعه‌ایکس شامل طول‌موج‌های کوتاه و بلند است. در آزمایش‌های مربوط به توسعه سی‌تی‌اسکن‌های کاربردی اولیه از تابش تک‌رنگ استفاده می‌شده است تا از قانون تضعیف نمایی لامبرت-بیر پیروی کند. به‌هرحال در سی‌تی کلینیکی پرتو پلی‌کروماتیک یا چندرنگ است. از آنجایی‌که نیاز است بیم پلی‌کروماتیک ظاهر یک بیم تک-کروماتیک را داشته باشد تا نیازهای روند بازسازی تصویر را برآورده کند باید از یک فیلتر خاص استفاده نمود. در سی‌تی فیلتر دو هدف را دنبال می‌کند:

۱- فیلتر، اشعه‌ایکس با طول‌موج بلند را از بین می‌برد؛ زیرا نقشی را در تشکیل تصاویر سی‌تی بازی نمی‌کنند و فقط میزان در رسیده به بیمار را افزایش می‌دهند. در نتیجه فیلتراسیون، انرژی متوسط بیم افزایش‌یافته و بیم سخت‌تر می‌شود که ممکن است سبب ایجاد آرتیفکت‌های سختی بیم گردد.

همان‌طور که بیان شد، فیلتراسیون کلی شامل مجموع فیلتراسیون ذاتی و فیلتراسیون اضافه است. در سی‌تی فیلتر ذاتی ضخامت حدود سه میلی‌متر آلومینیوم است. فیلتر اضافه، شامل صفحه‌های مسطح یا حالت‌دار ساخته شده از صفحه مسی به‌عنوان، ضخامتی در حدود ۰/۱ تا ۰/۴ میلی‌متر را دارد (Kalender, 2005).

۲- فیلتر توزیع انرژی را شکل می‌دهد در عبور اشعه بیم تابشی تا یک بیم اشعه‌ایکس یکنواخت با سخت شدگی هنگام عبور از فیلتر و جسم ایجاد کند.

در شکل ۴-۲۵، تضعیف در بخش‌های ۱، ۲ و ۳ متفاوت است. افزایش نفوذ در قسمت‌های ۲ و ۳ وجود دارد. این نتیجه از جذب تابش نرم در بخش‌های ۱ و ۲ حاصل می‌شود که سخت شدگی تابش نامیده می‌شود. به دلیل این‌که آشکارساز نمی‌تواند اثرات سخت شدگی تابش را برای اجسام گرد نشان دهد، مشکل را می‌توان با معرفی فیلتر اضافه حل گردد (Seeram, 2009).

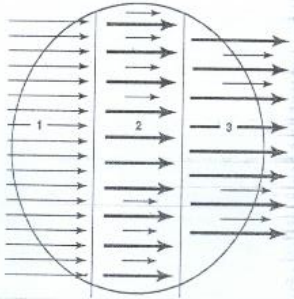
در اسکنر EMI اولیه، این مشکل با یک حمام آب در اطراف سر بیمار برطرف گردید. امروزه، شکل‌های مخصوص فیلتر با شکل جسم منطبق می‌شوند و بین بیمار و تیوب ایکس قرار می‌گیرند (شکل ۴-۲۶). این فیلترها، فیلترهای شکل‌دار نامیده می‌شوند، از قبیل فیلتر بوتی[1] و به طور معمول از تفنون ساخته می‌شوند، ماده‌ای که عدد

[1] Bowtie Filter

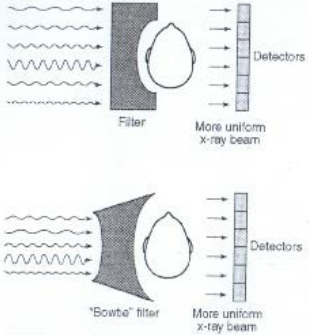
اتمی کم و چگالی بالایی دارد، بنابراین تاثیر مهمی در سخت‌شدگی اشعه ندارد. واژه بوتی به یک گروه از فیلترهای شکل‌دار گفته می‌شود که تقارن دوجانبه با یک ضخامت دارند که بفاصله از مرکز ضخامت آن افزایش می‌یابد. فیلترهای بوتی تفاوت در طول مسیر اشعه در امتداد صفحه جسم را جبران می‌کنند که یک بیم یکنواخت می‌تواند به آشکارساز برسد.

کولیماسیون

هدف کولیماسیون در رادیوگرافی معمولی و فلورسکوپی حفاظت بیمار با محدود کردن بیم در برخورد به اناتومی موردنظر است. در سی‌تی نیز کولیماسیون اهمیت دارد زیرا بر روی دز بیمار و کیفیت تصویر مؤثر است (شکل ۴-۲۷).



شکل ٤- ٢٥. تضعیف تابش از میان یک جسم دایروی، به دلیل تفاوت در تضعیف از بخش‌های ۱ و ۲پرتو در بخش ۳ سخت‌تر می‌شود. پیکان‌های پررنگ‌تر تضعیف بیش‌تر پرتو را نشان می‌دهند.

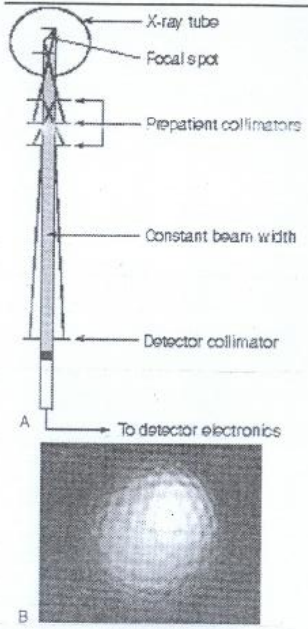


شکل ٤- ٢٦. دو نمونه فیلتر شکل دهنده اشعه در سی‌تی. این فیلترها پرتو را تضعیف می‌نمایند بنابراین یک پرتو یکنواخت بر روی آشکارساز فرود می‌آید. این پرتو یکنواخت(تک رنگ) محدوده دینامیکی الکترونیکی را کاهش می‌دهد(در مبدل‌های دیجیتال به آنالوگ).

طرح اولیه کولیماسیون در سی‌تی در شکل ۴-۲۷، A نشان داده‌شده است.این شکل شامل کولیماتورهای پیش از بیمار، پس از بیمار و قبل از آشکارساز است. این آشکارسازها باید کاملا در یک راستا باشند تا فرآیند بازسازی تصویر به‌طور مطلوب انجام گردد. این هم‌راستایی به کمک کولیماتورهای ثابت انجام می‌شود که در شکل ۴-۲۷، A نشان داده نشده است. طراحی کولیماسیون پیش از بیمار توسط اندازه نقطه کانونی تیوب ایکس تحت تاثیر قرار می‌گیرد زیرا تاثیر نیم‌سایه با اندازه نقطه کانونی رابطه دارد. اندازه نقطه کانونی بزرگ‌تر، نیم‌سایه‌ی بزرگ‌تر و پیچیدگی بیش‌تری در طراحی کولیماتورها موجب می‌شود.

در حالت کلی، یک مجموعه از بخش‌های کولیماتور که در مجاورت نقطه کانونی قرار دارد به‌دقت مرتب‌شده‌اند تا شعاع پرتو را شکل دهند. کولیماتورهای مجاور و دور (قبل از آشکارساز) طوری مرتب‌شده‌اند که اطمینان کامل

از عرض ثابت بیم در آشکارساز داشته باشد. همچنین کولیماتورهای آشکارساز شعاع پرتو را شکل می‌دهند و پرتوی پراکنده را حذف می‌کنند. این‌چنین حذفی سبب بهبود رزولوشن محوری می‌شود که در شکل ۴-۲۷، B نشان داده‌شده است که در آن فرورفتگی‌های توپ گلف دیده می‌شود. قسمتی از کولیماتور که در انتهای دورتر مجموعه کولیماتور قرار دارد کمک می‌کند تا ضخامت برش در تصویر مشخص گردد. ضخامت برش متفاوت به نوع اسکنر مربوط می‌شود. تعدادی از اسکنرها یک گرید ضد پراکندگی را ضمیمه کرده‌اند تا تابش پراکنده از بیمار را حذف کنند. گرید درست در مقابل آشکارسازها قرار می‌گیرد و برای افزایش کیفیت تصویر اضافه می‌شود.



شکل ٤- ۲۷. A: طراحی کولیماتور مخصوص تصویربرداری سی‌تی. B: حذف پرتو پراکنده توسط دو مجموعه کولیماتور قدرت تفکیک حفره‌های توپ گلف را افزایش می‌دهد. (Courtesy Shimadzu Medical Systems, Seattle, Wash)

تنظیم کولیماتور بخش[1] (کولیماتور بخش تطبیقی)

اسکنرهای MSCT اولیه با چالش‌هایی در طراحی کولیماتورها به‌خصوص با عریض‌تر شدن آشکارسازها مواجهه بودند. مشکلات وابسته به تصویربرداری خارج از محدوده تصویر[2] و خارج از محدوده پرتو[3] است (Goo, 2012). Overbeaming به عریض‌تر بودن شعاع پرتو اشعه‌ایکس نسبت به آشکارساز وابسته است، به این معنی که بیماران بیش‌تر از حد مورد نیاز تابش‌دهی می‌شوند بدون این‌که سیگنالی دریافت شود (Kalender, 2014) و Overimaging به معنی تابش‌دهی بیمار خارج از محدوده تصویر است که در سی‌تی اسپایرال با چندین آرایه از آشکارسازها در شروع و پایان اسکن روی می‌دهد. این دو مشکل سبب افزایش دز بیمار می‌شود. به‌عنوان‌مثال، Overscanning باعث افزایش دز به‌اندازه ٪۵ تا ٪۳۰ می‌گردد (Kalender, 2014).

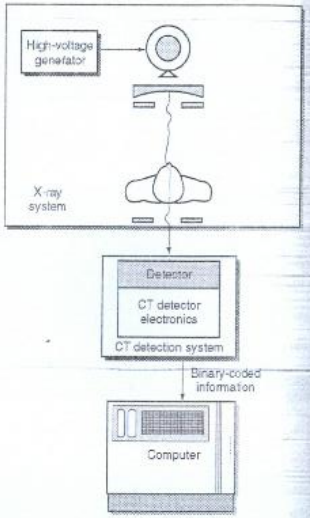
مشکلات Overbeaming و Overscanning می‌توانند به کمک روشی بنام تکنیک تنظیم قسمت کولیماتور[4] رفع گردند (Deak et al., 2009). با روش کولیماتور بخش تطبیقی (شکل ۱۳-۱۰را ببینید) "قسمت-هایی از بیم ایکس بافت خارج از محدوده تصویر را

[1] Adaptive Section Collimation
[2] Overimaging or Overscanning
[3] Overbeaming
[4] Adaptive Section Collimation

تابش‌دهی می‌کنند، توسط کولیماتورهای پویای اضافه در راستای Z در ابتدا و انتهای اسکن سی‌تی می‌پوشانند (Deak et al., 2009)." دو مفهوم overbeaming و overscanning با جزییات بیش‌تر در فصل ده مورد بررسی قرار گرفته است.

فناوری آشکارساز سی‌تی

موقعیت آشکارساز سی‌تی در شکل ۴-۲۸ نشان داده‌شده است. آشکارسازهای سی‌تی بیم تابشی از بیمار را دریافت کرده و به سیگنال الکتریکی تبدیل می‌کنند. پس از آن به‌صورت اطلاعات کد دودویی (دیجیتالی) تبدیل می‌شود.



شکل ٤- ۲۸. ارتباط سیستم آشکارساز سی‌تی با سیستم اشعه‌ایکس و کامپیوتر.

ویژگی آشکارساز

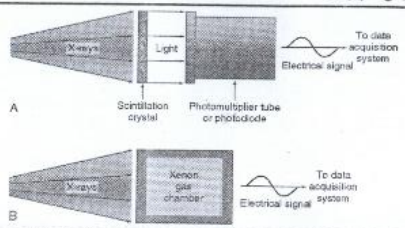
آشکارسازها چند ویژگی ضروری که برای تولید تصویر سی‌تی باکیفیت خوب موثر است، از قبیل بهره‌وری، زمان پاسخ (سرعت پاسخ)، محدوده دینامیکی، دقت، ثبات، وضوح تصویر، تناخل[1] و پس‌تاب[2] را دارا می‌باشند (Shefer et al., 2013).

بهره‌وری[3] آشکارساز اشاره به توانایی جمع‌آوری، جذب و تبدیل فوتون اشعه‌ایکس به سیگنال‌های الکتریکی دارد. آشکارسازهای سی‌تی باید بهره‌وری جمع‌آوری، جذب و تبدیل بالایی داشته باشند. بهره‌وری جمع‌آوری اشاره به کارآیی آشکارساز برای دریافت فوتون عبوری از بیمار دارد؛ اندازه ناحیه آشکارساز روبروی پرتو و فاصله بین دو آشکارساز میزان بهره‌وری را مشخص می‌کند. بهره‌وری جذب به تعداد فوتون‌های جذب‌شده توسط آشکارساز گفته می‌شود و به عدد اتمی، چگالی فیزیکی، اندازه و ضخامت وجه آشکارساز وابسته است (Seeram, 2009; Villafana, 1987).

پایداری، اشاره به پایداری و یکنواختی پاسخ آشکارساز دارد. اگر سیستم باثبات نباشد، کالیبراسیون مکرر برای ارائه سیگنال‌های مفید موردنیاز است.

زمان پاسخ آشکارساز، به سرعتی که آشکارساز با آن می‌تواند یک رویداد اشعه‌ایکس را تشخیص دهد و برای تشخیص رویداد دیگر بازیابی[4] شود، گفته می‌شود. زمان پاسخ باید بسیار کوتاه باشد (به‌عنوان‌مثال، میکروثانیه) تا از مشکلاتی نظیر پس‌تاب و "انباشته شدن[5]" آشکارساز جلوگیری شود.

[1] Cross talk
[2] Afterglow
[3] Efficiency
[4] Recover
[5] Pile-Up



شکل ٤- ۲۹. دو روش تبدیل فوتون‌های اشعه‌ایکس به انرژی الکتریکی. A، طرحی از تبدیل و آشکارسازی کریستال سوسوزن. B، تبدیل اشعه‌ایکس به انرژی الکتریکی از طریق یونش گاز.

محدوده دینامیکی[1] یک آشکارساز سی‌تی "نسبت بزرگ‌ترین سیگنالی است که باید اندازه‌گیری شود، به دقت کوچک‌ترین سیگنالی که قابل تشخیص است (به‌عنوان مثال، اگر بزرگ‌ترین سیگنال یک میکرو آمپر است و کوچک‌ترین سیگنال یک نانو آمپر، محدوده دینامیکی یک‌میلیون به یک خواهد بود)" (Parker & Stanley, 1981).

محدوده دینامیکی برای بسیاری از اسکنرهای سی‌تی حدود یک میلیون به یک است. بهره‌وری کل آشکارساز و یا بهره‌وری دز، حاصل‌ضرب بهره‌وری دریافت، جذب و تبدیل است (Seeram, 2009; Villafana, 1987).

پس‌تاب، به تداوم تصویر حتی پس از قطع تابش اشاره دارد. آشکارسازهای سی‌تی باید مقادیر پس‌تاب پایین، در حد ۰/۰۱% ک، ۱۰۰ میلی‌ثانیه پس از تابش داشته باشند (Kalender, 2005). در نهایت، در حتی که قدرت تفکیک متاثر از عواملی مانند اندازه آشکارساز، اندازه نقطه کانونی و اندازه نمونه (گام آشکارساز) است، cross talk، به مقدار سیگنال یک عنصر آشکارساز که ممکن است به بیش از یک آشکارساز مجاور نشت کند، اشاره دارد.

انواع آشکارساز

تبدیل اشعه‌ایکس به انرژی الکتریکی در یک آشکارساز بر پایه دو اصل اساسی استوار است (شکل ۴-۲۹). آشکارسازهای سوسوزن (مواد شب‌تاب) انرژی اشعه‌ایکس را به نور تبدیل می‌کنند و پس از آن نور توسط آشکارساز نوری[2] به انرژی الکتریکی تبدیل می‌شود (شکل ۴-۲۹، A). شکل ۴-۲۹، B، مربوط به یک نماد الکترونیکی است. این نوع از آشکارساز نوری، یک آرایه آشکارساز فوتوولتاییک[3] (PDA) است و بر اساس لومینسانس جنوبی کار می‌کند.

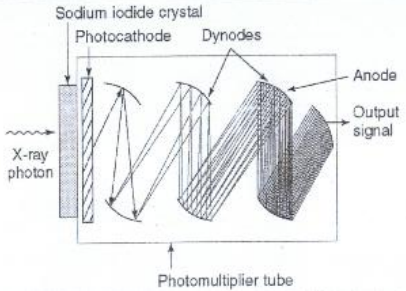
سی‌تی اسکنرهای امروزی از یک-لومینسانس PDA[4] استفاده می‌کنند. به منظور دریافت اطلاعات بیش‌تر در مورد یک-لومینسانس PDA، به Shefer et al. (2013) مراجعه نمایید. از طرف دیگر، آشکارسازهای یونش گازی انرژی اشعه‌ایکس را به‌طور مستقیم به انرژی الکتریکی تبدیل می‌کنند.

[1] Dynamic Range

[2] Photodetector

[3] Photovoltaic Detector Array

[4] Back-Illuminated PDA



شکل ۴- ۳۰. نمای شماتیک از یک آشکارساز سوسوزن بر پایه تیوب فوتوکاتد.

آشکارسازهای سوسوزن

آشکارسازهای سوسوزن آشکارسازهای حالت جامدی هستند که شامل یک کریستال سوسوزن به همراه (لوله دیود حساس به نور) لوله PM است. هنگامی‌که اشعه‌ایکس به داخل کریستال وارد می‌شود، جرقه نور تولید می‌شود. پس از آن نور به‌طور مستقیم وارد لوله PM می‌شود. همان‌طور که در شکل ۴-۳۰ نشان داده‌شده است، نور کریستال به فتوکاتد در لوله PM برخورد می‌کند و پس از آن الکترون آزاد می‌شود. این الکترون‌ها به‌صورت آبشاری روی یک سری دایونود که به‌صورت منظم قرار گرفته‌اند فرود می‌آیند. دایونودها در پتانسیل‌های متفاوتی قرار دارند و سیگنال خروجی کوچکی را تولید می‌کنند.

در سی‌تی، آشکارسازهای سوسوزن باید نور قوی، توان توقف اشعه‌ایکس بالا، همخوانی طیفی خوب با آشکارساز نوری، زمان مرده کوتاه اولیه (تا ده‌ها میکروثانیه)، پس-تاب، مقاومت در برابر آسیب ناشی از تابش، نور خروجی پایدار (زمان، درجه حرارت)، بسته‌بندی مناسب و ماشین کردن آسان (easy machining) داشته باشند. در بسیاری از موارد دستیابی به یکنواختی، بیش‌تر از نیاز به یک مقدار مطلق یک ویژگی خاص بسیار مهم و چالش‌برانگیز است (Shefer et al., 2013). در نتیجه، تک کریستال و پلی کریستال سرامیکی در تصویربرداری سی‌تی در سوسوزن‌ها متداول شده‌اند. آشکارسازهای سوسوزن تغییرات قابل توجهی را در طول سال‌ها تجربه کرده‌اند و نکات برجسته این تحولات در بخش‌های بعدی شرح داده خواهد شد.

در گذشته، اسکنرهای اولیه از کریستال یدور سدیم کریستال به همراه لوله PM استفاده می‌کردند. به دلیل مشکلات پس‌تاب و محدوده دینامیکی محدود یدورسدیم NaI، کریستال‌های دیگر مانند فلورید کلسیم و ژرمانیوم بیسموت در اسکنرهای بعدی استفاده شد. علاوه بر این، دیودنوری چندبرابر کننده‌ی سوسوزن[1] در کریستال آشکارسازها مورد استفاده قرار گرفت (شکل ۴-۳۱). دیود نوری، نیمه‌رسانایی (سیلیکون) است که وقتی مورد تابش نور قرار می‌گیرد، محل اتصال p-n، به جریان اجازه شارش می‌دهد. لنز یک بخش ضروری از دیود نوری است و برای متمرکز کردن نور از کریستال سوسوزن به محل اتصال p-n یا نیمه‌رسانا استفاده می‌شود. هنگامی‌که نور بر روی محل اتصال p-n می‌تابد، جفت الکترون- حفره تولید می-شود و الکترون‌ها به قسمت n و حفره‌ها به قسمت p

[1] Solid-State Photodiode Multiplier Scintillation

محل اتصال حرکت می‌کنند. مقدار جریان متناسب با مقدار نور است. به‌طور معمول دیوده‌های نوری به دلیل خروجی کم دیود، به همراه تقویت‌کننده[1] به کار می‌روند. علاوه بر این، زمان پاسخ دیود نوری بسیار سریع است (در حدود ۰/۵ تا ۲۵۰ نانو ثانیه، بسته به طراحی آن).

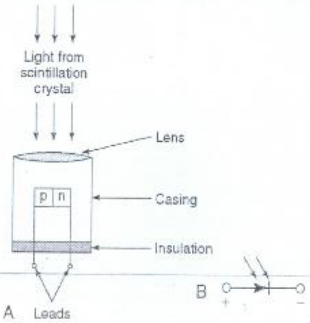
مواد سوسوزن که به‌طورمعمول برای دیود نوری به کار می‌روند، مانند تنگستات کادمیوم ($CdWO_4$) و یک ماده سرامیکی با خلوص بالا، اکسیدهای نادر خاکی بر اساس ترکیبات دوپ doped مانند نادر خاکی از قبیل اینتریا ($(Y,Gd)_2O_3$:Eu) و اکسی سولفید گادولینیوم سرامیک فوق‌سریع (UFC) (Gd_2O_2S:Pr,Ce[GOS]; Kalender, 2005; Shefer et al., 2013) اخیرا شرکت GE از ماده‌ای به‌عنوان سنگ جواهر GE از یک نوع آشکارساز گارنت ($(Lu,Gd,Y,Tb)_3(Ga,Al)_5O_{12}$) استفاده کرده است. این اولین سوسوزن گرانت[2] برای استفاده در سی‌تی است (Shefer et al., 2013). علاوه بر این، شرکت فیلیپس در آشکارسازهای سوسوزن دولایه خود از ZnSe:Te استفاده نموده است (Shefer et al., 2013; Xu, 2012).

به‌طور معمول این بلورها به‌صورت اپتیکی با دیودهای نوری پیوند خورده‌اند. مزایا و معایب این دو ماده سوسوزن با عنوان ویژگی‌های آشکارساز پیش‌تر مورد بررسی قرار گرفت. بازده تبدیل و بازده گیراندازی فوتون تنگستات رمیوم به ترتیب، ۹۹٪ و ۹۹٪ است و محدوده دینامیکی یک میلیون تا یک است. از سوی دیگر، بازده جذب اکسید سرامیک نادر خاکی ۹۹٪ است، درحالی‌که بازده سوسوزنی آن سه برابر $CdWO_4$ است.

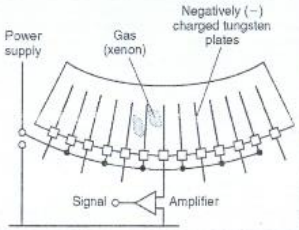
[1] Amplifiers
[2] Granet

آشکارسازهای یونش گازی

آشکارسازهای یونش گازی که بر اساس اصل یونش کار می‌کنند، در آشکارهای نسل سوم معرفی شدند. ساختار کلی یک آشکارساز یونش گازی متشکل از یک سری اتاقک‌های گازی منفرد که به طور معمول توسط صفحات تنگستن از هم جداشده‌اند و به دقت برای جمع‌آوری الکترون قرارگرفته‌اند (شکل ۴-۳۲). هنگامی‌که اشعه‌ایکس روی یک اتاقک منفرد می‌تابد، گاز (به طور معمول زنون) یونیزه شده و تولید یون‌های مثبت و منفی می‌نماید. یون‌های مثبت به صفحه باردار منفی حرکت می‌کنند، درحالی‌که یون‌های منفی به صفحه باردار مثبت جذب می‌شوند. این حرکت یون‌ها سیگنال جریان کوچکی را ایجاد می‌کند که به‌طور مستقیم با تعداد فوتون جذب‌شده تغییر می‌کنند.



شکل ۴- ۳۱. A. ساختار اصلی دیود نوری. B. نماد الکترونیکی از دیود نوری.



شکل ٤- ۳۲. ساختار اولیه آشکارساز یونش گازی شامل یک سری اتاقک‌های گازی منفرد که با صفحات تنگستن از یکدیگر جدا شده‌اند.

اتاقک‌های گازی توسط یک لایه سرامیکی نسبتا ضخیمی محصورشده‌اند زیرا گاز زنون تحت‌فشار حدود ۳۰ اتمسفر برای افزایش تعداد مولکول‌های گازی در دسترس برای یونش است. آشکارسازهای زنون پایداری بسیار عالی و زمان پاسخ سریع دارند و همچنین مشکلات پس‌تاب در آن‌ها مشاهده نمی‌شود. با این‌حال، بازده آشکارسازی کوانتومی[1] (QDE) آن‌ها کمتر از آشکارسازهای حالت جامد است. همان‌طور که در قبل بیان‌شده، QDE برای کریستال آشکارساز سوسوزن حالت‌جامد ۹۵٪ تا ۱۰۰٪ است و ۹۴٪ تا ۹۸٪ برای آشکارسازهای حالت‌جامد سرامیکی و برای آشکارسازهای گازی زنون فقط ۵۰٪ تا ۶۰٪ است (Arenson, 1995). توجه شود که با معرفی اسکنرهای MSCT با ویژگی‌های آرایه‌های آشکارساز چند ردیفی، آشکارسازها یونش گازی و سیستم‌های سی‌تی نسل چهارم به‌هیچ‌عنوان دیگر استفاده نمی‌شوند. همه اسکنرهای MSCT بر اساس ساختار پرتوی نسل سوم (اصول چرخشی-چرخشی) می‌باشند و از آرایه‌های آشکارساز حالت‌جامد استفاده می‌کنند (Kalender, 2005).

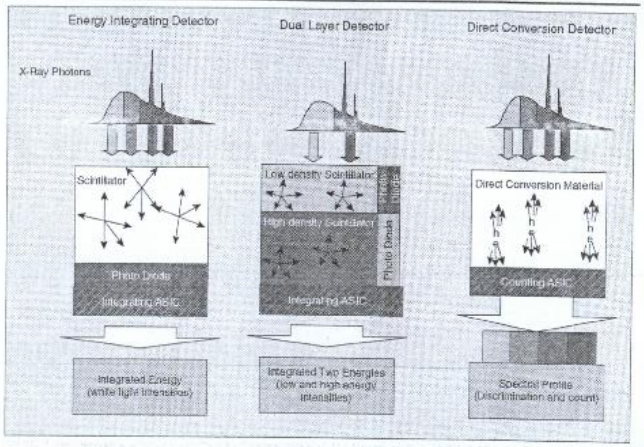
[1] Quantum Detection Efficiency

نوآوری‌های طراحی

همان‌طور که در قبل اشاره شد، عملکرد یک آشکارساز سی‌تی توسط بازده جذب اشعه‌ایکس، تبدیل به سیگنال‌های الکتریکی، پس‌تاب، پایداری، محدوده دینامیکی و زمان پاسخ مشخص می‌گردد. به‌منظور بهبود عملکرد این ویژگی‌ها و تولید آشکارسازهای کارآمدتر برای تصویربرداری سی‌تی، تولیدکنندگان چندین نوآوری طراحی را برای بهبود کیفیت تصاویر بالینی (قدرت تفکیک مکانی و نویز تصویر) در تصویربرداری سی‌تی با دز پایین معرفی کرده‌اند (دز موردنیاز؛ Shefer et al., 2013). علاوه بر این، تصاویر بدون آرتیفکت یکی از مزایای این نوآوری است. توصیف همه جزئیات این نوآوری؛ در محدوده‌ی این فصل نیست. بااین‌حال، چند مورد مانند سوسوزن‌ها، کوچک‌سازی الکترونیک آشکارساز و مدول آشکارساز[2] شرح داده خواهد شد.

به‌طورکلی، آشکارسازهای سی‌تی می‌توانند از نوع آشکارسازهای جمع انرژی متعارف EI[3]، آشکارساز دولایه و آشکارساز تبدیل مستقیم (آشکارساز شمارش فوتون) باشد که در شکل ۴-۳۳ دیده می‌شود. آشکارسازهای سی‌تی معمولی از نوع اول، آشکارساز EI هستند. دو نوع اول در ادامه به‌طور مختصر توضیح داده خواهد شد و آشکارساز شمارش فوتون توضیح داده نمی‌شود. در این آشکارسازها از نیمه‌رساناهایی مانند تلورید کادمیوم (CdTe) و تلورید کادمیوم روی (CZT) استفاده‌شده‌است (Xu, 2012) زیرا آن‌ها می‌توانند به‌طور مستقیم فوتون اشعه‌ایکس را به جفت الکترون حفره (بار الکتریکی) تبدیل نمایند. درنتیجه از پهن‌شدگی سیگنال جلوگیری می‌شود. این پهن‌شدگی در سوسوزن‌ها و در تولید نور ایجاد می‌شود.

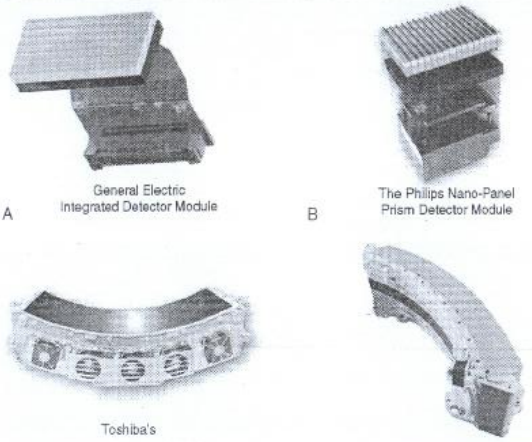
[2] Detector Module
[3] Conventional energy integration (EI) detector



شکل ٤- ۳۳. سه نوع آشکارساز مورد استفاده در سی تی. آشکارساز EI معمولی در سمت چپ نشان داده شده است، آشکارساز دو لایه در قسمت وسط و آشکارساز کانورژن مستقیم در سمت راست (From Shefer, E., Altman, A., Behling, R., et al. (2013). Current Radiology Reports, 1, 76-91. Reproduced by permission)

در نتیجه، به جدایی نوری بین عناصر آشکارساز وابسته نمی‌شود و نیازی به روش‌هایی برای ایجاد بازده هندسی ٪۱۰۰ نیست. بارهای تولیدشده در زمانی در حدود نانوثانیه جمع‌آوری می‌شوند که شمارش تک تک فوتون‌ها را ممکن می‌سازد و انرژی هر فوتون را تعیین می‌کند. به‌جای جمع‌آوری آنالوگ شدت، شمارش دیجیتالی فوتون‌ها سبب از بین بردن تاثیر نویز الکترونیکی می‌گردد (Kalender, 2014).

نتایج نوآوری در فن‌آوری آشکارسازهای سی‌تی در آشکارسازهای اختصاصی چهار تولیدکننده سی‌تی در جدول ۴-۲ ذکرشده است که این لیست شامل چهار نوع مختلف از آشکارسازهای فعلی سی‌تی، از جمله سوسوزن‌ها است. این آشکارسازهای اختصاصی شامل آشکارساز Gemstone Clarity (شرکت GE)، آشکارساز NanoPanel Prism (شرکت فیلیپس)، آشکارساز PURE Vision CT (سیستم‌های پزشکی توشیبا)، آشکارساز کوانتومی Vi (سیستم‌های پزشکی توشیبا) و آشکارساز استلار (شرکت زیمنس) می‌باشند. چهار مدل آشکارساز اول در شکل ۴-۳۴ نشان داده‌شده است که جفت شدن واحدهای آشکارساز با سوسوزن را نشان می‌دهد (که شامل الکترونیک آشکارساز است). جزئیات این پنج آشکارساز در محدوده‌ی این فصل نیست، با این‌حال، خلاصه‌ای از دو مدل آن‌ها به‌منظور نشان دادن نوآوری در تکنیک آشکارسازها که منجر به بهبود کیفیت تصویر در تصویربرداری دز پایین سی‌تی گردیده، بیان خواهد شد.



شکل ٤- ۳٤. A-D چهارمدل آشکارساز شامل توآوری های جدید که سوسوزن با مدل آشکارساز جفت شده است و شامل قسمت الکترونیک آشکارساز‌ها است. (A,Courtesy GE Healthcare; B,Cour-tesy Philips Healthcare; C,Courtesy Toshiba Medical Systems; D,Courtesy Siemens Healthcare.)

آشکارساز استلار

آشکارساز استلار[1] شرکت زیمنس در گروه اول نسل سوم آشکارسازهای سی‌تی توسعه‌یافته که توسط شرکت زیمنس ، قرار می‌گیرد. این آشکارساز یک مجمّوعه کامل در تصویربرداری سی‌تی است. شکل ۴-۳۵، A اجزا اصلی آشکارساز استلار را نشان می‌دهد که شامل سوسوزن UFC، دیود نوری لومینسانس back-illuminated photodiode و اکسید فلزی نیمه‌رسانا (CMOS) ویفر[2] که شامل ADC است و یک‌لایه‌ی سرامیکی دارد.

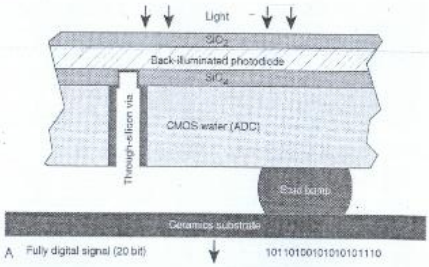
اصول عملکرد این آشکار ساز به صورت زیر است: نور منتشرشده از سوسوزن UFC به قسمت پشتی دیود نوری لومینسانس می‌رسد و همچنان که توسط Ulzheimer and Freund (2012) بیان‌شده، یک سیگنال دیجیتالی در طرف دیگر ویفر تولید می‌شود. این ساختار شامل یک بسته سه‌بعدی از مدارهای الکترونیکی در میان سیلیکون TSV، یک تکنیک عملی برای ایجاد ارتباط عمودی که به‌طور کامل از بین ویفر سیلیکونی عبور می‌نماید. شکل ۴-۳۵، B، یک تصویر از آرایه آشکارساز استلار را نشان می‌دهد و ADC زیر آرایه دیودنوری قرار گرفته است.

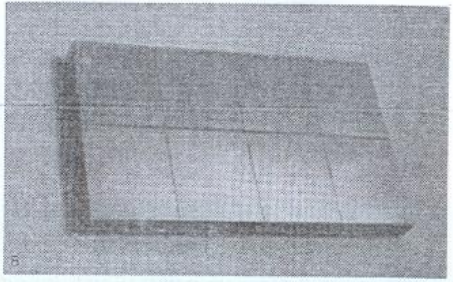
[1] Stellar
[2] Wafer

جدول ٤-۲ - اسامی مهم‌ترین آشکارسازهای سی‌تی اخیر

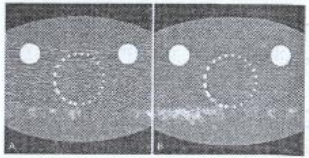
نام آشکارساز	سوسوزن	سازنده سی‌تی
آشکارساز Gemstone Clarity	گارنت بر پایه لوتیتیوم (Gemstone- نادر خاکی- پایه اکسید)	شرکت جنرال الکتریک
آشکارساز صفحه نانویی پریسم	لایه بالایی: اتریوم- سوسوزن گرانت لایه پایینی: GOS UFC	شرکت فیلیپس
آشکارساز استلار	Pr GOS	شرکت زیمنس
آشکارساز کوانتومی Vi	Pr is an active additive of Toshiba	سیستم‌های پزشکی توشیبا
آشکارساز سی‌تی PURE Vision	GOS	سیستم‌های پزشکی توشیبا

Pr, praesodymium-doped.





شکل ٤- ۳۵. اجزا اصلی آشکارساز استلار شرکت زیمنس (A) و یک تصویر از آرایه آشکارساز (B). (برای توضیحات بیشتر به متن مراجعه نمایید) (Courtesy Siemens Healthcare)



شکل ٤- ۳٦. دو تصویر از یک فانتوم ران با درج قدرت تفکیک که بهبود در کیفیت تصویر با استفاده از آشکارساز استلار و آشکارساز معمولی سی‌تی را نشان می‌دهد. الگوی نویز با استفاده از آشکارساز معمولی سی‌تی در تصویر دیده می‌شود. (A) که در تصویر به‌دست آمده با استفاده از آشکارساز استلار کاهش یافته است(B)(Courtesy Siemens Healthcare)

در راستای نوآوری‌های مربوط به طراحی دیود از قبیل کوچک‌سازی الکترونیکی به کمک فناوری نانو، الکترونیک در دیود نوری کاملا یکپارچه است (زیمنس تروسیگنال)[1]: " آشکارسازهای ستاره‌ای می‌تواند سیگنال‌های کوچک‌تر از یک محدوده‌ی دینامیکی عریض را اندازه‌گیری نمایند که باعث کاهش نویز در تصاویر سی‌تی می‌شود و کیفیت تصاویر سی‌تی را افزایش می‌دهد (Ulzheimer & Freund, 2012). شکل ۴-۳۶، یک مقایسه تصویری از کیفیت تصویر به‌دست‌آمده هنگامی‌که از آشکارساز استلار استفاده می‌شود در مقایسه با آشکارساز سی‌تی معمولی را نشان می‌دهد. کوچک‌سازی الکترونیک به‌طور خلاصه در بخش الکترونیک آشکارسازها توضیح داده خواهد شد.

آشکارساز منشوری با صفحه نانویی[2]

آشکارساز منشور NanoPanel، یک آشکارساز دولایه و ساخت شرکت Philips Healthcare است و بر اساس فناوری پیشنهادی توسط Brooks and Di (1978) Chiro عمل می‌کند. Brooks and Di مقاله‌ای با عنوان "گزارش مقدماتی: تقسیم آشکارساز[3] توموگرافی کامپیوتری" در مجله رادیولوژی منتشر کردند. چند سال بعد، پژوهشگران فیلیپس Healthcare روش دیگری بر مبنای "تصویربرداری طیفی سی‌تی[4] با استفاده از آشکارساز دولایه" را توسعه دادند. ساختار این آشکارساز به صورت دولایه متصل سوسوزن، مجزای نوری، خواندن از یک‌طرف، روی لبه، دیودنوری سیلیکونی، به‌اندازه کافی نازک به‌منظور حفظ همان گام آشکارساز و بازدهی هندسی به میزان آشکارساز معمولی سی‌تی (Shefer et al., 2013) (شکل ۴-۳۷). ساختار آشکارساز دولایه این امکان را فراهم می‌کند تا انرژی‌های بالا و پایین هر تابش مورد استفاده در سی‌تی را جمع‌آوری نماید.

ساختار آشکارساز دولایه با الگوی مشبک سه‌بعدی، ویژگی تعدادی از ماژول‌ها است که در آن هریک از ماژول‌ها از سه مؤلفه‌ی کاملا یکپارچه ساخته‌شده است و به شرح زیر است (Shefer et al., 2013):

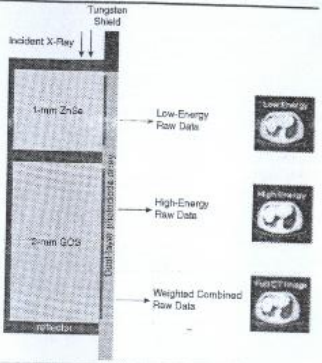
لایه بالایی یک صفحه سوسوزن با چگالی کم (ZnSe) است که فوتون اشعه‌ایکس کم انرژی را جذب می‌نماید و سپس به فوتون‌های نور تبدیل می‌کند.

لایه زیری یک صفحه سوسوزن با چگالی بالا (GOS) است که فوتون اشعه‌ایکس پرانرژی را جذب می‌نماید و سپس به فوتون‌های نور تبدیل می‌کند.

سوسوزن‌های بالا و پایین به‌صورت عمودی (روی لبه) جفت شده‌اند. لایه‌ی نازک لومینسانس جلویی، دیود نوری (FIP) است که نور را به سیگنال الکتریکی تبدیل می‌کند؛ FIP در زیر گرید مربوط به تابش پراکنده قرار می‌گیرد، بنابراین به‌هیچ‌عنوان بازده هندسی آشکارساز را کاهش نمی‌دهد.

یک مدار مجتمع با کاربرد خاص (ASIC) نیز وجود دارد که دو انرژی بالا و پایین طیف را جمع می‌کند.

[1] Siemens TrueSignal Technology
[2] The NanoPanel Prism Detector
[3] Split Detector
[4] Detector-Based Spectral CT Imaging



شکل ٤- ۳۷. اجزا اصلی آشکارساز دو لایه با صفحه نانویی دو لایه از شرکت فیلیپس برای تصویر برداری سی‌تی طیفی. (برای توضیحات بیش‌تر به متن مراجعه نمایید.) (From Shefer, E., Altman, A., Behling, R., et al. (2013). Current Radiology Reports, 1, 76-91. Reproduced by permission)

مواد مورد استفاده در ساخت صفحه نانو منشوری دولایه، باید به‌دقت انتخاب شود و باید از عملکرد مطلوب در بازدهی تبدیل فوتون، بازدهی هندسی، محدوده دینامیکی، پایداری، خطی بودن، یکنواختی، نویز، تداخل و دیگر ویژگی‌هایی که روی کیفیت تصویر نهایی سی‌تی مؤثر هستند، اطمینان حاصل شود (Gabbai et al., 2013).

آشکارساز مبتنی بر طیف سی‌تی[1]

"سی‌تی طیفی"، به استفاده از طیف انرژی فوتون‌های اشعه‌ایکس عبوری از بدن بیمار اشاره دارد. این موضوع با دو روش قابل انجام است: وزن‌دهی انرژی[2] و تجزیه مواد[3] (Xu, 2012). وزن‌دهی انرژی به آشکارسازی نیاز دارد که انرژی صحیح فوتون را اندازه‌گیری کند و قادر به تفکیک انرژی به منظور تشخیص فوتون‌های منفرد باشد. در روش تجزیه مواد، تشخیص و جدا کردن مواد مختلف و بافت‌ها از یکدیگر در یک جسم، موردبررسی قرار می‌گیرد. تجزیه انرژی وابسته به ضرایب تضعیف خطی است. ضرایب تضعیف خطی، یک ترکیب خطی از توابع پایه و وابسته به انرژی است که منطبق با مجموعه ضرایب پایه است (Xu, 2012).

دو روش اساسی در سی‌تی وجود دارد که بر طبق انرژی دوگانه هستند. این دو روش به منظور گسترش طیف اطلاعات اشعه‌ایکس عبوری از بدن بیمار در زمان تصویربرداری، مورداستفاده قرار می‌گیرد. این دو روش عبارتند از:

۱. DSCT

۲. Fast-kV switching CT

هنگامی‌که شرکت زیمنس سیستم DSCT را ارائه نمود (Krauss et al., 2011)، سیستم سی‌تی با کیلو ولتاژ بالا[4]، توسط شرکت GE معرفی شده بود (Chandra & Langan, 2011).

برای توضیحات بیش‌تر در مورد سی‌تی دو انرژی، به مقاله، (Marin et al, (2014 مراجعه نمایید. در این مقاله اصول ابتدایی سی‌تی دو انرژی[5]، شامل: فیزیک تضعیف، رویکردهای متفاوت سی‌تی دو انرژی (مانند اکتساب متوالی سی‌تی دو انرژی، سی‌تی دو انرژی، تعویض سریع ولتاژ و لایه‌ی آشکارساز سی‌تی دو انرژی)، ابزار پردازش (مواد نانو و روش‌های مخصوص آن) و کاربردهای بالینی، توضیح داده شده است.

DSCT در فصل یازده توضیح داده می‌شود.

[1] Detector-Based Spectral CT
[2] Energy Weighting
[3] Material Decomposition

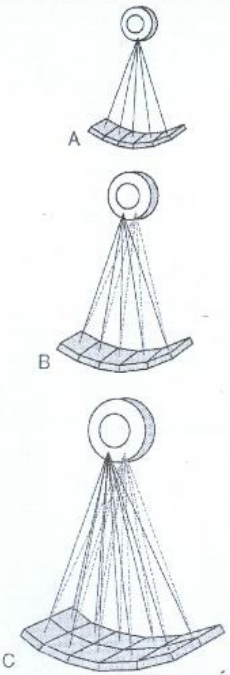
[4] Fast-kV Switching CT System
[5] Dual-Energy CT

آشکارسازهای چند ردیفی/ چند برشی[1]

مشکل اصلی آشکارسازهای تک ردیفی/ تک‌برشی، زمان زیاد موردنیاز برای جمع‌آوری اطلاعات است. سیستم آشکارساز دو برشی/دو ردیفی برای افزایش سرعت پوشش حجم معرفی شد و در نتیجه زمان جمع‌آوری اطلاعات‌ها را کاهش داد. در حال حاضر سی‌تی اسکنرها از آشکارسازهای چند ردیفی برای تصاویر چند برشی طی چرخش ۳۶۰ درجه استفاده می‌کنند. دانستن واژه‌هایی از قبیل چند آشکارساز و چند کانال مهم است، زیرا در اسکنرهای MSCT مورداستفاده قرار می‌گیرد (Douglas-Akinwande et al., 2006).

آشکارسازهای دو ردیفی/ دو برشی[2]

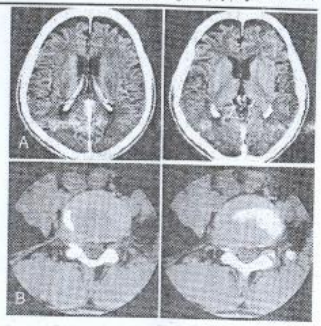
در سال ۱۹۹۳، السینت[3] اولین اسکنر سی‌تی دو برشی را معرفی نمود. ساختار سیستم آشکارساز دو ردیفی سبب پوشش‌دهی سریع‌تر حجم نسبت به سیستم‌های سی‌تی تک ردیفی است (شکل ۴-۳۸). این فناوری از دو آرایه، آرایه آشکارساز حالت‌جامد جفت شده با یک تیوب اشعه‌ایکس خاص، با سیستم متمرکز کننده پویای دوگانه[4] تشکیل‌شده است. شکل ۴-۳۸ ساختار پرتوی معمولی (یک نقطه کانونی، یک بیم (پرتو) بادبزنی و یک آرایه آشکارساز) را نشان می‌دهد و ساختار پرتو از سیستم نقطه کانونی پویا ناشی می‌شود. نقطه کانونی پویا به معنای تغییر موقعیت نقطه کانونی توسط یک سیستم الکترونی-اپتیکی کامپیوتری است که در حین فرایند اسکن کنترل می‌شود تا چگالی نمونه‌برداری و تعداد کل اندازه‌گیری‌ها دو برابر شود.



شکل ٤- ۳۸. A، ساختار پرتو معمولی با یک نقطه کانونی، یک بیم بادبزنی و یک آرایه از آشکارسازها. B، ساختار پرتو دوگانه السینت با سیستم کانونی دینامیک پویا. C، سیستم آشکارساز دوگانه، آرایه دوگانه.

فناوری پرتو دوتایی، امکان اسکن هم‌زمان از دو برش به‌هم‌پیوسته را با وضوح عالی فراهم می‌کند (شکل ۴-۳۹)، زیرا چگالی شعاع اشعه بادبزنی و نمونه‌برداری آشکارساز دو برابر می‌شود.

[1] Multirow/Multislice Detectors
[2] Dual-Row/Dual-Slice Detectors
[3] Elscint
[4] Double-Dynamic Focus System

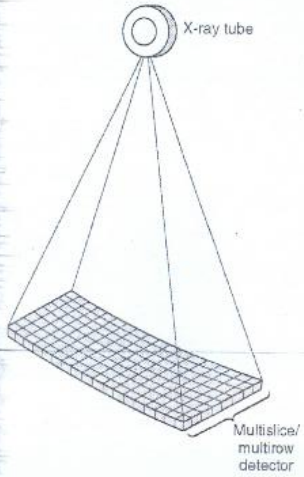


شکل ٤- ۳۹. دو برش به‌هم‌پیوسته (A) مغز و (B) ستون فقرات که اطلاعاتشان به طور همزمان دریافت شده است. تصویر مغز ده میلی‌متر برش به هم پیوسته است و تصاویر ستون فقرات ۲/۵ میلی‌متر برش به هم پیوسته است(Courtesy Elscint, Hackensack, NJ)

آشکارسازهای چند ردیفی/ چند برشی[1]

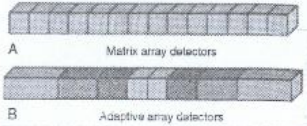
هدف آشکارسازهای چند ردیفی/ چند برشی MR-MS افزایش عملکرد حجم پوشش‌دهی برش تکی و برش دوگانه در سی‌تی اسکنرها است. آشکارساز MR-MS شامل یک آشکارساز با ردیفی از عناصر آشکارساز است (شکل ۴-۴۰). یک آشکارساز با n ردیف، n برابر سریع‌تر از هم‌نوع یک ردیفی آن خواهد بود. آشکارسازهای MR-MS آشکارسازهای حالت‌جامد هستند که می‌توانند ۴ تا ۶۴ تا ۳۲۰ برش را در چرخش ۳۶۰ درجه به دست آورند. به‌علاوه، طراحی این آشکارسازها می‌تواند روی ضخامت برش‌ها اثر بگذارد.

آشکارساز MR-MS شامل یک آرایه از چند ردیف آشکارساز جداگانه است. به‌عنوان‌مثال، این ردیف‌های آشکارساز می‌توانند با ۲ (آشکارساز دو ردیف السینت[2]) تا ۶۴ برش مرتب شوند و بنابراین تصویربرداری به‌طور همزمان در ۲ تا ۶۴ برش انجام می‌شود، به‌خصوص در چرخش ۳۶۰ درجه. کاملا آشکار است که تعداد برش به‌دست‌آمده در هر چرخش ۳۶۰ درجه وابسته به تعداد ردیف‌های آشکارساز است. به‌عنوان‌مثال، هنگامی‌که اسکنر با ۱۶ ردیف آشکارساز می‌تواند ۱۶ تصویر را در چرخش ۳۶۰ درجه به‌دست‌آمده آورد، یک اسکنر با ۶۴ ردیف آشکارساز، ۶۴ برش را در چرخش ۳۶۰ درجه تولید خواهد کرد. آشکارسازهای سی‌تی چند ردیفی به دو گروه طبقه‌بندی می‌شوند: آشکارسازهای با آرایه ماتریسی و آشکارسازهای با آرایه تطبیقی (Dalrymple et al., 2007; Flohr et al., 2005; Kalender, 2005).



شکل ٤-٤۰: ساختار اولیه آشکارساز چند ردیفی/ چند برشی مورد استفاده در سی‌تی اسکنرهای حجمی چند برشی.

[1] Multirow/Multislice Detectors
[2] Elscint



شکل ٤-٤۱: آشکارسازهای سی‌تی چند ردیفی به دو گروه به نام‌های آرایه ماتریس آشکارساز (A) و آرایه آشکارسازهای تطبیقی (B) تقسیم‌بندی شده‌اند. (برای توضیح بیش‌تر به متن مراجعه کنید.)

آشکارسازهای آرایه ماتریسی گاهی اوقات به نام آشکارساز آرایه ثابت نامیده می‌شوند (شکل ۴-۴۱، A) و شامل کانال‌ها یا سلول‌هایی هستند که در تمام ابعاد با یکدیگر برابر هستند. به همین دلیل، گاهی مواقع این آشکارسازها در طراحی همسانگرد هستند و تمام سلول‌ها به شکل مکعب کامل هستند. از طرف دیگر، آشکارسازهای آرایه تطبیقی، طراحی غیر همسانگرد دارند (Kalender,2005). این موضوع به این معنی است که سلول‌ها باهم برابر نیستند و هر یک اندازه متفاوتی دارند (شکل ۴-۴۱، B). هدف کلی تصاویر همسانگرد بهبود رزولوشن فضایی در صفحات عرضی و طولی است (Dalrymple et al., 2007).

در طول اسکن، تعداد برش‌ها و ضخامت هر برش توسط ساختار آشکارساز مورداستفاده، تعیین می‌گردد. این ساختار تعداد کانال‌های جمع‌آوری اطلاعات را مشخص می‌کند و ضخامت بخش موثر، پوسیله تنظیمات سیستم جمع‌آوری، تعیین می‌گردد (Dalrymple et al., 2007). به خاطر سادگی، ساختار آشکارساز برای یک آشکارساز با آرایه ماتریسی چهار ردیفی در شکل ۴-۴۲ نشان داده‌شده است. در این نمونه، هر کانال آشکارساز ۱/۲۵ میلی‌متر است و چهار سلول باهم فعال می‌شوند و یا باهم در یک گروه قرار می‌گیرند تا چهار تصویر مجزا با ضخامت ۱/۲۵ میلی‌متر در چرخش ۳۶۰ درجه ایجاد کنند. از سوی دیگر، هشت سلول می‌توانند چهار تصویر باضخامت ۲/۵ میلی‌متر در هر چرخش ۳۶۰ درجه ایجاد کنند (۱/۲۵ mm+۱/۲۵ mm=۲/۵ mm). آشکارسازهای چند ردیفی در فصل یازده توضیح داده خواهد شد.

آشکارسازهای چند ردیفی تعدادی از خصوصیات تصویر را که در طول اسکن برای تکنولوژیست مهم است، در نظر می‌گیرند. این ویژگی‌ها در سی‌تی وندر[1] در جدول ۴-۳ نشان داده‌شده است.

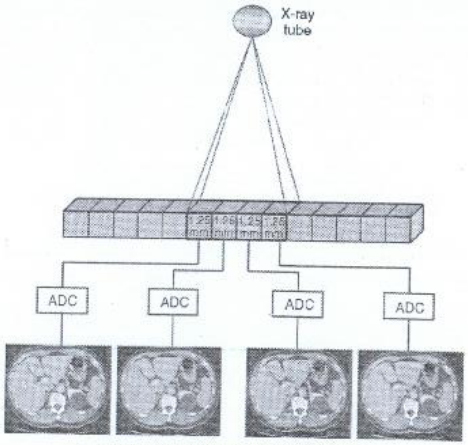
محدوده آشکارسازها[2]

همان‌طور که قبلا ذکر شد، چند گروه در حال بررسی محدوده آشکارسازها در تصویربرداری سی‌تی هستند و در حال حاضر تحت آزمایش بالینی هستند. دو مورد از اسکنرهای سی‌تی که بر اساس فناوری محدوده آشکارساز کار می‌کنند، سی‌تی اسکنر ۲۵۶ برشی نمونه اولیه (توشیبا Aquilion، سیستم پزشکی توشیبا، ژاپن) و سی‌تی اسکنر صفحه تخت نمونه اولیه (یکی از حل سیستم‌های پزشکی و دیگری از شرکت کونینگ، ایالت متحده).

سی‌تی اسکنر ۲۵٦ برشی نمونه اولیه

یک تصویر از گانتری و آشکارساز برای این اسکنر در فصل اول نشان داده‌شده است (شکل ۱-۱۶). این آشکارساز، سطح وسیعی از چند ردیف آرایه آشکارساز است که ۹۱۲ کانال × ۲۵۶ بخش و یک پرتو با عرض ۱۲۸ میلی‌متر دارد (چهار برابر بزرگ‌تر از ژنراتور نسل سوم شانزده برشی سی‌تی اسکنر توشیبا Aquilion). عریض بودن پرتو، امکان اسکن حجم‌های بزرگ‌تری، مثل اسکن کل قلب در یک چرخش را ممکن می‌کند (Mori et al., 2006؛ موری، ارتباطات شخصی، ۲۰۰۶). این اسکنرها در فصل ۱۱ توضیح داده خواهند شد.

[1] Vendor
[2] Area Detectors



شکل ٤-٤٢: ساختار آشکارساز برای یک آشکارساز آرایه ماتریسی چهار ردیفی. در این مثال، هر کانال آشکارساز ۱/۲۵ میلی‌متر است و چهار سلول فعال هستند تا چهار تصویر جداگانه با ضخامت ۱/۲۵ میلی‌متر در هر چرخش ۳۶۰ درجه ایجاد شود.

جدول ٤-٣- ویژگی‌ها و خصوصیات آشکارساز دارای چند ردیف

ویژگی‌ها	خصوصیات
ماده	حالت جامد GOS
تعداد عناصر	۴۳۰۰۸
محدوده دینامیکی	۸۶۰۱۶ فعال شده با DFS
حلقه لغزشی	نوری- سرعت انتقال بالاتر از ۵.۳ گیگا بیت در ثانیه
سرعت نمونه‌گیری اطلاعات	بیشتر از ۴۶۴۰/ رزولوشن/ عنصر
کولیماسیون برش	2×0/5 mm, 16×2/5 mm, 64×0/625 mm
ضخامت برش	حالت اسپایرال: بین ۰/۶۷ mm تا ۷/۵ mm متغیر حالت محوری (آگزیال): ۰/۵ تا ۱۲ mm
زاویه‌های اسکن	۲۴۰، ۳۶۰ و ۴۲۰ درجه
میدان دید اسکن	۲۵۰ و ۵۰۰ mm

Courtesy Philips Medical System

آشکارسازهای صفحه تخت

آشکارسازهای صفحه تخت که در رادیوگرافی دیجیتال نیز مورد استفاده قرار می‌گیرند، برای استفاده در سی‌تی معرفی شده‌اند. در این رابطه، چندین نمونه آزمایشی توسعه یافته‌اند و امروزه برای استفاده در تصویربرداری سی‌تی به کار می‌روند. یکی از این نمونه‌های آزمایشی در شکل ۴-۱۰ نشان داده‌شده است. توجه کنید که این آشکارساز از نوع صفحه تخت است و بر اساس تبدیل غیرمستقیم CsI آشکارساز رادیوگرافی دیجیتال است. اخیراً، آشکارسازهای صفحه تخت برای سی‌تی پستان[1] معرفی‌شده‌اند و چندین نمونه اولیه در حال حاضر تحت آزمایش بالینی هستند (Glick et al., 2007; Kwan et al., 2007). سی‌تی پستان در فصل ۱۲ توضیح داده خواهد شد.

الکترونیک آشکارسازها

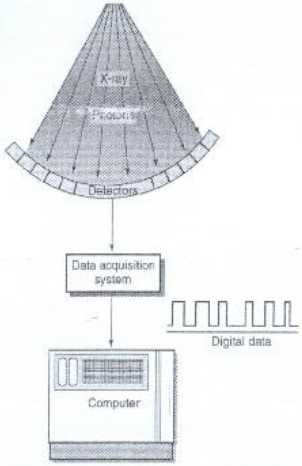
عملکرد

سیستم دریافت اطلاعات DAS، به الکترونیک آشکارسازها که بین آرایه آشکارساز و کامپیوتر قرار می‌گیرد گفته می‌شود (شکل ۴-۴۳). به دلیل این‌که DAS بین ارایه آشکارساز و کامپیوتر قرار می‌گیرد، سه کار مهم را انجام می‌دهد: (۱) اندازه‌گیری پرتو تابش عبوری، (۲) کد کردن این اندازه‌گیری به اطلاعات باینری (دودویی) (۳) انتقال اطلاعات باینری به کامپیوتر.

اجزا آشکارساز

آشکارساز اشعه‌ایکس عبوری از بدن بیمار را اندازه‌گیری می‌کند و آن‌ها را به انرژی الکتریکی تبدیل می‌کند. این سیگنال الکتریکی بسیار ضعیف است، بنابراین باید توسط پیش تقویت‌کننده[2] قبل از این‌که بتوان آن را تحلیل کرد، تقویت شود (شکل ۴-۴۴).

[1] Breast CT
[2] Preamplifier



شکل ٤-٤٣: موقعیت سیستم جمع‌آوری اطلاعات در سی‌تی

اندازه‌گیری اطلاعات اشعه‌ایکس عبوری بر اساس تضعیف و ضخامت اطلاعات تغییر می‌یابد. این فرآیند (تبدیل لگاریتمی) به‌صورت زیر بیان می‌شود:

$$\text{تضعیف} = \log\left(\text{عبور} \times \text{ضخامت}\right) \qquad (۴-۳)$$

یا

$$\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \cdots + \mu_n = \ln \frac{I_0}{I} \cdot \frac{d}{X}$$

μ: ضریب تضعیف خطی، I شدت اولیه، I شدت عبوری و x ضخامت جسم است.

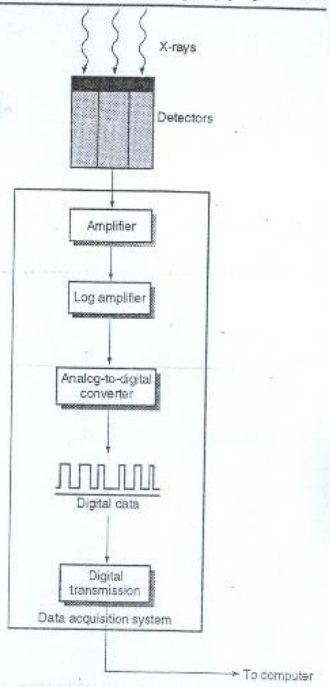
تبدیل لگاریتمی توسط تقویت‌کننده لگاریتمی انجام می‌شود و این سیگنال‌ها بعد ازآن به طور مستقیم به مبدل دیجیتال ADC می‌روند. ADC سیگنال‌های الکتریکی را به چندین بخش تقسیم می‌کند. بر این اساس، قطعات بیش‌تر، تعداد ADC صحیح بیش‌تری ایجاد می‌کند.

توسط DAS انجام می‌شود، انتقال اطلاعات به رایانه است. تولیدکنندگان سی‌تی طرح ورود اطلاعات نوری-الکترونیکی را معرفی کرده‌اند، زیرا چرخش پیوسته تیوب یا قوسی آشکارساز مقدار زیادی اطلاعات تولید می‌نماید.

الکترونیک نوری، به استفاده از لنزها و دیودهای نوری برای تسهیل انتقال اطلاعات مربوط می‌شود (شکل ۴-۴۵). چندین ترانزیستور، انتقال نوری اطلاعات را به دریافت‌کننده اطلاعات می‌رسانند. بنابراین، حداقل یک ترانزیستور و یک آرایه دریافت‌کننده در ارتباط نوری موجود است. این دریافت‌کننده‌ها و انتقال‌دهنده‌ها دیودهای منتشرکننده نور هستند و قادرند اطلاعات را با سرعت بالا منتقل نمایند؛ به‌طور معمول ۵۰ میلیون بیت در هر ثانیه.

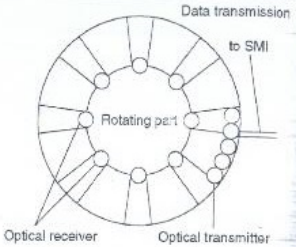
نوآوری در طراحی

همان‌طور که در ابتدای این فصل توضیح داده شد، آشکارسازهای حالت‌جامد نسل دوم متداول قدیمی الکترونیک جداگانه‌ای دارند که با ADC ها جفت شده است. مختصری از این طراحی شامل استفاده از چندین جزء الکتریکی با سیم‌های بلند رسانا که نه تنها قدرت الکتریکی را افزایش نمی‌دهند بلکه نویز الکترونیکی مهم‌تری را تولید می‌کنند، است. بنابراین کیفیت تصاویر سی‌تی تحت تاثیر قرار می‌گیرد. این مشکلات توسط طراحی جدید دیگری در آشکارسازها برطرف گردیده است. برای مثال، با کوچک کردن الکترونیک آشکارساز در استفاده از مدار میکرو الکتریک تجمعی، می‌توان این مشکل را برطرف نمود. هدف از طراحی این اجزا کاهش نویز الکترونیکی است، ولی قدرت را نیز کاهش می‌دهد. یکی از طراحی‌های متداول مدار تجمعی کاربردی- خاص (ASIC) برای ADC است.



شکل ٤-٤٤: اجزا اصلی سیستم جمع‌آوری اطلاعات در سی‌تی.

این قطعات در بیت‌ها اندازه‌گیری می‌شوند: ADC یک بیتی سیگنال را به ۲ مقدار دیجیتالی تقسیم می‌کند (2^1)، ADC دوبیتی ۴ مقدار دیجیتال (2^2) را تولید می‌کند و ADC دوازده بیتی ۴۰۹۶ مقدار دیجیتال (2^{12}) را تولید می‌کند. این مقادیر کمک می‌کنند تا قدرت تفکیک تصویر در مقیاس خاکستری تعیین شود. سی‌تی اسکنرهای مدرن از ADCهای ۱۶ بیتی استفاده می‌نمایند. مرحله نهایی که



شکل ٤-٤٥: انتقال اطلاعات الکترونیک نوری. انتقال الکترونیکی روی گلتری اطلاعات را به آرایه دریافت نوری منتقل می‌کند. حداقل یک ترانزیستور و دریافت‌کننده در ارتباط نوری وجود دارد.

ASIC به‌طور ضروری شامل دیودهای نوری و ADC است، بنابراین فاصله‌ای که سیگنال الکتریکی جابه‌جا می‌شود، باید کاهش یابد.

علاوه‌براین، طراحی ASIC باعث کوچک‌تر و فشرده‌تر شدن مدار در مقایسه با آشکارسازهای حالت‌جامد نسل دوم معمولی، می‌شود. نتایج ASIC کاهش نویز الکتریکی (بنابراین بهبود کیفیت تصویر) و کاهش قدرت الکتریکی توسط آشکارسازهای سی‌تی است.

آشکارسازهایی از قبیل آشکارساز جمستون کلاریتی[1] (شرکت GE)، آشکارساز استلار (شرکت زیمنس)، آشکارسازهای Vision، کوانتوم ViDetectors (سیستم‌های پزشکی توشیبا) و آشکارساز صفحه نانو Prism (شرکت فیلیپس)، همه بر اساس طراحی مدار میکروالکترونیک تجمعی کار می‌کنند و گاهی اوقات همه با نام مدارهای تجمعی DAS نامیده می‌شوند. شکل ۴-۴۶ یک مثال از طراحی یک آشکارساز جدید الکترونیکی مینیاتوری را در مقایسه با آشکارساز الکترونیکی حالت‌جامد معمولی نشان می‌دهد که شامل ADC است (شکل ۴-۴۶، A).

به‌طور خلاصه، اجزا ASIC در طراحی الکترونیک سی‌تی جدید مورد استفاده قرار می‌گیرند تا مدارهای الکترونیکی با ابعاد کوچک حاصل شود و از سیم‌های الکتریکی کوتاه‌تر استفاده شود و نویز الکترونیکی کاهش یابد. نتایج این نوآوری در فناوری آشکارسازهای سی‌تی باعث بهبود نسبت سیگنال به نویز می‌شود و بنابراین کیفیت تصویر را بهبود می‌بخشد (به‌خصوص در تصویربرداری سی‌تی با دز پایین). بر این اساس، تکنیک دیگری که به منظور بهینه‌سازی دز سی‌تی استفاده می‌شود، ترکیب آشکارساز جدید با الگوریتم بازسازی تکرار شونده است.

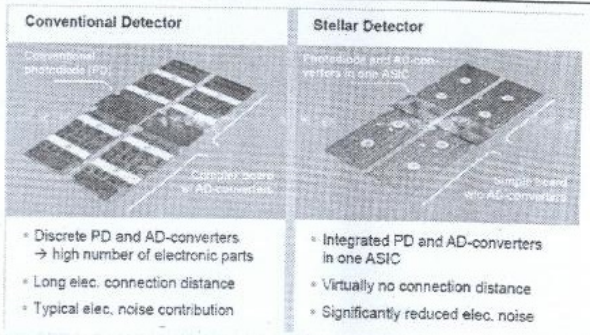
یکی از این مثال‌ها در شکل ۴-۴۷ نشان داده‌شده است. در این شکل، دو تصویر پا که یکی با فناوری سی‌تی معمولی بازسازی‌شده است (شکل ۴-۴۷، A) و دیگری با استفاده از آشکارساز استلار (شکل ۴-۴۷، B) جفت شده با استفاده از الگوریتم تکرار شونده، بازسازی شده است، (سینوگرام تکراری بازسازی SAFIRE مدل بر پایه بازسازی تصویر) نشان داده می‌شود.

جمع‌آوری اطلاعات و نمونه‌برداری

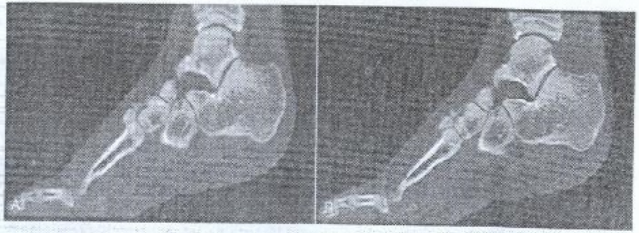
حین جمع‌آوری اطلاعات، پرتو تابشی عبوری از میان بدن بیمار به آشکارساز برخورد می‌کند. سپس هر آشکارساز شدت پرتوی برخوردی را اندازه‌گیری یا نمونه‌برداری می‌کند. اگر تعداد نمونه‌های به‌دست‌آمده کافی نباشد، آرتیفکت‌هایی از قبیل آرتیفکت نواری (آرتیفکت الایزینگ) در بازسازی تصویر ظاهر می‌شود. برای حل این مشکل، افزایش تعداد نمونه‌های در دسترس برای بازسازی تصویر پیشنهاد شده است که کیفیت تصویر را بهبود می‌بخشد:

ضخامت برش: تصویربرداری برش‌های نازک باعث کاهش آرتیفکت نواری وابسته به نمونه‌برداری می‌شود.

[1] Gemstone Clarity Detector



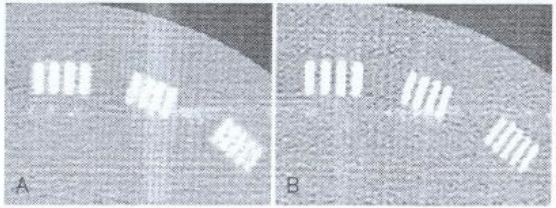
شکل ٤-٤٦: مقایسه طراحی مدار الکترونیکی دو نسل از آشکارسازهای سی‌تی. A، نسل دوم معمولی، مدار الکترونیکی حالت‌جامد که شامل ADC است. B، ویژگی متفاوت طراحی آشکارساز استلار که اجزا با دیودنوری یکپارچه هستند و نیاز به این اجزا الکترونیکی اضافه را از بین برده است.(Courtesy Siemens Healthcare)



شکل ٤-٤٧: مقایسه وضوح تصویر بینایی دو تصویر بازسازی‌شده از یک‌ها به کمک فناوری سی‌تی معمولی (A) و دیگری بازسازی به کمک آشکارساز استلار (B) که با الگوریتم بازسازی تصویر iterative جفت شده است.(Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction-SAFIRE model-based reconstruction) (Courtesy Siemens Healthcare)

مجموعه آشکارسازهای نزدیک به هم: هنگامی‌که آشکارسازها بسیار به یکدیگر نزدیک هستند، آشکارسازهای بیش‌تر برای جمع‌آوری داده‌ها در دسترس هستند، که باعث می‌شود نمونه‌های بیش‌تری در هر نما به دست آید و سبب افزایش تعداد کل اندازه‌گیری‌های گرفته شده در هر اسکن شود.

نوآوری‌های آشکارسازهای امروزی، باعث بهینه‌شدن نمونه‌برداری از طریق بهبود در ویژگی‌های آشکارساز، از قبیل زمان مرده سریع‌تر (سرعت اولیه) و پس‌تاب قابل‌اغماض، می‌شوند. به‌عنوان‌مثال، آشکارساز جمستون کلاریتی (Gemstone Clarity) "زمان مرده اولیه ۳۰ میکروثانیه دارد که صد برابر سریع‌تر از GOS است و



شکل ٤-٤٨: تاثیر افزایش نمونه‌گیری بر روی وضوح بینایی (قدرت تفکیک یا رزولوشن) الگوی میله‌ای. واضح است که در مقایسه با نمونه‌گیری استاندارد (A) نتایج افزایش نمونه‌گیری سبب شارپ تر شدن تصویر می‌گردد (B). (Courtesy of GE Healthcare)

همچنین زمان پس‌تاب ٪۲۵ زمان GOS است که این مقدار برای نمونه‌گیری سریع با وضوح‌بالا ایده‌آل است "(Chandra, 2008). شکل ۴-۴۸ تاثیر افزایش نمونه‌برداری را روی قدرت تفکیک نشان می‌دهد.

در گذشته، از قوس آشکارساز یک‌چهارم[1] در هر انتقال استفاده می‌شد. در سیستم‌های سی‌تی معمولی، پرتو بادبزنی ترکیبی از آشکارسازها تعداد شعاع‌های پرتوی ایکس برابر است و فاصله بین پرتوها سبب اشتباهات در نمونه‌گیری می‌شود. اگر قوس آشکارساز بافاصله یک‌چهارم منتقل گردد؛ می‌توان این اشتباهات را به حداقل مقدار رساند. هدف انتقال آشکارساز آرایه دو مجموعه اطلاعات است که به‌صورت جداگانه بازسازی یا ترکیب شوند تا یک شبکه نمونه‌برداری مضاعف مناسب را فراهم نماید؛ بنابراین اطلاعات بیش‌تری برای بازسازی تصویر در دسترس خواهد بود. به‌عنوان نمونه، در اسکنر زیمنس Somatom Plus این تغییر توسط نقطه کانونی پروازی انجام می‌گردد (دونقطه کانونی تیوب اشعه‌ایکس). همین آشکارساز بیش از یک‌بار برای ایجاد تعداد زیادی اندازه‌گیری گسسته مورداستفاده قرار می‌گیرد که آرتیفکت الایزینگ را حذف نماید. این فرآیند، تکنیک اندازه‌گیری چند بادبزنی[2] نامیده می‌شود (Siemens Medical Systems, 1999).

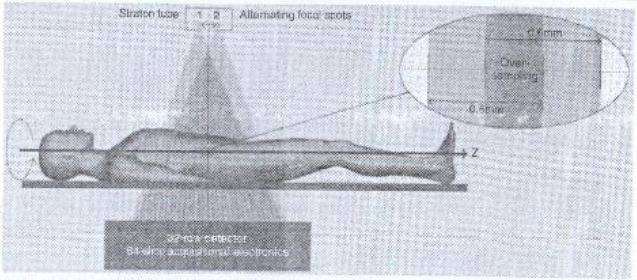
سیستم متمرکز کننده دوگانه دینامیکی توسط السنت که در اسکنر سی‌تی دوگانه به کار رفته بود، روش دیگری برای افزایش نمونه‌گیری آشکارساز در زمان جمع‌آوری اطلاعات است.

تکنیک نمونه‌گیری جدید: تکنیک z- شارپ

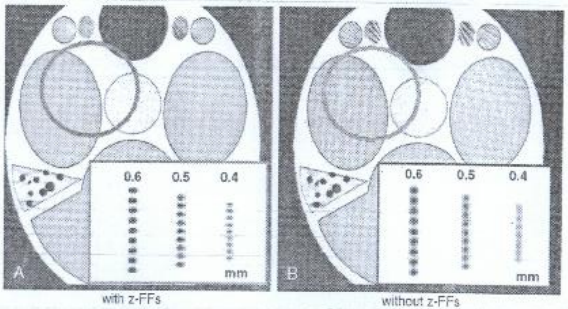
یک نوآوری بسیار جدید، استفاده از تیوب اشعه‌ایکس استراتون است که در این فصل توضیح داده شد. همان‌طور که در شکل ۴-۴۹ دیده می‌شود، تکنیک z نقطه کانونی-شارپ (فناوری z-شارپ) باعث تولید نمونه‌گیری مضاعف می‌شود که دو برش تداخل کننده در هر ردیف آشکارساز به دست می‌آید. به‌عنوان‌مثال، سی‌تی اسکنر ۶۴ زیمنس Somatom، ۶۴ برش با آرایه آشکارساز $32 \times 0.6\ mm$ ایجاد می‌کند. همانطور که توسط Kalender (2005) توضیح داده شده، "اطلاعاتی که توسط آشکارساز 32×0.6 mm "به‌دست می‌آید با آشکارساز ۶۴ mm ۰/۶ منطبق است. نتایج مجموعه اطلاعات هم‌پوشانی ۶۴ برش با عرض ۰/۶ میلی‌متر و فاصله نمونه‌برداری ۰/۳ میلی‌متر را نشان می‌دهد.

[1] Quarter-Shifted Detector Arc

[2] Multifan Measurement Technique



شکل ٤-٤٩: تکنیک نقطه کانونی پروازی در جهت z (که به نام فناوری z-sharp نامیده می‌شود) نمونه‌گیری مضاعف ایجاد می‌کند، درحالی‌که دو برش برای چرخش ۳۶۰ درجه برای هر ردیف آشکارساز همپوشانی کرده‌اند.



with z-FFs — without z-FFs

شکل ٤-٥٠: نتایج نمونه‌گیری مضاعف راستای z با تکنیک نقطه کانونی پروازی در جهت z (zFFS) بر روی کیفیت تصویر. مشخص است که تصویر با zFFS واضح‌تر است. (A) تکنیک نمونه‌گیری بدون zFFS (B) تکنیک نمونه‌گیری (Courtesy Siemens Medical Solutions، آلمان)

نتایج نمونه‌گیری مضاعف در راستای z توسط تکنیک نقطه کانونی پروازی در جهت z (z-FFS) بر اساس کیفیت تصویر، در شکل ۴-۵۰ نشان داده‌شده است. واضح است که تصویر (شکل ۴-۵۰، A) با تکنیک نمونه‌گیری z-FFS خیلی شارپ‌تر از تکنیک بدون نمونه‌گیری z-FFS (شکل ۴-۵۰، B) است.

سوالات مروری

به سوالات زیر به منظور بررسی دانسته‌هایتان از موضوعاتی که مطالعه کرده‌اید، پاسخ دهید:

۱.کدام یک از موارد زیر به اندازه، شکل، حرکت و مسیر حرکت پرتو اشعه‌ایکس در سی‌تی اسکن مربوط می‌شود؟

الف) ردیابی آشکارساز — ب) ساختار پرتو

پ) دریافت اطلاعات — ت) پروجکشن اطلاعات

۲. طرح دریافت اطلاعات با استفاده از شعاع پرتو بادبزنی و چرخش ۳۶۰ درجه تیوب اشعه‌ایکس و آشکارسازها مربوط به کدام دسته از اسکنرها است؟

الف) اسکنر نسل اول — ب) اسکنر نسل دوم

ج) اسکنر نسل سوم — د) اسکنر نسل چهارم

۳. در کدام اسکنر راس پرتو بادبزنی بر روی آشکارساز است؟

الف) اسکنر نسل چهارم — ب) اسکنر نسل سوم

ج) اسکنر نسل پنجم — د) همه موارد

۴.کدام اسکنر بر پایه حلقه لغزشی کار می‌کند؟

الف) اسکنر نسل سوم — ب) اسکنر نسل چهارم

ج) اسکنر اسپایرال/ هلیکال — د) اسکنر نسل پنجم

۵. دستگاه‌های الکترومکانیکی ساخته شده از حلقه‌ها و برس‌ها برای انتقال برق در رابط چرخش چه نامیده می‌شود؟

الف) حلقه‌های هدف — ب) حلقه‌های هلیکال

ج) حلقه‌های اسپایرال — د) حلقه‌های لغزشی

۶. ژنراتور اشعه‌ایکس مورد استفاده در سی‌تی اسکنرهای جدید:

الف) ژنراتور سینگ-فاز — ب) ژنراتور پتانسیل ثابت

ج) ژنراتور سه فاز، شش پالس — د) ژنراتور فرکانس بالا

۷. فیلتر مورد استفاده در سی‌تی:

الف) انرژی را در آشکارساز کاهش می‌دهد.

ب) بیمار را حفاظت می‌کند.

ج) شدت را بر روی پوست بیمار کاهش می‌دهد.

د) تولید پرتو یکنواخت در آشکارساز می‌نماید.

۸.کریستال‌های زیر در آشکارسازهای سوسوزن سی‌تی به‌کار می‌روند به جز:

الف)اکسی سولفید گادلنیوم — ب) تنگستات کلسیم

ج) سرامیک فوق سریع — د) تنگستات کادمیوم

۹.آشکارساز دولایه مانند آشکار صفحه نانویی پریسم

الف) می‌توان برای تصویر برداری سی‌تی طیفی استفاده نمود.

ب) در تصویر برداری سی‌تی امروزی مورد استفاده قرار نمی گیرد.

ج) اطلاعات را تنها برای تکنولوژی ولتاژ بالا kvp فراهم می‌کند.

د) تنها برای تصویر برداری سی‌تی در سطح مولکولی مورد استفاده قرار می‌گیرد.

۱۰. نسبت بیش‌ترین سیگنال به کم‌ترین سیگنال که توسط آشکارساز سی‌تی اندازه‌گیری می‌شود آشکارساز ..... نامیده می‌شود.

الف) پایداری — ب) زمان پاسخ

ج) بازده — د) محدوده دینامیکی

منابع

Altman, A., et al. (2006). *Double decker detector for spectral CT*. US Patent US 7,968,853.

Arenson, J. (1995). Data collection strategies: gantries and detectors. In L. W. Goldman, & J. B. Fowlkes (Eds.), *Medical CT and ultrasound: current technology and applications*(pp. 329–347). College Park, MD: American Association of Physicists in Medicine.

Boyd, D. P., et al. (1979). A proposed dynamic cardiac 3-D densitometry for early detection and evaluation of heart disease. *IEEE Trans Nuclear Science, 26*,2724–2727.

Boyd, D. P., & Lipton, M. J. (1983). Cardiac computed tomography. *Proceedings of the IEEE, 198*, 198–307.

Brooks, R. A., & Di Chiro, G. (1978). Split detector computed tomography: a preliminary report. *Radiology, 126*(1), 255–257.

Brunnett, C. J., et al. (1990). *CT design considerations and specifications*. Cleveland, OH: Picker International.

Carmi, R., et al., (2005). Material separation with dual layer CT. Presented at the *IEEE-MIC Conference*. Puerto Rico, Wyndham El Conquistador, October 23–29.

Chandra, N. (2008). CT sampling technology, White Paper. GE Healthcare, 1–8.

Chandra, N., & Langan, D. A. (2011). Gemstone detector: dual energy imaging via fast kVp switching. In T. Johnson,

C. Fink, S. O. Schonberg, & M. F. Reiser (Eds.), *Dual energy CT in clinical practice* (pp. 35–41). Berlin Heidelberg: Springer-Verlag.

Dalrymple, N. C., Prasad, S. R., El-Merhi, F. M., & Chintapalli, K. N. (2007). Price of isotropy in multidetector CT. *Radiographics, 27*, 49–62.

Deak, P. D., et al. (2009). Effects of adaptive section collimation on patient radiation dose in multisection spiral CT. *Radiology, 252*(1), 140–147.

Douglas-Akinwande, A. C., Buckwalter, K. A., Rydberg, J., Rankin, J. L., & Choplin, R. H. (2006). Multichannel CT: evaluating the spine in postoperative patients with or thopedic hardware. *Radiographics, 26*, S96–S110.

Flohr, T. G., Schaller, S., Stierstorfer, K., et al. (2005). Multi-detector row CT systems and image reconstruction techniques. *Radiology, 235*, 756–773.

Flohr, T. G., McCollough, C. H., Bruder, H., et al. (2006). First performance evaluation of a dualsource CT (DSCT) system. European Radiology, 16, 256–268.

Fox, S. H. (1995). CT tube technology. In L. W. Goldman, & J. B. Fowlkes (Eds.), *Medical CT and ultrasound: current technology and applications* (pp. 349–357). College Park, MD: American Association of Physicists in Medicine.

Gabbai, M., et al. (2014). The clinical impact of retrospective analysis in spectral detector dual energy body CT. *Radiological Society of North America 2013 Scientific Assembly and Annual Meeting*, December 1-6, 2013, Chicago IL. http://archive.rsna.org/2013/ 13018312.html Accessed March 19, 2014.

Glick, S. J., Thacker, S., Gong, X., & Liu, B. (2007). Evaluating the impact of x-ray spectral shape on image quality in flat-panel CT breast imaging. *Medical Physics, 34*, 5–20.

Goldman, L. W. (2000). Principles of CT and the evolution of CT technology. In L. W. Goldman, & J. B. Fowlkes (Eds.), *Categorical course in diagnostic radiology physics: CT and US cross sectional imaging*. Oak Brook, IL: Radiological Society of North America.

and 16-slice CT scanners. *British Journal of Radiology, 79*, 56–61.

Parker, D. L., & Stanley, J. H. (1981). Glossary. In T. H. Newton, & D. G. Potts (Eds.), *Radiology of the skull and brain: technical aspects of computed tomography*. St. Louis, MO: Mosby.

Philips Healthcare (2005). MRC 800 X-ray tube technology *White Paper*.http://clinical.netforum. healthcare .philips.com/global/Explore/White-Papers/CT/MRC-800-X-ray-tube-technology. Accessed March 19, 2015.

Seeram, E. (2009). *Computed tomography technology*. Philadelphia: Elsevier. Shefer, E., Altman, A., Behling, R., et al. (2013). State of the art of CT detectors and sources: a literature review. *Current Radiology Reports, 1*, 76–91.

Siemens Medical Systems. (1999). *The technology and performance of the Somatom Plus*. Iselin, NJ: Siemens.

Ulzheimer, S., & Freund, J. (2012). The stellar detector. *White Paper*, 2–7 Siemens Healthcare.

Villafana, T. (1987). Physics and instrumentation: CT and MRI. In S. H. Lee, & K. C. V. G. Rao (Eds.), *Cranial computed tomography*. New York: McGraw-Hill.

Xu, C. (2012). *A segmented silicon strip detector for photoncounting spectral computed tomography (Doctoral Thesis)*. AlbaNova Universite tscentrum. Kungliga Tekniska Högskolan, Stockholm, Sweden.

Zhang, G., Marshall, N., Jacobs, R., Liu, Q., & Bosmas, H. (2013). Bowtie filtration for dedicated cone beam CT of the head and neck: a simulation study. *British Journal of Radiology, 86*, 20130002.

Goo, H. W. (2012). CT Radiation dose optimization and estimation: an update for radiologists. *Korean Journal of Radiology, 13*(1), 1–11.

Hornberg, R., & Koppel, R. (1997). An x-ray tube assembly with rotating-anode spiral groove bearing of the second generation. *Electromedica, 66*, 65–66.

Hounsfield, G. N. (1973). Computerized transverse axial scanning (tomography). Part 1: Description of the system. *British Journal of Radiology, 46*, 1016–1022.

Kalender, W. A. (2005). *Computed tomography: fundamentals, system technology, image quality, applications* (2nd ed.). Erlangen, Germany: Publicis Corporate Publishing.

Kalender, W. A. (2014). Dose in x-ray computed tomography. *Physics in Medical Biology, 59*, R129–R150.

Krauss, B., et al. (2011). Dual source CT. In T. Johnson, C. Fink, S. O. Schonberg, & M. F. Reiser (Eds.), *Dual energy CT in clinical practice* (pp. 11–20). Berlin Heidelberg: Springer-Verlag.

Kwan, A. L. C., Boone, J. M., Yang, K., & Huang, S. Y. (2007). Evaluating the spatial resolution characteristics of a cone-beam breast CT scanner. *Medical Physics, 34*, 275–281.

Marin, D., Boll, D. T., Mileto, A., & Nelson, R. C. (2014). State of the art: dual-energy CT of the abdomen. *Radiology, 271*(2), 327–342.

McCollough, C. H. (1995). Principles and performance of electron beam CT. In L. W. Goldman, & J. B. Fowlkes (Eds.), *Medical CT and ultrasound, current technology and applications*. College Park, MD: American Association of Physicists in Medicine.

McCollough, C. H., Primak, A. N., Saba, O., et al. (2007). Dose performance of a 64-channel dual-source CT scanner. *Radiology, 243*, 775–784.

Mori, S., Endo, M., Nishizawa, K., et al. (2006). Comparison of patient doses in 256-slice CT

Smith, K. (2013). Iterative reconstruction in computed tomography. Imaging and Therapy Practice, January, 15–17.

Solomon J et al.: Diagnostic performance of an advanced modeled iterative reconstruction algorithm for lowcontrast detectability with a third-generation dualsource multidetector CT scanner: potential for radiation dose reduction in a multireader study, Radiology, Mar 4:142005, 2015. [Epub ahead of print]

Thibault, J. B. (2010). Veo CT model-based iterative reconstruction. GE Healthcare Whitepaper.

Toshiba Medical Systems. AIDR 3D (2015). <http://www.toshiba-medical.co.jp/tmd/english/products/dose/aidr3d/index.html > Accessed March 2015.

Vardhanabhuti, V., Loader, R., & Roobottom, C. A. (2013a). Assessment of image quality on effects of varying tube voltage and automatic tube current modulation with hybrid and pure iterative reconstruction techniques in abdominal and pelvic CT. Investigative Radiology, 48(3), 167–174.

Vardhanabhuti, V., et al. (2013b). Image quality assessment of standard and low-dose chest CT using filtered back projection (FBP), adaptive statistical iterative reconstruction (ASIR) and novel model-based iterative reconstruction (MBIR) algorithms. American Journal of Roentgenology, 200, 545–552.

Zeng, G. L., & Zamyatin, A. (2013). A filtered back projection algorithm with ray-by-ray noise weighting. Medical Physics, 40(13), 031113.

۷

اصول دستگاه‌ها

رئوس مطالب

سیستم‌های کامپیوتری
- تعریف
- تجهیزات سخت‌افزار

مفاهیم نرم‌افزار

ساختار کامپیوتری و عملیات پردازش
- انواع سیستم‌ها
- واژه‌شناسی

سی‌تی‌اسکنر -پیکربندی تجهیزات اولیه در سیستم تصویربرداری
- گانتری
- تخت بیمار
- کامپیوتر سی‌تی و سیستم پردازش تصویر
- معماری پردازش و سخت‌افزار
- واحد پردازش گرافیکی
- کنترل اسکنر و بازسازی تصویر
- نمایش و دست‌کاری تصویر
- سیستم عامل‌ها
- نرم‌افزار سی‌تی

نمایش تصویر، ذخیره‌سازی، ثبت و ضبط و ارتباطات
- نمایش تصویر
- ذخیره‌سازی تصویر
- سیستم ضبط لیزری
- ارتباطات

سی‌تی و آرشیو تصاویر و سیستم‌های ارتباطی
- آرشیو تصاویر و سیستم‌های ارتباطی: تعریف
- PACS: تجهیزات اصلی
- ارتباط سی‌تی و PACS
- ادغام PACS و سیستم‌های اطلاعاتی

میز کنترل سی‌تی

تنظیمات و لوازم جانبی در سیستم‌های سی‌تی
- تنظیمات
- تجهیزات جانبی

ملاحظات دیگر
- مفهوم طراحی مدولار
- حالت‌های عملکرد اسکنر
- چیدمان اتاق برای تجهیزات سی‌تی
- مشخصات تجهیزات

سوالات مروری

در پایان فصل باید قادر به توضیح موارد زیر باشید:

۱. توصیف تفاوت‌های اساسی بین سخت‌افزار کامپیوتر و نرم‌افزار کامپیوتر.

۲. شناسایی انواع مختلف ساختار کامپیوتر و عملیات پردازش.

۳. توصیف اجزای سه سیستم فرعی یا اهمیت در یک سی‌تی اسکنر.

۴. توصیف ویژگی‌های گانتری سی‌تی و تخت بیمار.

۵. توصیف هر یک از عناصر زیر در یک کامپیوتر سی‌تی و سیستم پردازش تصویر:
- ساختار پردازش
- سخت‌افزار
- نرم‌افزار

۶. توضیح این‌که واحد پردازش گرافیکی (GPU) چیست و شناسایی نقش آن در تصویربرداری سی‌تی.

۷. دسته‌بندی ویژگی‌های صفحه‌نمایش تصویر سی‌تی، ضبط و ذخیره‌سازی

۸. توصیف اجزای اصلی یک سیستم آرشیو عکس و سیستم ارتباطات (PACS) و چگونگی ارتباط آن با یک سی‌تی اسکنر.

۹. دسته‌بندی ویژگی‌های اصلی یک میز کنترل سی‌تی.

۱۰. توصیف تنظیمات مختلف سخت‌افزاری و نرم‌افزاری برای سی‌تی اسکنر.

۱۱. شناسایی لوازم جانبی مختلف مورداستفاده در سی‌تی.

۱۲. توصیف مفهوم طراحی مدولار و حالت‌های عملکرد یک اسکنر.

۱۳. توصیف چیدمان اتاق برای یک سی‌تی اسکنر.

۱۴. شناسایی مشخصات تکنیکی اصلی برای یک سی‌تی اسکنر.

واژه‌های کلیدی برای یادآوری

لوازم جانبی	میز کنترل یکپارچه
سیستم‌های نرم‌افزاری	سخت‌افزار ورودی
ارتباطات	مفهوم طراحی مدولار
معماری کامپیوتر	حالت عملکرد
سیستم کامپیوتر	پردازش موازی
اتصالات	آرشیو تصویر و سیستم ارتباطات (PACS)
گرافیک پایپ‌لاین	پردازش پایپ‌لاین
سخت‌افزار	پردازش سخت‌افزار
سیستم تصویربرداری	عملیات پردازش
نرم‌افزار	سیستم‌های نرم‌افزاری

در فصل ۱، یک مرور کلی از توموگرافی کامپیوتری (سی‌تی) ارائه شد و تاریخ مختصری از آن بررسی گردید. به دنبال یک طرح کلی از رشد تکنولوژی، سی‌تی از همان زمان برای کاربردهای بالینی فعلی اختراع شد و همچنین در مناطق غیر بالینی، مانند اسکن چمدان در فرودگاه‌ها نیز استفاده می‌گردد. نکته مهمی که در فصل ۱ تاکید شده است این است که کامپیوترها نقش مهمی در تولید یک تصویر سی‌تی ایفا می‌کنند و آن‌ها یک جزء اصلی از سیستم تصویربرداری سی‌تی به‌حساب می‌آیند. به این دلیل، آشنایی با کامپیوتر و چگونگی کار با آن برای یک تکنولوژیست الزامی است.

در این فصل به بررسی چند اصول پایه و مهم در کامپیوترها و تشریح بیش‌تر اجزا و تجهیزات موردنیاز در سی‌تی اسکنرها، ازجمله سیستم تصویربرداری، کامپیوتر سی‌تی و سیستم پردازش، نمایش تصویر، ذخیره‌سازی، ثبت و ضبط، ارتباطات، سی‌تی و آرشیو عکس و سیستم‌های ارتباطاتی (PACS)، میز کنترل سی‌تی و تنظیمات و لوازم جانبی در سیستم‌های سی‌تی پرداخته می‌شود. به ملاحظات دیگری، مانند مفهوم طراحی مدولار[1]، حالت‌های عملکرد اسکنر، چیدمان اتاق برای تجهیزات سی‌تی و مشخصات تجهیزات، نیز پرداخته خواهد شد.

سیستم‌های کامپیوتری

تعریف

یک کامپیوتر یک ماشین برای حل مسایل است. به‌طور خاص، کامپیوتر مدرن یک ماشین محاسباتی الکترونیکی با سرعت بالا است که اطلاعات را در فرم داده‌ها و دستورالعمل از طریق یک دستگاه ورودی می‌پذیرد و این اطلاعات را طی عملیات محاسباتی و منطقی به‌وسیله یک برنامه ذخیره‌شده در حافظه‌اش، پردازش می‌کند. نتایج حاصل از این پردازش را می‌توان نمایش داد، ذخیره کرد و یا به‌وسیله یک دستگاه خروجی مناسب ضبط کرد و یا به مکان دیگری انتقال داد.

اساسا، مردم هم قادر به انجام این وظایف هستند. کلمه کامپیوتر در طول تاریخ به یک فرد اشاره شده است. از سوی دیگر، یک سیستم کامپیوتری، متشکل از حداقل سه عنصر: سخت‌افزار، نرم‌افزار و کاربران کامپیوتر است

[1] Modular Design

(شکل ۷-۱). سخت‌افزار اشاره به اجزای فیزیکی دستگاه دارد، نرم‌افزار به دستورالعملی اشاره دارد که سخت‌افزار با آن برای حل مسایل کار می‌کند. مردم نیز برای سیستم‌های کامپیوتری ضروری هستند چراکه آن‌ها به طراحی، توسعه و کار با سخت‌افزار و نرم‌افزار می‌پردازند.

این عناصر، سه ویژگی اساسی را که منعکس‌کننده فواید کامپیوترها هستند، به وجود می‌آورند: سرعت (حل مسایل با سرعت)، قابلیت اطمینان (مستعد خطا نیستند- کامپیوترها به‌خوبی افرادی که آن‌ها را برنامه‌ریزی کرده‌اند، هستند)، و قابلیت ذخیره‌سازی (ذخیره مقدار گسترده‌ای از داده‌ها و اطلاعات) (Capron, 2005).

تجهیزات سخت‌افزار

یک کامپیوتر، داده‌ها و یا اطلاعاتی را که از مردم و یا کامپیوترهای دیگر دریافت می‌کند، پردازش می‌کند و نتایج را بر اساس نیاز کاربر، در فرم مناسب خارج می‌کند. این یک فرایند سه مرحله‌ای است (شکل ۷-۲).

تجهیزات یک کامپیوتر حداقل شامل پنج قطعه سخت‌افزاری می‌شود: دستگاه ورودی[1]، واحد پردازش مرکزی[2] (CPU)، حافظه داخلی، دستگاه خروجی و در نهایت حافظه و یا ذخیره‌سازی خارجی (شکل ۷-۳). سخت‌افزار ورودی به دستگاه‌های ورودی مانند یک صفحه‌کلید اشاره دارد که از طریق آن می‌توان اطلاعات را به پردازنده ارسال نمود. سخت‌افزار پردازشگر[3] شامل CPU و حافظه داخلی است. CPU مغز کامپیوتر است و شامل دو واحد مجزا است: یک واحد کنترل و یک واحد محاسبات و منطق. واحد کنترل فعالیت‌های دستگاه را هدایت می‌کند و واحد محاسبات و منطق نیز به انجام محاسبات ریاضی و مقایسه داده‌ها می‌پردازد. علاوه بر این، CPU شامل یک حافظه داخلی و یا حافظه اصلی

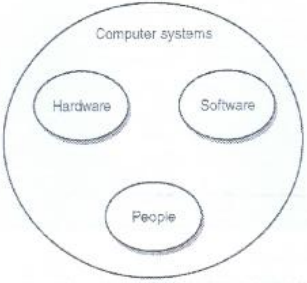
[1] Input Device
[2] Central Processing Unit
[3] Processing Hardware

است که برای ذخیره‌سازی دائمی دستورالعمل نرم‌افزار و داده‌ها مورد استفاده قرار می‌گیرد.

پس از اینکه پردازش داده‌ها صورت گرفت، نتایج در قالب کپی سخت‌افزاری[4] یا نرم‌افزاری[5] به یک دستگاه خروجی فرستاده می‌شود. یکی از دستگاه‌های خروجی کپی سخت‌افزاری، چاپگر[6] است. اگر نتایج برای مشاهده مستقیم در یک مانیتور نمایش داده شود، از کپی نرم‌افزاری استفاده شده است. در نهایت، نتایج پردازش را می‌توان در یک دستگاه ذخیره‌سازی خارجی مانند دستگاه‌های ذخیره‌سازی مغناطیسی، از جمله دیسک و نوار و دستگاه‌های ذخیره‌سازی نوری، ذخیره کرد.

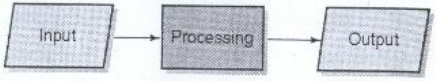
مفاهیم نرم‌افزار

سخت‌افزار دستورالعمل‌های خود را از نرم‌افزار دریافت می‌کند. دستورالعمل‌ها به‌صورت گام‌هایی از راه‌های مشخص برای حل مسایل، نوشته شده‌اند. این مجموعه از دستورالعمل‌ها برنامه[7] نامیده می‌شوند.

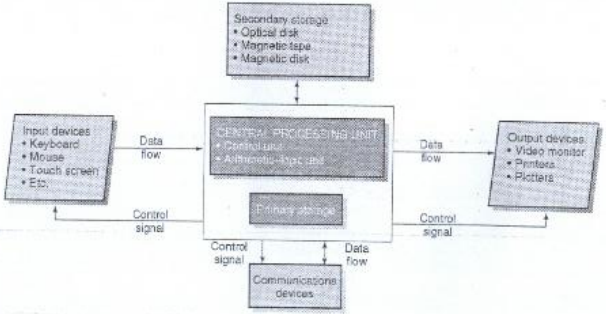


شکل ۷- ۱. سه عنصر اساسی یک سیستم کامپیوتری.

[4] Hard Copy
[5] Soft Copy
[6] Printer
[7] Program



شکل ۷- ۲. پردازش کامپیوتر شامل ورودی، پردازشگر و خروجی.



شکل ۷- ۳. تشکیلات قطعات سخت‌افزاری یک کامپیوتر.

نرم‌افزار به سه‌دسته (۱) نرم‌افزار سیستمی[1]، (۲) نرم‌افزارهای کاربردی[2] و (۳) ابزار توسعه نرم‌افزار، تقسیم می‌شود. نرم‌افزار سیستمی به برنامه‌های شروع‌کننده[3] کامپیوتر و هماهنگ‌کننده تمام فعالیت‌های قطعات سخت‌افزاری و نرم‌افزارهای کاربردی اشاره دارد. نرم‌افزارهای کاربردی به برنامه‌های توسعه‌یافته توسط کاربران سیستم‌های کامپیوتری، برای حل مسایل خاص اشاره دارد. ابزارهای توسعه نرم‌افزاری نیز شامل کامپیوتر یا زبان‌های برنامه‌نویسی مانند BASIC، FORTRAN، COBOL، Pascal، DELPHI، C و C++ می‌شوند. ابزارهای دیگری که در حال حاضر موجود هستند برای ساده‌سازی و سرعت بخشیدن توسعه نرم‌افزار، استفاده می‌شوند.

ساختار کامپیوتر و عملیات پردازش

معماری کامپیوتر به ساختار کلی یک کامپیوتر اشاره دارد و شامل هر دو عنصر سخت‌افزار و نرم‌افزار است و به‌طور خاص به سیستم‌های کامپیوتری، تراشه‌های کامپیوتری، مدارها، و نرم‌افزارهای سیستمی اشاره دارد.

انواع سیستم‌ها

اساسا، "معماری مجموعه محاسبات دستورالعمل پیچیده[4]" پیچیده[4]" (CISC) و "معماری مجموعه محاسبات دستورالعمل کاهش یافته[5]" (RISC) دو نوع از معماری‌های CPU هستند. طراحی ریزپردازنده‌های CISC در مقایسه با طراحی ریزپردازنده‌های RISC عملیات ساخت بیش‌تری دارند. کامپیوترهایی که معماری

[1] System Software
[2] Application Software
[3] Start Up
[4] Complex Instruction Set Computing
[5] Reduced Instruction Set Computing

CISC دارند، شامل کامپیوتر پردازنده مرکزی 3090 IBM[1] و تقریبا تمام ریزپردازنده‌ها هستند.

کامپیوترهایی که معماری RISC دارند، به‌صورت IBM6000[2]، سان‌میکروسیستم[3] SPARC[4]، و موتورولا[5] 88000 هستند. به گفته Covington (۱۹۹۱)، "RISC سریع‌تر است اگر حافظه نسبتا سریع باشد بنابراین هیچ زمانی در طی انجام دستورالعمل‌ها هدر نمی‌رود. CISC سریع‌تر است اگر حافظه کند باشد چراکه همان کار را می‌توان بدون بسیاری از کدهای دستوری انجام داد."

این ساختار قادر به انجام عملیات پردازشی نظیر، پردازش سریالی یا پی‌درپی، پردازش توزیع‌شده[6]، عملیات چند پردازشی[7]، عملیات چندکاره[8]، پردازش موازی[9] و پایپ‌لاینینگ[10] (تکنیکی برای افزایش سرعت کامپیوتر)، هستند. یک تکنولوژیست سی‌تی باید این مفاهیم را درک کند چراکه آن‌ها در ادبیات سی‌تی و بروشور تولیدکنندگان استفاده می‌شود.

واژه‌شناسی

تعاریف زیر برگرفته از نسخه‌های اخیر فرهنگ لغت کامپیوتر مایکروسافت است که توسط مطبوعات مایکروسافت منتشرشده است.

- **پردازش سریالی یا پی‌درپی:** اطلاعات (داده‌ها و دستورالعمل‌ها) درجایی که اطلاعات در کامپیوتر وارد و ذخیره می‌شوند، پردازش می‌شوند. این فرم ساده‌ای از پردازش داده‌ها است که در هر زمان فقط یک دستور اجرا می‌شود.
- **پردازش توزیع‌شده:** اطلاعات توسط چندین کامپیوتر شبکه شده، پردازش می‌شوند. در پردازش توزیع‌شده درست، "کامپیوترهای جداگانه‌ای وجود دارند که کارهای مختلف را در مسیری که کار ترکیبی‌شان می‌تواند به یک هدف بزرگ‌تر منجر شود، انجام می‌دهند... . این نوع پردازش، مستلزم یک محیط بسیار منسجم است تا به سخت‌افزار و نرم‌افزار برای برقراری ارتباط، اشتراک‌گذاری منابع و تبادل آزادانه اطلاعات، اجازه دهد."
- **عملکرد چندکاره:** کامپیوتر به بیش‌تر از یک کار در یک‌زمان، مشغول است.
- **چند پردازشی:** عملکرد چند پردازشی از دو یا چند واحد پردازش متصل شده، استفاده می‌کند. "در چند پردازشی، هر واحد پردازشگر بر روی مجموعه‌ای متفاوت از دستورالعمل‌ها (و یا روی بخش‌های مختلفی از یک فرآیند) کار می‌کنند. هدف این روش، همانند هدف پردازش موازی و استفاده از واحد خاص به نام پردازنده کمکی، افزایش سرعت و یا قدرت محاسباتی است.
- **پردازش موازی:** این عملکرد، "یک روش پردازش است که فقط می‌تواند در نوعی کامپیوتر که دارای دو یا چند پردازنده با قابلیت اجرای هم‌زمان است، اجرا شود. پردازش موازی با چند پردازشی متفاوت است ازاین‌رو که کار محاسبه روی همه پردازنده‌های موجود توزیع‌شده است: در عملیات چند پردازشی، یک فرایند ممکن است به بلوک‌های پی‌درپی تقسیم شود. به‌طور مثال با یک پردازنده مدیریتی[11] به پایگاه داده‌ها دسترسی یابد و با یک پردازنده دیگر داده‌ها را تجزیه‌وتحلیل کند و با یک پردازنده سوم به خروجی گرافیکی مانند صفحه‌نمایش دسترسی یابد." به این شکل، تعدادی از فرایندها به‌طور همان زمان قابل انجام‌اند.
- **پایپ‌لاینینگ[12]:** "روشی برای واکشی[13] و رمزگشایی دستورالعمل‌ها است که در آن، در هر زمان، چند دستورالعمل از برنامه کل، در مراحل مختلف از بازخورد

[1] International Business Machines
[2] International Business Machines
[3] Sun Microsystem
[4] Scalable Processor ARChitecture
[5] Motorola
[6] Distributed Processing
[7] Multiprocessing
[8] Multitasking
[9] Parallel processing
[10] Pipelining
[11] Processor Managing
[12] Pipelining
[13] Fetching

اطلاعات یا رمزگشایی هستند. در حالت ایده‌آل، پایپ-لاینینگ سرعت زمان اجرای برنامه‌ها را افزایش می‌دهد به این صورت که ریزپردازنده برای دستورالعمل منتظر نمی‌ماند؛ هنگامی‌که اجرای یک دستورالعمل کامل می‌شود، دستورالعمل بعدی آماده و در انتظار است. در پردازش موازی، پایپ‌لاینینگ همچنین می‌تواند به روشی اشاره کند که در آن دستورالعمل‌ها از یک واحد پردازش به واحد پردازش دیگری منتقل می‌شوند؛ مانند درون یک خط مونتاژ که هر واحد برای انجام یک نوع خاص از کار اختصاص داده‌شده است."

سی‌تی اسکنر- پیکربندی تجهیزات اولیه

پیکربندی تجهیزات اولیه سی‌تی در شکل ۷-۴ نشان داده شده است. سه سیستم اصلی آن عبارت‌اند از سیستم تصویربرداری، سیستم‌های کامپیوتری و نمایش تصویر، ضبط و ذخیره‌سازی تصویر و سیستم ارتباطی. شکل ۷-۵ یک پیش واحد با اجزای مرتبط با سیستم اصلی را نشان می‌دهد.

سه سیستم اصلی که در اتاق‌های جداگانه قرار دارند، به شرح زیرند:

۱. سیستم تصویربرداری که در اتاق اسکنر قرار دارد.
۲. سیستم کامپیوتر که در اتاق کامپیوتر قرار دارد.
۳. سیستم صفحه‌نمایش، ضبط و ذخیره‌سازی که در اتاق اپراتور قرار دارند.

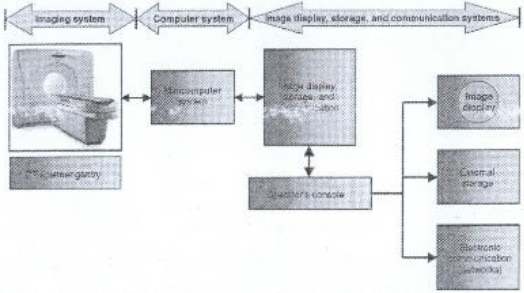
امروزه، سی‌تی اسکنرها به‌طورمعمول در فضاهای فیزیکی قرار دارند که سه اجزای سیستم در شکل ۷-۵ را شامل می‌شود.

هدف سیستم تصویربرداری تولید اشعه‌ایکس، شکل‌دهی و فیلتر پرتو اشعه‌ایکس برای عبور از بدن بیمار فقط در یک مقطع تعریف‌شده، آشکارسازی و اندازه‌گیری پرتو عبوری از مقطع گفته‌شده و تبدیل فوتون عبوری[1] به اطلاعات دیجیتالی، است. اجزای اصلی سیستم تصویربرداری شامل تیوب اشعه‌ایکس[2] و ژنراتور[3]، کولیماتورها[4]، فیلتر، آشکارسازها[5] و آشکارساز الکترونیک، هستند. تیوب اشعه‌ایکس و ژنراتور مسئول تولید پرتو ایکس می‌باشند. پرتو تابشی که از تیوب اشعه‌ایکس ساطع می‌شود از طریق یک فیلتر طراحی‌شده خاص، فیلتر می‌شود تا بیمار را از اشعه کم انرژی[6] محافظت کند و یکنواختی پرتو را تا رسیدن به آشکارسازها تضمین کند. کولیماتورها به تعیین ضخامت اسلایس‌ها[7] و محدود کردن کردن پرتو ایکس در راستای مقطع مورد نظر کمک می‌کنند. آشکارسازها فوتون‌های پرتو ایکس را می‌گیرند و آن‌ها را به سیگنال‌های الکتریکی (اطلاعات آنالوگ) تبدیل می‌کنند؛ آشکارسازهای الکترونیک و یا سیستم دریافت داده‌ها[8] (DAS)، این اطلاعات را به داده‌های دیجیتالی تبدیل می‌کنند.

سیستم‌های کامپیوتری، داده‌های دیجیتالی را از DAS دریافت می‌کند و آن را برای بازسازی تصاویر در مقاطع آناتومی، پردازش می‌کنند. علاوه بر این، سیستم کامپیوتری به درون‌یابی تصویر[9] و عملیات مختلف پردازش تصویر ازجمله پنجره‌سازی[10]، بهبود کیفیت تصویر[11]، اندازه‌گیری و بزرگ‌نمایی تصویر[12]، بازسازی چندکاربره[13]، تصویربرداری سه‌بعدی و اندازه‌گیری کمی، می‌پردازد.

[1] Transmitted Photon

[2] X-Ray Tube
[3] Generator
[4] Collimator
[5] Detector
[6] Low-Energy Ray
[7] Slice
[8] Data Acquisition System
[9] Image Manipulation
[10] Windowing
[11] Image Enhancement
[12] Image Enlargement
[13] Multi-Planar Reconstruction

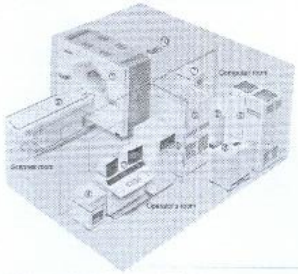


شکل ۷- ٤. پیکربندی تجهیزات اصلی سی‌تی، نمایش اجزای تکنیکی اصلی.

سیستم‌های کامپیوتری به‌طورکلی شامل دستگاه‌های ورودی-خروجی، پردازنده‌ها، پردازنده‌های آرایه‌ای[1]، دستگاه‌های واسط[2]، پردازنده بک-پروژکتور[3]، دستگاه‌های های ذخیره‌سازی و سخت‌افزارهای ارتباطی است. سیستم کامپیوتری همچنین شامل نرم‌افزاری است که به هر سخت‌افزار اجازه انجام وظایف خاصی را می‌دهد. نرم‌افزار، به روش‌های اسکن این امکان را می‌دهد تا بتوان به ایجاد و فعال کردن یک دستگاه ورودی، نمایش تصویر و توابع تجزیه و تحلیل، مانند حرکت و بزرگ‌نمایی تصویر، حاشیه‌نویسی تصویر، صفحه‌نمایش چند تصویر، پنجره سازی، ویدئو معکوس، چرخش تصویر، کولاژ[4] و نمایش ساجیتال- کرونال، پرداخت.

از اهداف نمایش تصویر، ضبط، ذخیره‌سازی و سیستم‌های ارتباطی، می‌توان به موارد زیر اشاره کرد:

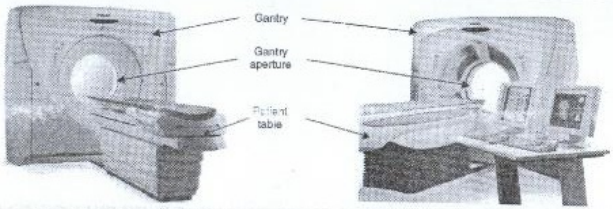
۱. نمایش تصویر خروجی کامپیوتر به‌صورت دیجیتالی و معنی‌دار برای ناظر یا متخصص. تصاویر سی‌تی اسکن امروزه بر روی مانیتور صفحه تخت[5] و یا مانیتور CRT[6] نمایش داده می‌شود (بعداً توضیح داده خواهند شد).



شکل ۷- ۵. اجزا یک سیستم تصویربرداری سی‌تی. ۱. گانتری؛ ۲. تخت بیمار؛ ۳. میز کنترل؛ ۴. سیستم دیسک‌های نوری ازجمله کاست ذخیره‌سازی؛ ۵. سیستم پردازنده با سرعت بالا؛ ۶. ژنراتور پرتو ایکس با ولتاژ بالا؛ ۷. واحد کنترل تخت؛ ۸. سیستم ترانسفورماتورها؛ ۹. سیستم ترانسفورماتورها؛ ۱۰. سیستم مشاهده بیمار. (Courtesy (Toshiba America Medical Systems, Tustin, Calif

[1] Array Processors
[2] Interface Devices
[3] Back-Projector
[4] Collage

[5] Flat Panel
[6] Cathode Ray Tube



شکل ۷- ۶. ظاهر بیرونی یک سی‌تی اسکنر، نمایش گانتری، دهانه گانتری و تخت بیمار. (Courtesy Philips Medical Systems)

۲. ارائه یک کپی سخت‌افزاری روی یک رسانه، که یک کپی دائم از تصویر بازسازی‌شده فراهم می‌کند و آن را با اولویت رادیولوژیست در تشخیص، تطبیق می‌دهد. امروزه، تصاویر فیلم دیگر در دسترس نیستند و در حال حاضر رادیولوژیست‌ها برای تشخیص اولیه از یک مانیتور، در کل بخش تصویربرداری دیجیتالی، استفاده می‌کنند.

۳. تسهیل ذخیره‌سازی و بازیابی داده‌های دیجیتالی برای رسیدگی به مسایل ذخیره‌سازی فیلم، آرشیو و نگرانی‌های زیست‌محیطی در راستای تولید، استفاده و دفع فیلم. بخش تصویربرداری بدون فیلم[1] در حال حاضر تصاویر را در PACS[2] ذخیره می‌کند.

۴. ارتباط تصاویر، گزارش‌های تشخیصی و داده‌های دموگرافی بیمار در یک شبکه ارتباطات الکترونیکی مانند PACS و سیستم‌های اطلاعات رادیولوژی.

سیستم تصویربرداری

سیستم تصویربرداری شامل اجزای مختلفی است که در گانتری قرار دارند و برای به دست آوردن یک تصویر از بیمار، به کار می‌روند. گانتری و تخت بیمار اغلب به عنوان اسکنر (شکل ۷-۶) نامیده می‌شوند.

[1] Filmless Imaging
[2] Picture Archiving And Communications Systems

گانتری

گانتری یک نوع چارچوب است که بیمار را در یک سطح عمودی احاطه کرده است. گانتری شامل یک قاب اسکن چرخشی است که روی آن ژنراتور پرتو ایکس، تیوب پرتو ایکس و دیگر قطعات، نصب‌شده است. گانتری محل اجزای تصویربرداری (شکل ۷-۷) مانند حلقه‌های لغزشی[3]، تیوب پرتو ایکس، ژنراتور با ولتاژ بالا، کولیماتورها، آشکارسازها و DAS[4] است.

در اسکنرهای لغزشی تیوب پرتو ایکس به توان لحظه‌ای بالایی نیاز دارند و نسبت به دیگر تیوب‌های پرتو ایکس، آندی بزرگ‌تر با قطر معمولی ۵ اینچ یا بیش‌تر دارند. در بعضی از سی‌تی اسکنرها ممکن است یک مبدل حرارتی روغن-به-هوا برای کمک به خنک کردن تیوب پرتو ایکس در حین کار، جا داده شود.

ژنراتوری که در گانتری نصب‌شده است، معمولا یک ژنراتور کوچک، حالت-جامد و با فرکانس بالا است که در چارچوب اسکن دوار جای گرفته است. به دلیل نزدیکی ژنراتور به تیوب پرتو ایکس، فقط به یک کابل کوتاه یا ولتاژ بالا نیاز است تا تیوب پرتو ایکس و ژنراتور به هم متصل شوند. در این طراحی دیگر نیازی به اتاقک‌های

[3] Slip Rings
[4] Data Acquisition System

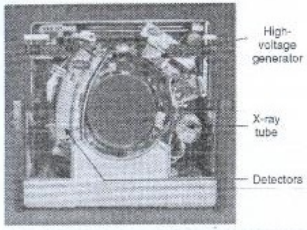
کنترل پرتو ایکس و کابل‌های بیرونی بلند با ولتاژ بالا، همانند سیستم‌های تصویربرداری سی‌تی قدیمی‌تر، نیست.

گستره توان ژنراتور به طورمعمول از حدود ۳۰ کیلو-وات تا ۶۰ کیلووات، بسته به نوع اسکنر، متفاوت است. این گستره امکان انتخاب‌های زیادی را در تکنیک‌های تابش فراهم می‌کند (مقداری مانند ۸۰، ۱۰۰، ۱۲۰، ۱۳۰، ۱۴۰ کیلوولت و حدود ۲۰ تا ۵۰۰ میلی‌آمپر، در ۱ میلی‌آمپر افزایش، غیرمعمول نیست).

خنک‌کننده یکی از ملزومات اولیه در گانتری است، زیرا درجه حرارت محیط روی اجزای مختلف تاثیر می‌گذارد. در گذشته، سیستم‌های تهویه در گانتری قرار داده می‌شد. در سیستم‌های خنک‌کننده مدرن، هوای محیط در اتاق اسکنر، در سراسر گانتری به گردش در می‌آید.

دو ویژگی مهم گانتری، دهانه گانتری و محدوده چرخش گانتری هستند. دهانه گانتری مکانی است که بیمار در طی عمل اسکن در آن قرار می‌گیرد (شکل ۷-۸). تکنسین می‌تواند هم از جلو و هم از عقب گانتری به بیمار دسترسی داشته باشد. اغلب اسکنرها یک دهانه ۷۰ سانتی‌متری دارند که جای‌گیری بیمار را آسان می‌کند و کمک می‌کند تا بتوان در مواقع اضطراری به بیمار دسترسی داشت.

گانتری سی‌تی باید برای همه بیماران و همه معاینات بالینی، قادر به چرخش باشد (شکل ۷-۹). درجه چرخش بین سیستم‌ها متفاوت است، اما ۱۲ ± تا ۳۰ ± درجه با ۰/۵ درجه افزایش تا حدودی استاندارد است. گانتری همچنین شامل مجموعه‌ای از پرتوهای لیزر است که به موقعیت دهی بیمار کمک می‌کند. از دیگر ویژگی‌های گانتری می‌توان به پانل‌های کنترل اسکن (کنترل زاویه گانتری و ارتفاع تخت بیمار)، جعبه کنترل اسکن (کلید توقف اضطراری، آیفون و کلید قطع و وصل اسکن)، شاخص موقعیت مقاطع تصویربرداری، شاخص تابش و سیستم آیفون با صدای خودکار چندزبانه برای تسهیل برقراری ارتباط با بیمار به چندین زبان، اشاره نمود.



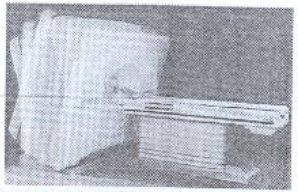
شکل ۷- ۷. گانتری و اجزا تصویربرداری از جمله تیوب پرتو ایکس و ژنراتور، حلقه‌های لغزشی، کولیماتورها، آشکارسازها و آشکارسازهای الکترونیک (Courtesy Philips Medical Systems.)

شکل ۷- ۸. دهانه گانتری که در آن بیمار برای معاینه قرارگرفته است. قطر دهانه نشان داده‌شده ۷۰۰ میلی‌متر است (Courtesy Philips Medical Systems.)

تخت بیمار

تخت بیمار، یک چهارچوب مسطح است که بیمار در طی تصویربرداری روی آن قرار می‌گیرد (شکل ۷-۶). تخت باید محکم و سخت باشد تا بتواند وزن بیمار را تحمل کند. علاوه بر این، تخت باید برای بیمار ایمن و راحت باشد.

تخت بیمار شامل یک ساپورت[1] است که روی تخت متحرک است و بر روی یک پایه قرار دارد. قسمت بالایی تخت معمولا از کامپوزیت فیبر کربن ساخته شده است زیرا که جذب کمی دارد و ویژگی‌های میرایی نوسان عالی دارد و قدرت موردنیاز برای تصویربرداری از بیماران سنگین را فراهم می‌کند. تکنولوژیست فضای کافی برای دسترسی به بیمار و موقعیت آن، بین گانتری و تخت دارد (شکل ۷-۱۰). پایه[2] تخت، اجزای مکانیکی و الکتریکی را در خود جای‌داده است که حرکات عمودی و افقی تخت را آسان می‌کند. حرکت عمودی باید دامنه‌ای از ارتفاعات را ایجاد کند تا بیماران بتوانند به‌آسانی روی آن قرار داده شوند (شکل ۷-۱۱). این ویژگی به‌خصوص در بیماران سالمند، زخمی و کودکان مفید است. حرکات افقی تخت باید به‌گونه‌ای باشد که بتوان از سر تا ران‌های بیمار را بدون جابجایی اسکن کرد (شکل ۷-۱۲).



شکل ۷- ۹. محدوده چرخش گانتری (Courtesy Toshiba America Medical Systems, Tustin, Calif.)

[1] Support
[2] Pedestal

کادر ۷- ۱. لیست ویژگی‌های تخت در یک سی‌تی اسکنر

حرکت طولی

ضربه: ۱۹۰۰ میلی‌متر

محدوده قابل اسکن: ۱۶۲۰- میلی‌متر

سرعت: ۵-۱۴۳ میلی‌متر بر ثانیه

دقت مکانی: ۰.۲۵± میلی‌متر

حرکت عمودی

محدوده: ۵۴۶ تا ۱۰۴۰ میلی‌متر، ۱ اینچ

سرعت: ۲.۵-۵۰ میلی‌متر بر ثانیه

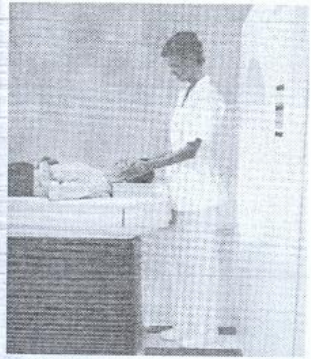
ظرفیت وزن تخت

۲۰۴ کیلوگرم

تخت شناور

تخت فیبر کربن با پنال و کنترل دستی برای موقعیت‌دهی سریع بیمار

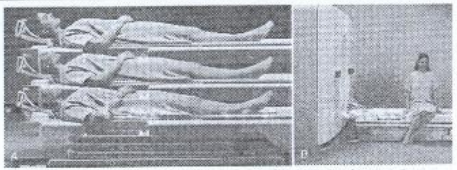
Courtesy Philips Medical Systems.



شکل ۷- ۱۰. ویژگی‌های طراحی گانتری و تخت سی‌تی اسکنر که دسترسی و موقعیت دهی بیمار را آسان می‌کند (Courtesy Toshiba America Medical Systems, Tustin, Calif.)

کامپیوتر سی‌تی و سیستم پردازش تصویر

کامپیوترها با توجه به‌قابلیت پردازش، ظرفیت ذخیره‌سازی، اندازه و هزینه آن‌ها دسته‌بندی می‌شوند. در حال حاضر کامپیوترها به چهاردسته اصلی گروه‌بندی می‌شوند:



شکل ۷- ۱۱. حرکت عمودی تخت طیف وسیعی از ارتفاعات را فراهم می‌کند (a) و اجازه می‌دهد که بیمار به راحتی روی تخت برود(b). (Courtesy Toshiba America Medical Systems, Tustin, Calif.)

شکل ۷- ۱۲. حرکت طولی یا افقی تخت سی‌تی این امکان را فراهم می‌کند تا بتوان از سر تا ران بیمار را بدون نیاز به حرکت دادن آن اسکن کرد. (Courtesy Toshiba America Medical Systems, Tustin, Calif.)

ابررایانه‌ها[1]، رایانه‌های بزرگ[2]، مینی کامپیوترها[3] و ریز کامپیوترها[4].

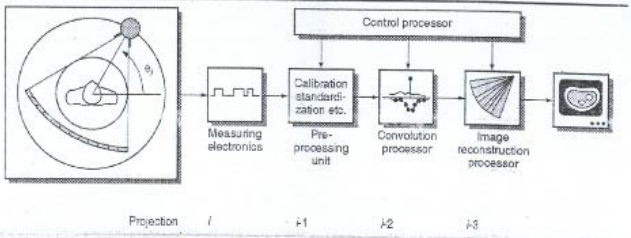
کامپیوترهای میانی به‌عنوان مینی کامپیوترها معرفی می‌شوند. مینی کامپیوتر یک اصطلاح قدیمی است. مینی کامپیوتر "یک کامپیوتر میانی است که به انجام محاسبات پیچیده با استفاده از روشی موثر و حجم بالایی از داده‌های ورودی و خروجی کاربران، کار می‌کند." کاربران از طریق پایانه‌ها (ترمینال‌ها) به کامپیوتر متصل می‌شوند (Microsoft, 2002).

کامپیوترهای میانی نیز اغلب به دیگر کامپیوترهای میانی در یک شبکه متصل می‌شوند و پردازش را در میان کامپیوترهای دیگر مانند کامپیوترهای شخصی (PCs) توزیع می‌کنند. از کامپیوترهای میانی در سی‌تی و MRI استفاده می‌شود.

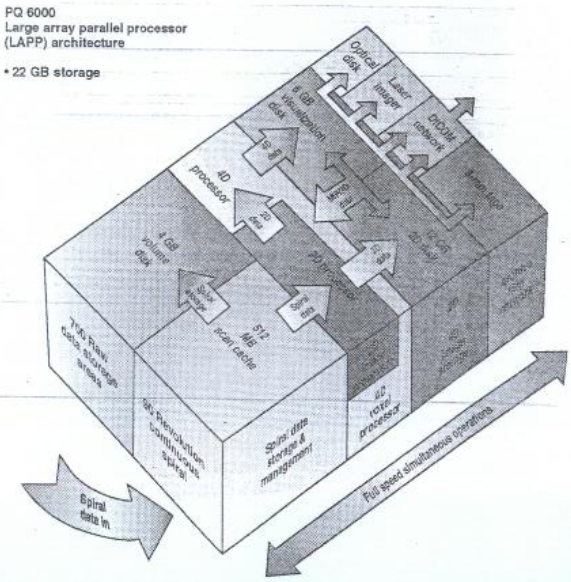
میکروکامپیوترها کامپیوترهای دیجیتالی کوچکی هستند که در اندازه‌های لپ‌تاپ یا تبلت‌ها موجودند. یک دسته از میکروکامپیوترها به‌عنوان ایستگاه کاربری[5] محسوب می‌شوند که یک کامپیوتر پیشرفته[6] است. ایستگاه‌های کاربری محل مشترکی در رادیولوژی، هستند که در چندین روش تصویربرداری دیجیتالی ازجمله سی‌تی و MRI استفاده می‌شود.

[1] Supercomputers
[2] Mainframe Computers
[3] Minicomputers
[4] Microcomputers

[5] Workstation
[6] Upper-end



شکل ۷- ۱۳. نمونه‌ای تاریخی از پیکربندی یک کامپیوتر Siemens Somatom و کل بدنه سی‌تی اسکنر با پردازشگر پایپ‌لاین. مراحل بازسازی شامل پیش‌پردازش، برهم‌نهی و پروجکشن اصلی، به پردازنده‌های جداگانه اختصاص داده‌شده است.



شکل ۷- ۱۴. سیستم تصویربرداری Picker PQ 6000 سی‌تی بر اساس معماری پردازنده موازی largearray است. (Courtesy Picker International, Cleveland, Ohio.)

معماری پردازش و سخت‌افزار

ساختار کامپیوترهای مختلفی در سی‌تی توسعه‌یافته‌اند تا سرعت بازسازی تصویر و دیگر عملیات پردازش تصویر ازجمله دست‌کاری تصویر و نرم‌افزار نمایش تصویر، افزایش یابد. به‌عنوان مثال، طبق سیر تکامل معماری کامپیوتر در سی‌تی اسکنرها، ابتدا پردازش پایپ‌لاین استفاده می‌شد (شکل ۷-۱۳) و به دنبال آن پردازش موازی و توزیع‌شده استفاده می‌شد و به همراه پردازش و افزایش کاربرد بالینی پیچیده‌تر شد. یک مثال ابتدایی از یک نوع معماری در شکل ۷-۱۴ نشان داده‌شده است. پایه و اساس این معماری به راهی که کامپیوتر برای انجام کارهای مختلف اختصاص داده است و به همین ترتیب (به‌عنوان‌مثال، پردازش داده‌های خام، برهم‌نهی[1]، یک پروجکشن[2]، نمایش تصویر، تصویربرداری سه‌بعدی، سی‌تی آنژیوگرافی، و تصویربرداری واقعیت مجازی[3]) به تعداد پردازنده‌ها در مدارهای الکترونیکی‌شان، بستگی دارد، است.

یک جز مهم از معماری کامپیوتر برای پردازش تصاویر سی‌تی و MRI، پردازنده آرایه‌ای است که در سی‌تی به مدارهای الکترونیکی با قابلیت انجام محاسبات با سرعت بالا نیاز دارد. پردازنده‌های آرایه‌ای ویژگی‌هایی از قبیل سرعت، قدرت، انعطاف‌پذیری و قابلیت توسعه دارند.

برای تطبیق این ویژگی‌ها، معماری پردازنده آرایه‌ای ممکن است شامل موارد زیر باشد:

- پردازنده‌های اختصاصی چندگانه (پردازنده وکسل[4]) و ذخیره‌سازی برای اعمال سرعت بالا در اکتساب داده‌ها به‌طور مثال در تصویربرداری هلیکال/ اسپیرال[5]، بازسازی تصویر دوبعدی و سه‌بعدی و چهاربعدی، ذخیره‌سازی، نمایش، و ثبت و ضبط تصاویر.
- محل اختصاصی ذخیره‌سازی تصاویر و به‌کارگیری مستقل داده که شامل داده‌های هلیکال/ اسپیرال خام می‌باشد.
- تصویربرداری دیجیتال و شبکه ارتباطات پزشکی[6] (DICOM) یک اتصال استاندارد در رادیولوژی است. این شبکه امکان اتصال الکترونیکی تجهیزات چند روشی[7] و چند سازنده[8] را به‌منظور تسهیل ارتباط با تصاویر و داده‌ها، ها، فراهم می‌کند. قابلیت DICOM شامل خدمات کاربر[9] کاربر[9] و خدمات ارائه‌دهنده[10]، چاپ DICOM، جستجو/ بازیابی، تضمین ذخیره‌سازی، لیست کاری و موارد دیگر می‌باشد.

واحد پردازش گرافیکی

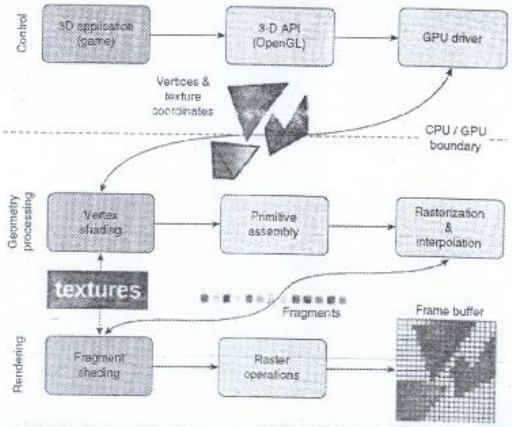
تصویربرداری پزشکی و پرتودرمانی شامل نوعی تکنولوژی است که مقادیر زیادی از مجموعه داده‌ها را تولید می‌کند که شامل تعداد زیادی از عناصر مشابه می‌باشد. این عناصر عبارت‌اند از: وکسل در تصویربرداری توموگرافی، "بهینه‌سازی پرتودرمانی با شدت تعدیل‌یافته[11]" (IMRT)، نمونه‌های فضای k در MRI، اندازه‌گیری تصویری[12] در سی‌تی پرتو ایکس و انطباق رویدادها در PET (Pratx & Xing, 2011). پردازش سریع مجموعه زیاد داده‌ها در پردازنده‌های کامپیوترهای فعلی که در تصویربرداری و درمان استفاده می‌شوند، یک چالش محسوب می‌شود.

در طول فرایند سی‌تی، مجموعه بسیار زیادی از داده‌ها تولید می‌گردد. از این مجموعه داده‌ها به‌منظور بازسازی تصاویر با استفاده از الگوریتم‌های پیچیده بازسازی تصویر

---

[1] Convolution
[2] Back-projection
[3] Virtual Reality Imaging
[4] Voxel Processor
[5] Spiral/Helical imaging

[6] Digital Imaging and Communications in Medicine
[7] Multimodality
[8] Multivendor
[9] Service Class User
[10] Service Class Provider
[11] Intensity-Modulated Radiation Therapy
[12] Projective Measurements



شکل ۷- ۱۵. گرافیک‌های پایپ‌لاین که توسط محاسبات GPU استفاده شده‌اند. برای توضیح بیش‌تر به متن مراجعه کنید. (From Pratx, G., & Xing L. (2011). Medical Physics, 38 (5). Reproduced by permission of the AAPM and the authors.)

مانند فیلتر یک‌پروجکشن (FBP)[1]، الگوریتم Feldkamp-Davis-Kress (FDK) و "الگوریتم بازسازی تکرار شونده"[2] (IR)، که در حال حاضر در تمام سی‌تی اسکنرهای مدرن وجود دارند، استفاده می‌شود (فصل ۶ را ببینید). یکی از محدودیت‌های عمده‌ای که الگوریتم‌های IR در مقایسه با الگوریتم‌های FBP دارند، مربوط به حجم زیاد تکرارها است. این حجم زیاد برای تکمیل عملیات بازسازی محاسباتی فشرده، موردنیاز است تا تصویر نهایی به کاربر ارائه شود. این تکرارها مستلزم افزایش قدرت محاسبات هستند که در حال حاضر با استفاده از واحد پردازش گرافیکی (GPU) ممکن می‌شود و می‌تواند برای کاهش تجهیزات پردازش CPU مورد استفاده قرار گیرد.

یکی از ویژگی‌های پردازنده‌های "عادی" این است که از پردازش سریالی در مقایسه با پردازش موازی در GPU استفاده می‌کنند و درنتیجه امکان پردازش سریع ریاضی را فراهم می‌کند (Owens, 2005).

GPUها در گرافیک کامپیوتری در صنعت بازی‌های ویدئویی استفاده می‌شوند. GPU سریع است و می‌تواند "نماهای پیچیده سه‌بعدی را در ده میلی‌ثانیه" ارائه دهد. (Pratx & Xing, 2011)

معماری GPU

ساختار GPU فراتر از محدوده این کتاب است. با این‌حال، یکی از ویژگی‌های اصلی این ساختار، گرافیک پایپ‌لاین است و شامل چندین پردازنده گرافیکی (پردازنده‌های موازی) است که قادر به انجام عملیات فشرده ریاضی است (Xu & Mueller, 2003).

[1] Filtered Back-Projection
[2] Itrative Reconstaction Algoritms

به‌طور خلاصه، Lefohn و همکاران (۲۰۰۶) نشان دادند که GPUها، ارتباط بین پردازنده‌های پایپ‌لاین چندگانه و دسترسی به حافظه‌ای با پهنای باند بالا را فراهم می‌کنند. این پردازنده‌ها DRAM (حافظه دستگاه) بهینه‌سازی شده‌ای مخصوص به خودشان دارند که برای پردازش هندسی دوبعدی و سه‌بعدی به‌صورت موازی بکار برده می‌شود. داده‌ها بین CPU (حافظه اصلی) و GPU (حافظه گرافیکی) از طریق یک درگاه گرافیکی شتاب داده شده[1] و اختصاصی و یا از طریق یک اتصال سریع‌السیر ثنوی[2] (PCI-Express) منتقل می‌شوند. GPUهای مدرن قابل‌برنامه‌ریزی هستند و از یک SWAR استفاده می‌کنند (SIMD[3]، به‌طور مثال، جریان دستورالعمل تکی و جریان داده متعدد).

گرافیک پایپ‌لاین، "محاسبات گرافیکی را به صورت مراحل دنباله‌داری تجزیه می‌کند که هم کار موازی[4] و هم داده موازی[5] را نشان می‌دهد (شکل ۷-۱۵). کار موازی به معنی کارهای مختلفی است که به‌طور هم‌زمان در مراحل مختلفی از پایپ‌لاین انجام می‌شوند. داده موازی به انجام کار یکسان بر روی‌داده‌های مختلف به‌طور هم‌زمان گفته می‌شود. کارایی این روش این است که بیش‌تر توسط اجرای هر مرحله از پایپ‌لاین گرافیکی با استفاده از سفارشی به‌جای سخت‌افزار هم‌منظوره" (Pratx & Xing, 2011) بهبودیافته است. برای توضیحات بیش‌تر در مورد گرافیک پایپ‌لاین، مدل محاسبات GPU و بهینه‌سازی عملکرد، به مقاله مروری و عالی که توسط Pratx و Xing در سال ۲۰۱۱ منتشرشده است مراجعه شود.

[1] Accelerated Graphics Port
[2] Peripheral Component Interconnect Express
[3] Single Instruction Stream Multiple Data Stream
[4] Task Parallelism
[5] Data Parallelism

تصویربرداری و نرم‌افزارهای پرتودرمانی

در سال ۲۰۰۴، Xu و Mueller (۲۰۰۳) مقاله‌ای با عنوان "Ultra-Fast 3D Filtered Backprojection on Commodity Graphics Hardware" منتشر کردند که در آن استفاده از GPU برای پردازش الگوریتم FDK در سی‌تی را توضیح می‌دهد. محققان با استفاده از تکنیک‌های متعدد، نشان دادند که GPU این الگوریتم را حدود ۷/۵ برابر سریع‌تر از CPU، بدون کاهش کیفیت تصویر، انجام می‌دهد.

همان‌طور که توسط Pratx و Xing (۲۰۱۱) بررسی شد، GPU در حال حاضر در زمینه‌های زیر استفاده می‌شود:

۱. بازسازی تصویر
۲. پردازش تصویر
۳. محاسبه دز و بهینه‌سازی طراحی درمان
۴. کاربردهای دیگر

در بازسازی تصویر، برای مثال، الگوریتم‌های IR در سی‌تی اسکنرها "تا حد زیادی می‌توانند از ساختار بسیار موازی در GPUها استفاده مفید کنند" (Beister et al., 2012). علاوه بر این، روش یک پروجکشن "با پایپ‌لاین GPU به‌طور محکم و خوبی متناسب است" (Pratx & Xing, 2011).

در پردازش تصویر، عملیاتی مانند ثبت تصاویر و دسته‌بندی آن‌ها، که عملیاتی "محاسباتی و طاقت‌فرسا" هستند، با پردازش پایپ‌لاین GPU به‌خوبی متناسب‌اند. GPU در قسمت‌های دیگری مانند "سی‌تی اسکن قلب، مطالعات قلبی همزمان، سی‌تی بر اساس کولونوسکوپی[6] مجازی و آندوسکوپی[7] سینوس مجازی استفاده می‌شود. همچنین تکنیک‌های محاسبات GPU برای کمک به

[6] Colonoscopy
[7] Endoscopy

طراحی جراحی، برای مثال، از طریق تجسم گویا و یا شبیه‌سازی بیومکانیکی توسعه داده‌شده‌اند" { Pratx & Xing, 2011}.

برای بحث جامع‌تر در مورد کاربرد GPU در فیزیک پزشکی و تصویربرداری پزشکی، به مقاله منتشرشده توسط Pratx و Xing در سال ۲۰۱۱ مراجعه شود.

کنترل اسکنر و بازسازی تصویر

اپراتور باید قادر به ارتباط با سیستم باشد تا بتواند عمل اسکن کردن را کنترل کند. عمل اسکن کردن می‌تواند از طریق یک صفحه‌کلید و یا یک صفحه‌نمایش لمسی فعال شود. در صورت استفاده از صفحه‌نمایش لمسی، اپراتور قادر به انتخاب پروتکل‌های ذخیره‌شده، تغییر پارامترهای پروتکل و یا استفاده از الگوریتم نمایش smooth ،sharp و یا استاندارد، بسته به سی‌تی موردنظر، است. معمولا از یک کامپیوتر واسط به همراه ماوس و منوهایی بر اساس ویندوز استفاده می‌شود.

نمایش و دست‌کاری تصویر

یک نرم‌افزار سی‌تی طیف گسترده‌ای از تکنیک‌های نمایش و دست‌کاری تصویر را فراهم می‌کند. این نرم‌افزار در یک بخش جداگانه به‌تفصیل توضیح داده خواهد شد.

سیستم‌عامل

سیستم‌عامل مجموعه برنامه‌هایی است که سخت‌افزارها و عملکرد کلی کامپیوتر را کنترل می‌کند. سیستم‌عامل همچنین امکان اجرای برنامه‌های دیگر را برای کامپیوتر فراهم می‌کند. سیستم‌عامل شامل یک برنامه اصلی به نام سوپروایزر[1] است که در حافظه اولیه قرار دارد و تمام بخش‌های دیگر سیستم‌عامل را کنترل می‌کند. کامپیوتر سی‌تی اغلب از تکنیک‌های پردازش چندلایه مانند پردازش چندکاره[2]، چند پردازشی[3] و چندبرنامه‌ای[4] استفاده می‌کنند که امکان پردازش چندین برنامه به‌طور هم‌زمان را برای کامپیوتر فراهم می‌کند. درنتیجه تعداد کارهایی که به‌طور هم‌زمان توسط کامپیوتر اداره می‌شود، افزایش می‌یابد. این سیستم همچنین به‌طور کارآمد و با سرعت اجرا می‌شود. یکی از سیستم‌عامل‌های مورداستفاده در برخی از سیستم‌های سی‌تی، سیستم‌عامل UNIX است که سازگار است و به‌راحتی به‌صورت چندکاربره و چندکاره استفاده می‌شود. از قابلیت‌های مایکروسافت ویندز NT و سیستم‌عامل XP نیز در سی‌تی اسکن استفاده می‌شود.

نرم‌افزار سی‌تی

نرم‌افزار سی‌تی یک موضوع خاص است که فراتر از بحث این کتاب است. با این‌حال، لازم به ذکر است که نرم‌افزار مورد استفاده در سی‌تی به‌سرعت در حال تحول است تا بتواند بر اساس بیش‌ترین کاربرد بالینی که توسط سی‌تی اسکنرهای چنداسلایسی با تعداد اسلایس ۱۶ تا ۶۴ یا بیش‌تر در هر دوران تیوب و آشکارسازها ارائه می‌شود، کار کند.

نرم‌افزار سی‌تی را می‌توان در یکی از این سه دسته قرارداد: نرم‌افزار بازسازی، نرم‌افزار پیش‌پردازش و نرم‌افزار پس‌پردازش تصویر. نرم‌افزار بازسازی، تصویر را از داده‌های خام جمع‌آوری‌شده از آشکارسازها می‌سازد و متشکل از الگوریتم‌های بسیار پیچیده با هزاران خط برنامه‌نویسی است. نرم‌افزار پیش‌پردازش، به انجام اصلاحاتی بر روی داده‌ها جمع‌آوری‌شده از آشکارسازها می‌پردازد، قبل از اینکه این داده‌ها به کامپیوتر بازسازی فرستاده شوند. اصلاحات مربوط به سخت شدن پرتو[5] و اصلاحات مربوط

[1] Supervisor

[2] Multitasking

[3] Multiprocessing

[4] Multiprogramming

[5] Beam-Hardening

به خوانش بد آشکارساز نمونه‌هایی از این اصلاحات هستند. درنهایت، نرم‌افزار پس‌پردازش روی تصاویر بازسازی‌شده که ناظر مشاهده می‌کند، کار می‌کند تا تفسیر تشخیصی تصاویر را آسان کند. فهرستی از آنچه به‌طور عمومی به نرم‌افزار نمایش و تجزیه‌وتحلیل مربوط است، در کادر ۷-۲ نشان داده‌شده است. این نرم‌افزارها را می‌توان به دو دسته تقسیم کرد: تجسم و نمایش تصاویر به شکل اولیه و پیشرفته و نیز ابزار تجزیه و تحلیل.

کادر ۷- ۲. نمونه‌هایی از نمایش و نرم‌افزارهای تجزیه‌وتحلیل تصویر از یک شرکت سازنده توموگرافی کامپیوتری

رندر حجم (نمایش تجسمی render)
پرفیوژن مغزی
فرم نمایش
بررسی قلبی
سی‌تی آنژیو قلبی
سی‌تی قلب بطن چپ (LV) / بطن راست(RV)
میزان کلسیم
سی‌تی آنئوسکوپی
MPR در زمان واقعی real time
طراحی دندانپزشکی
نمایشگر تصاویر DICOM
ترکیب تصویر (image fusion)
تجزیه و تحلیل پیشرفته عروق
گزارش عمومی
گزارش برنامه
بررسی تنول ریه MasterCut(LNA)
طراحی استنت
RelateSlice
حذف استخوان
نمایشگر صفحه نازک (slab)
ترکیب تصاویر (Combine images)
سی‌تی پرفیوژن
نمایش سایه‌دار سطح سه‌بعدی با فیلتر تصویر خاص
MIP
بازسازی چندصفحه‌ای
Q-BMAP دوم تجزیه مواد معدنی استخوان Q-CTA
نمایشگر سی‌تی
نمایش بازسازی سریع تماما از راه دور و بررسی سه‌بعدی تجزیه حجم کوچک
سی‌تی گذشت زمان
گزارش LNA
استریوتاکسیس
تجزیه تنگی stenosis
تجزیه مواد معدنی استخوان
CT / MR فیوژن
3D انئوگرافی

Courtesy Philips Medical Systems.

کادر ۷-۳ شرح مختصری از چند نرم‌افزار تجسم و نمایش تصاویر و نیز ابزار تجزیه و تحلیل را ارائه می‌دهد. این خدمات عبارت‌اند از ابزاری مانند نمایشگر سی‌تی، "اصلاح چندبعدی[1]" {MPR}، "حداکثر یا حداقل شدت پروجکشن[2]" {MIP}، بازسازی نمایش سطح-سایه‌ای[3] به‌صورت سه‌بعدی، RelateSlice، MasterCut و فیلترهای خاص تصویر.

کادر ۷-۴ چندین ابزار دیگر را به‌طور خلاصه توضیح می‌دهد، برای مثال، تجزیه و تحلیل حجم کوچک به‌صورت سه‌بعدی، سی‌تی آنژیوگرافی کمی (Q-CTA)، ترکیب تصاویر و زمان طی شده[4] سی‌تی. برنامه‌های کاربردی پیشرفته بالینی شامل فیوژن[5] تصاویر CT/MRI، CT/MRI، CT فانکشنال[6]، پرفیوژن[7] مغزی، و کولونوسکوپی مجازی می‌باشد.

[1] Multiplanar Reformation

[2] Maximum or Minimum Intensity Projection

[3] Surface-Shaded

[4] Time Lapse

[5] Fusion

[6] Functional CT

[7] Perfusion

کادر ۷- ۳. شرح مختصری از چند مدل نمایش تصویر و نرم‌افزارهای تجزیه و تحلیل از یک شرکت سازنده سی‌تی

نمایشگر سی‌تی:
محیط یک نمایشگر قدرتمند و کاربرد آسان، با حالت‌های صفحه باریک، مسطح، آندوسکوپی و حالت‌های بررسی حجم با استفاده از روش‌های رندر (رندر حجم render، رندر حداقل و حداکثر MIP؛ پروجکشن شدت حجم (VIP)؛ حالت‌های میانگین) برای بررسی سریع حجم در مجموعه زیاد داده‌ها

- حالت بررسی صفحه باریک امکان چرخش در اطراف هر ساختاری مانند انساج عروق را فراهم می‌کند. درحالی‌که منطقه موردنظر را حفظ می‌کند.

اصلاحات MPR چندصفحه‌ای
اصلاح تصاویر آگزیال در زمان واقعی به هر صفحه‌ای که توسط کاربر تعریف‌شده، به صفحه کرونال، ساجیتال یا به‌طورکلی به هر صفحه مایل، رابط کاربری دوستانه و تعاملی. کاربر تعداد صفحه‌ها، موقعیت، جهت، ضخامت و فاصله صفحات را مشخص می‌کند. تصویر اصلاح‌شده در زمان واقعی نمایش داده می‌شود. قابلیت بزرگنمایی، حرکت، برگ و پنجره سازی در دسترس هستند.

حداکثر یا حداقل شدت پروجکشن (MIP)
تصاویر آنژیوگرافی سی‌تی و MR شدت بیشینه (MIP)، از یک مجموعه تصاویر حجمی، برای نمایش ساختارهای عروقی افزایش‌یافته، به‌سرعت قابل‌بازسازی‌اند. تصاویر پروجکشن در هر زاویه دید دلخواه تولید می‌شوند و قابلیت پنجره سازی، بزرگنمایی و حرکت تصاویر وجود دارد.

بازسازی SSD سه‌بعدی
امکان بازسازی سریع در تصاویر سه‌بعدی تا ۱۵ بافت و یا ارگان مختلف را فراهم می‌کند و درک آناتومی پیچیده آن را آسان می‌کند. امکان دست‌کاری در زمان واقعی در تصاویر سه‌بعدی به‌صورت بزرگنمایی، حرکت، چرخش در اطراف هر محور، و برش اندام یا نمایش از دیافراگم تعریف‌شده توسط کاربر برای دسترسی به بافت‌های زیرین، شفاف کردن یک بافت و مشاهده ارگان‌های زیرین.

Relate Slice
نمایش اطلاعات آگزیال مرتبط با مناطق مشخص‌شده در حجم رندر شده، MIP یا آندوسکوپی مجازی تصاویر.

MasterCut
کات‌های منحنی شده MPR را همراه با ساختارهای عروقی، روی MIP و یا تصاویر حجم رندر شده، برای نمایش مقطعی و چشم‌انداز وسیع، تعریف می‌کند.

فیلترهای خاص تصویر
تشدید خودکار تصویر در زمان واقعی، بر اساس سه محدوده چگالی مستقل مانند ریه، بافت نرم و استخوان.

Courtesy Philips Medical Systems.

نمایش تصویر، ذخیره‌سازی، ثبت و ضبط و ارتباطات

نمایش تصویر

یک نمایشگر سی‌تی به‌طورکلی یک مانیتور سیاه-سفید و یا رنگی است (شکل ۷-۱۶). این نمایشگر یا از نوع نمایشگرهای CRT با صفحه‌نمایش تخت است و یا یک نمایشگر کریستال مایع با صفحه‌نمایش تخت می‌باشد که با یک شابلون جایگزین شده است.

اگرچه تصاویر معمولا به‌صورت سیاه-سفید نمایش داده می‌شوند ولی داده‌هایی مانند فیلدهای متنی، اطلاعات بیمار و گزینه‌های انتخابی، که تصویر نیستند می‌توانند رنگی نمایش داده شود.

سیستم نمایش تصویر شامل ویژگی‌های از قبیل ماتریس نمایش، اندازه پیکسل، عمق بیت، ارزش مقیاسی سی‌تی، سیاه-سفید، مانیتور تصویر و تعداد خطوط، انتخاب عرض-پنجره[1] و مرکز-پنجره[2]، پنجره‌های تکی و دوتایی و نیز امکان برجسته کردن[3]، است. تولیدکنندگان سی‌تی، مشخصات دقیقی برای هر یک از این ویژگی‌ها ارائه می‌دهند.

ذخیره‌سازی تصویر

داده‌ها به‌صورت دیجیتالی ذخیره می‌شوند تا بتوان طیف گسترده‌ای از عملیات دینامیکی تصاویر ازجمله قابلیت‌هایی مثل پردازش تصویر و تحولات متعدد دیگر را حفظ و فراهم نمود و نیز به کاهش احتمال از دست دادن اطلاعات ذخیره‌شده و کاهش فضای موردنیاز برای آرشیو کمک کرد.

تصاویر دیجیتال به‌صورت آرایه‌ای از پیکسل دوبعدی ذخیره می‌شوند. هر پیکسل نماینده تعداد بیت‌هایی است که میزان خاکستری بودن را تعیین می‌کنند. اندازه تصویر سی‌تی با توجه به آناتومی مورد بررسی متفاوت است. یک تصویر معمولی در سی‌تی با اندازه ماتریس ۸×۵۱۲×۵۱۲ بایت (۱۲ بیت) ارائه می‌شود. در این نمونه، هر پیکسل طیفی از رنگ خاکستری در محدوده ۵۱۲ (2^9) تا ۴۰۹۶ (2^{12}) را شامل می‌شود.

یک تصویر سی‌تی با اندازه ماتریس ۵۱۲×۵۱۲×۲ بایت (۱۶ بیت) حدود ۰/۵ مگابایت (MB) فضا برای ذخیره‌سازی نیاز دارد. اگر کل تصویربرداری سی‌تی حاوی ۵۰ عکس باشد، بنابراین به ۲۵ مگابایت فضای ذخیره‌سازی نیاز است. اگر روزانه حدود ۵۰ تصویربرداری انجام شود، بنابراین ۱/۲۵ گیگابایت (GB) فضا برای ذخیره‌سازی نیاز است.

دستگاه‌های ذخیره‌سازی در سی‌تی شامل نوار و دیسک مغناطیسی، نوار ویدئویی دیجیتال، دیسک‌های نوری و نوار نوری می‌باشد. ظرفیت یک دیسک نوری خیلی بیش‌تر از نوار مغناطیسی است. این موضوع به‌وضوح در شکل ۷-۱۷ نشان داده‌شده است. امروزه، می‌توان از CD برای آرشیو تصاویر سی‌تی استفاده کرد.

نوع دستگاه‌هایی که برای ذخیره‌سازی استفاده می‌شود، به شرکت تولیدکننده بستگی دارد و شرکت تولیدکننده است که ظرفیت ذخیره‌سازی و تعداد تصاویری که می‌توان بر روی هر دستگاه ذخیره کرد را تعیین می‌کند.

سیستم ضبط لیزری

در گذشته، تجهیزات موردنیاز برای ثبت یک کپی سخت‌افزاری از تصاویر سی‌تی در طول تصویربرداری سی‌تی بسیار موردتوجه بود، زیرا تصاویر برای تفسیر تشخیصی استفاده می‌شد. تجهیزات گسترده‌ای برای وضوح کنتراست سیاه-سفید نیاز بود تا بتوان به درک تفاوت‌های ظریف بافت با استفاده از ماده کنتراست زا و نیز افزایش قدرت‌تفکیک فضایی بالا برای تشخیص مرز بافت‌ها، پرداخت.

[1] Window Width
[2] Window Center
[3] Highlighting

کادر ۷- ٤. چند مدل دیگر از نمایش تصویر و نرم‌افزارهای تجزیه‌وتحلیل از یک شرکت سازنده سی‌تی و برنامه‌های کاربردی پیشرفته بالینی

تجزیه‌وتحلیل حجم کوچک سه‌بعدی

توصیف مشخصات تومور یا ندول با توجه به نرخ رشد در نرم‌افزار سه‌بعدی. این ابزار با استفاده از تقسیم‌بندی خودکار، به شناسایی ندول مجزا (مرحله ابتدایی سرطان ریه) و تجزیه کمک می‌کند و پارامترهای حجمی مانند حجم ندول، محور طولانی و محور کوتاه برای اهداف پیش‌رو را اندازه‌گیری می‌کند.

CTA کمی (Q-CTA)

Q-CTA ابزاری برای سنجش و اندازه‌گیری ساختارهای آناتومیکی مثل عروق، از تصاویر آنژیو رندر شده دو، سه و چهاربعدی، است. این عمل با تعریف نیمه‌خودکار ابعاد عروق انجام می‌شود.

ترکیب تصاویر (Combine Images)

عملکرد پس‌پردازش، امکان ترکیب خطی تصاویر آنژیال را فراهم می‌کند. در فیلم‌سازی و ایجاد اسلایس ضخیم از اسلایس نازک و کمک به مدیریت مجموعه زیاد داده‌ها، مورداستفاده قرار می‌گیرد. به داده‌های خام یا office processing نیاز ندارد.

انحراف زمان سی‌تی

نمایش گرافیکی هر پیکسل سی‌تی برحسب زمان، به‌منظور آنالیز جذب و پرفیوژن ماده حاجب با زمان، در دسترس است.

فیوژن سی‌تی و MR

امکان ثبت سه‌بعدی مطالعات که از روش‌های مختلف (CT و MR) و یا از روش یکسان ولی در زمان‌های مختلف و یا تحت شرایط مختلف اسکن، به‌دست‌آمده‌اند.

CT فانکشنال

طیف پرفیوژن کبد را ارایه می‌دهد. امکان ارزیابی پرفیوژن تومور به‌منظور بهبود توانایی توصیف ضایعات. امکان اندازه‌گیری پرفیوژن پورتال و شریانی برای طیف کبد یا محل کوچکی از کبد.

پرفیوژن مغزی

پرفیوژن مغزی، نتایج پرفیوژن مغزی را به‌طور قابل‌سنجش ارایه می‌دهد تا بتوان بیمار را ازنظر سکته مغزی حاد یا مزمن بررسی کرد. این تکنیک در ادامه به‌وسیله پوشش ۴۰ mm و تکنیک‌های جدید تهیه اطلاعات گسترش یافته است. برنامه پرفیوژن مغزی، به‌وسیله ابزار بالینی قدرتمند، ازجمله پوشش بزرگ و تصویربرداری با دز کم، امکان بررسی پرفیوژن بافتی را به‌منظور بهبود تشخیص ضایعات شناخته‌شده یا مشکوک، برای کاربران فراهم می‌کند.

کولونوسکوپی مجازی

ارائه ویژگی‌های منحصر به فرد بسیاری به منظور بهبود زمان تشخیص و افزایش اعتماد بالینی، مانند حالت نمایش توری شکل در زمان واقعی برای مشاهده ۱۰۰ درصد سطح روده و نمایش کولونوسکوپی MIP برای تشخیص ضایعات با کنتراست تشدید شده مانند پولیپ، تومور و یا بیماری التهابی.

Courtesy Philips Medical Systems.

از سیستم‌های لیزری ضبط تصویر برای پاسخگویی به این نیاز استفاده شد. اگرچه دوربین‌های ویدئویی چند-منظوره درگذشته محبوب بودند، دوربین‌های لیزری، یا تصویرگیرهای لیزری، جایگزین تکنولوژی دوربین فیلم‌برداری شدند. دو نوع لیزر که برای ضبط فیلم در سی‌تی مورداستفاده قرار می‌گرفت عبارت‌اند از: لیزری‌های دیودی حالت‌جامد[1] و لیزرهای گازی هلیوم- نئون (He-Ne)، هلیوم، کادمیوم، آرگون، دی‌اکسید کربن و نیتروژن.

لیزر هلیوم-نئون ساده‌ترین و قابل‌اطمینان‌ترین لیزر گازی است. لیزر حالت‌جامد، نوعی از سیستم‌های تصویربرداری لیزری 3M، دارای طول‌موج ۸۲۰ نانومتر (nm) است اما لیزر He-Ne دارای طول‌موج ۶۳۳ نانومتر است. هر دو سیستم از فیلم حساس به مادون‌قرمز (۸۲۰ نانومتر) و فیلم حساس به طول‌موج ۶۳۳ نانومتر برای لیزر He-Ne استفاده می‌کنند. امروزه چاپ لیزری بر روی فیلم استفاده نمی‌شود و بیش‌تر از این در این کتاب توضیح داده نمی‌شود.

ارتباطات

ارتباطات به شبکه‌های الکترونیکی و یا اتصال با استفاده از یک شبکه محلی[2] (LAN) و یا یک شبکه گسترده[3] (WAN)، اشاره می‌کند. این اتصالات، انتقال تصاویر و داده‌ها از چند فرستنده به چند دریافت‌کننده را با توجه به استاندارد DICOM، ممکن می‌کند.

سی‌تی اسکنرها باید از سرعت‌های مختلف شبکه مانند ۱۰/۱۰۰/۱۰۰۰ مگابایت در هر ثانیه و درگاه اترنت[4] برای انتقال بسیار سریع تصاویر، پشتیبانی کنند. در حال حاضر سی‌تی اسکنرها قابلیت اجرای کامل پروتکل ارتباطی DICOM را دارا هستند که امکان اتصال به دیگر اسکنرها و مکان‌های کاربری دیگر در بخش رادیولوژی دیجیتال را فراهم می‌کند. سیستم‌های ارتباطی سی‌تی در بخش بعدی توضیح داده می‌شود.

سی‌تی و آرشیو تصاویر و سیستم‌های ارتباطی

در حال حاضر، اسکنر سی‌تی به سیستم PACS[5] متصل است، بنابراین به‌طور خلاصه در مورد PACS توضیح داده می‌شود.

آرشیو تصاویر و سیستم‌های ارتباطی: تعریف

PACS دقیقا چیست؟ برخی از محققان معتقدند که باید آن را "مدیریت تصویر و سیستم‌های ارتباطی[6]" (IMACS) نامید. بااین‌حال، مخفف متداول‌تر PACS است.

چند تعریف جامع از PACS وجود دارد. همان‌طور که در اوایل سال ۲۰۰۳، Siegel و Reiner (۲۰۰۲) چنین تعریفی را ارایه دادند: "...PACS به یک سیستم کامپیوتری اطلاق می‌شود که به ضبط، ذخیره، توزیع و سپس نمایش تصاویر پزشکی می‌پردازد. برای برنامه‌های کاربردی در تصویربرداری تشخیصی، فناوری PACS می‌تواند به عملیات بدون فیلم[7] کمک کند." یک تعریف دقیق‌تر که توسط Arenson و همکارانش (۲۰۰۰) ارئه شده است به این صورت است که:

"PACS مجموعه‌ای از فناوری‌های بکار گرفته‌شده برای انجام تصویربرداری پزشکی به‌صورت دیجیتال است. PACS به روش‌های تصویربرداری مختلفی از قبیل سی‌تی، MRI، سونوگرافی (US)، پزشکی هسته‌ای[8]

[1] Solid-State Laser Diodes
[2] Local-Area Network
[3] Wide-Area Network
[4] Ethernet
[5] Picture Archiving and Communications Systems
[6] Image Management and Communication Systems
[7] Filmless
[8] Nuclear Medicine

(NM) و رادیوگرافی پروجکشن دیجیتالی، تصاویر پزشکی را به‌صورت دیجیتالی به دست می‌آورد. داده‌ها و اطلاعات مربوط به تصویر، از طریق شبکه به دیگر مکان‌های ممکن انتقال داده می‌شوند، تا در کامپیوتر کاربر و مکان‌های دیگر به‌طور هم زمان نمایش داده شوند. داده‌ها در رسانه‌های دیجیتالی مانند دیسک‌های نوری یا نوار ذخیره و محافظت می‌شوند و در صورت لزوم به‌طور خودکار قابل بازیابی هستند."

در واقع، هر دو تعریف ایده یکسانی در مورد PACS دارند ولی تعریف دوم شامل جزئیات بیش‌تری است.

شکل ۷- ۱۶: یک صفحه‌نمایش سی‌تی به‌طورکلی یک مانیتور سیاه‌وسفید یا رنگی است. این صفحه‌نمایش یا از نوع صفحه‌نمایش CRT مسطح (همان‌طور که نشان داده‌شده است) است و یا صفحه‌نمایش تخت از کریستال مایع.

شکل ۷- ۱۷. دیسک‌های نوری برای ذخیره‌سازی تصاویر سی‌تی. یک دیسک نوری به‌طور متوسط معادل ۷۰ نوار مغناطیسی است.

PACS: قطعات اصلی

اجزای اصلی یک CT PACS و ارتباطات عملکردی آن‌ها در شکل ۷-۱۸ نشان داده‌شده است. اجزا اصلی شامل سی‌تی اسکنر، رابطه‌های مختلف و یک کنترل‌کننده سیستم PACS (که اغلب به آن اشاره می‌شود) است که شامل سرور پایگاه داده / تصویر، سرور آرشیو، آرشیو کوتاه‌مدت و بلندمدت، سیستم RIS / HIS ، سرور وب و نمایش تصویر است و همه توسط شبکه‌های کامپیوتری به هم متصل شده‌اند. برای افزایش دیگر قابلیت‌ها و کاربردها، PACS با RIS و HIS از طریق شبکه‌های ارتباطی کامپیوتری ادغام‌شده‌اند. توجه داشته باشید که دیگر دستگاه‌ها در داخل PACS با یکدیگر در ارتباط‌اند، درحالی‌که PACS با "سیستم اطلاعات رادیولوژی[1]" (RIS) و همچنین "سیستم اطلاعات بیمارستانی[2]" (HIS) ادغام شده است. این ارتباط و ادغام به استفاده از پروتکل‌های ارتباطی استاندارد نیاز دارد. در این راستا، دو نوع پروتکل ارتباطی استاندارد در محیط رادیولوژی دیجیتال ازجمله سی‌تی اسکنر، رایج هستند.

پروتکل‌های ارتباطی استاندارد

اتصال به معنی یک واحد موثر و کارا از کامپیوتر و دستگاه‌های مبتنی بر کامپیوتر است که به برقراری ارتباط و به اشتراک‌گذاری اطلاعات و پیام‌ها بدون دخالت انسان می‌پردازد (Capron, 2005; Laudon, 1994).

استفاده از پروتکل‌های ارتباطی استاندارد اولین قدم برای دستیابی به یک اتصال است. اگرچه یک پروتکل با جزئیات مربوط به نحوه انجام یک کار خاص سروکار دارد، ولی یک پروتکل استاندارد یک "مدل مرجع تایید شده و نیز یک پروتکل تعیین‌شده توسط گروه تنظیمات استاندارد است که برای ساخت و یا توسعه محصولات و خدمات آن‌ها ارائه‌شده است" (Laudon, 1994).

[1] Radiology Information System
[2] Hospital Information System

در مراقبت‌های بهداشتی، ادغام HIS، RIS و PACS، بر اساس پروتکل‌های ارتباطی استاندارد مختلف است. دو مورد از استانداردهای رایج، سطح سلامت ۷ (HL-7) و DICOM هستند. HL-7 یک برنامه پروتکل استاندارد است که در بسیاری از سیستم‌های HIS و RIS استفاده می‌شود. DICOM یک پروتکل ارتباط در تصویربرداری است که در PACS استفاده می‌شود (Creighton, 1999). DICOM توسط کالج رادیولوژی آمریکا و "انجمن ملی تولیدکنندگان الکتریکی[1]" توسعه داده شد. در یک محیط PACS، همخوانی با فرمت DICOM اجباری است. در یک محیط CT-PACS، استانداردهای خاصی از DICOM در سی‌تی قابل‌اجرا هستند. برخی از آن‌ها عبارت‌اند از خدمات ذخیره‌سازی، جست‌وجو و بازیابی، چاپ، HIS و RIS و لیست کاری.

ویژگی‌های اساسی مدیریت تصویر و سیستم ذخیره‌سازی که با DICOM و HIS و RIS سازگار باشد، شامل تهیه اطلاعات معاینه (تهیه دموگرافی بیمار) و تهیه تصویر؛ مدیریت گردش کار؛ نمایش تشخیصی، بالینی و تجاری[2] و خروجی سخت‌افزاری می‌شود. نمایش تجاری به کاربران امکان مشاهده، بازیابی، توزیع اطلاعات تصویر و گزارش‌های رادیولوژی را به‌صورت آنلاین می‌دهد که با استفاده از سرور وب انجام می‌شود. ماهیت سیستم‌های شبکه که در رادیولوژی موجودند پیچیده است.

PACS را می‌توان با توجه به‌اندازه و وسعت آن دسته‌بندی نمود. اگر یک PACS به یک روش تصویربرداری دیجیتال مانند سی‌تی و یا MRI اختصاص داده‌شده باشد، معمولا یک mini-PACS نامیده می‌شود، که در این صورت یک شبکه محلی یکی از ویژگی‌های اصلی آن است.

[1] National Electrical Manufacturers Association
[2] Enterprise Display

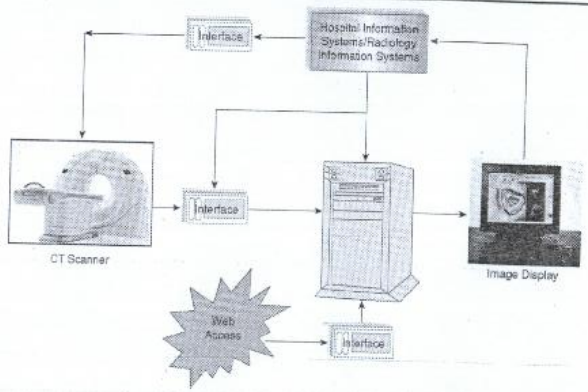
شبکه، متشکل از اجزا سخت‌افزاری و نرم‌افزارهای لازم برای فعال کردن سخت‌افزار است. شبکه‌ها را می‌توان از نظر شبکه‌های محلی (LAN) و یا شبکه‌های گسترده (WAN) موردبحث قرارداد. اساس و مبنای این طبقه‌بندی به فاصله تحت پوشش شبکه، وابسته است. یک LAN به معنی اتصال کامپیوترهای جدا با مسافت کم از یکدیگر است، که به‌طور مثال در یک بخش رادیولوژی و یا در یک یا چند ساختمان به هم متصل شده‌اند. از سوی دیگر، WAN مربوط به اتصال کامپیوترهای جدا است که در فاصله زیادی (ازجمله در استان یا در هر کشور) از هم قرار دارند. اینترنت یک مثال مناسب از یک WAN است.

فشرده‌سازی تصویر

هنگامی‌که تصاویر تهیه می‌شوند و از طریق شبکه‌های کامپیوتری فرستاده می‌شوند، به‌طورکلی، برای مشاهده و ذخیره موقت یا دائم نمایش داده می‌شوند تا در آینده امکان مشاهده و تجزیه و تحلیل آن‌ها وجود داشته باشد.

تصاویر دیجیتالی که در یک بخش رادیولوژی دیجیتال تهیه‌شده‌اند، فایل‌هایی پرحجم با اندازه ماتریس متفاوت هستند. به‌عنوان‌مثال، یک تصویر سی‌تی می‌تواند یک ماتریس ۵۱۲ × ۵۱۲ با ۲ بایت در هر پیکسل (عمق بینی) باشد. این دو ویژگی (اندازه ماتریس و عمق بینی) به‌تنهایی، اهمیت نیاز به تجهیزات ذخیره‌سازی و سرعت انتقال بر روی شبکه را مطرح می‌کند.

فشرده‌سازی تصاویر، یکی از راه‌های موثر در مدیریت حجم فایل‌های تصویری برای انتقال و ذخیره‌سازی آن‌ها، است. فشرده‌سازی تصویر یک موضوع پیچیده است که فراتر از محدوده این فصل است و بیش‌تر جزئیات آن در فصل ۲ توضیح داده‌شده است. در این فصل توصیف، نکته‌های اساسی و قابل‌توجه برای تکنولوژیست سی‌تی عبارت‌اند از:



شکل ۷- ۱۸. اجزای اصلی یک CT PACS و ارتباطات کاربردی آن.

- هدف فشرده‌سازی، افزایش سرعت انتقال اطلاعات (داده‌های متنی و تصاویر) و کاهش فضای موردنیاز برای ذخیره‌سازی، است.
- چند روش فشرده‌سازی تصویر وجود دارد که هرکدام مزایا و معایب خود را دارند. همچنین فشرده‌سازی ممکن است به دو صورت زیر باشد:

۱. از دست ندادن[1] یا برگشت‌پذیر بودن اطلاعات، که در آن هیچ اطلاعاتی از بین نمی‌رود.

۲. از دست دادن یا غیرقابل‌برگشت بودن اطلاعات، که در آن برخی از اطلاعات طی فرآیند از بین می‌روند (Seeram, 2011; Seeram & Seeram, 2008).

ارتباط سی‌تی و PACS

چندین موضوع در مورد ارتباط یک سی‌تی اسکنر با PACS وجود دارد. این ارتباط به ایستگاه‌های کاری[2] در سی‌تی، worklists، توزیع تصویر، سیستم‌های اطلاعاتی (RIS/HIS)، ادغام RIS/HIS/PACS و مشخصات DICOM مربوط می‌شود که هرکدام از این به‌اختصار توضیح داده می‌شوند.

ایستگاه‌های کاری در تشخیص اولیه و دیگر وظایف نمایش تصویر استفاده می‌شود؛ بنابراین، اهمیت هماهنگ بودن رادیولوژیست، پزشک و تکنولوژیست به ماهیت ایستگاه کاری برای نمایش تصاویر مطرح می‌شود. اهمیت عمومی سخت‌افزار و نرم‌افزار، به‌خصوص نرم‌افزار که امکان پردازش پیچیده تصاویر (تصویربرداری سه‌بعدی و تصویربرداری واقعیت مجازی) را فراهم می‌کند، باید مشخص شود.

Worklists برای تطابق سی‌تی اسکنر با ایستگاه‌های کاری مختلف استفاده می‌شود. بنابراین، PACS باید به‌طور موثر، قادر به ایجاد و استفاده از worklists باشد (الگوریتم مخصوص لیست کاری بسیار مهم است).

توزیع تصاویر، یک موضوع مهم برای CT PACS است. این سیستم باید قابلیت ارسال تصاویر به یک

[1] Lossless
[2] CT Workstation

پزشک یا بخش طراحی درمان در پرتودرمانی را داشته باشد. در این مورد، اهمیت DICOM نشان داده می‌شود. PACS همچنین باید قادر به ارتباط با برنامه‌های کاربردی رادیولوژی از راه دور باشد، برای مثال، بتوان تصاویر را از یک CT اسکنر به خانه یک رادیولوژیست فرستاد تا آن‌ها را دانلود کند و به تفسیر آن‌ها بپردازد که قطعا موجی صرفه‌جویی در زمان می‌شود.

ادغام PACS و سیستم‌های اطلاعاتی

همان‌طور که ادغام یک سی‌تی اسکنر و PACS بسیار با اهمیت است، ادغام PACS با HIS/RIS به همان اندازه مهم است و بنابراین اتصال اهمیت پیدا می‌کند. Bushberg و همکاران (۲۰۱۲) و Dreyer و همکاران (۲۰۰۶) نقش ادغام سیستم‌های اطلاعاتی در رادیولوژی را بحث کرده‌اند. آن‌ها حداقل پنج نوع سیستم اطلاعاتی جداگانه را تعریف کرده‌اند که در رادیوگرافی دیجیتال (DR) استفاده می‌شوند. ازجمله آن‌ها می‌توان به PACS، RIS، HIS، سیستم تشخیص صدا[1] و "سیستم آموزش و پژوهش الکترونیکی[2]"، اشاره نمود.

ادغام این سیستم‌ها ضروری است، زیرا این سیستم‌ها برای حل بسیاری از مشکلات در DR در نظر گرفته‌شده‌اند. با این‌که در محدوده بحث این فصل نیست ولی تعیین فرم ارتباط بین RIS و HIS مهم است. به گفته کارشناسان (Van Musen and Bemmel, 2002)، HIS "یک سیستم اطلاعاتی است که برای جمع‌آوری، ذخیره، پردازش، بازیابی، ارتباط با مراقبت از بیمار، اطلاعات اداری برای تمام فعالیت‌های بیمارستان مربوطه و نیز برآوردن نیازهای کاربردی دیگر کاربران مجاز استفاده می‌شود."

RIS را می‌توان یک سیستم مستقل و یا یک سیستم ادغام‌شده با HIS دانست. برخی از کاربردهای RIS عبارت‌اند از ثبت اطلاعات بیمار، برنامه درمانی، پیگیری بیمار، آرشیو فیلم، تهیه گزارش، مسایل اداری، صورت‌حساب و مدارک بیمار.

میز کنترل سی‌تی

میز کنترل سی‌تی یک میز یکپارچه است. میز کنترل، کنترل کامل سیستم فیزیکی (به‌عنوان‌مثال، کنترل گانتری) را در دست اپراتور قرار می‌دهد و امکان پردازش در زمان[3] مانند فرمت‌های چندبعدی، بررسی سه‌بعدی، بزرگ‌نمایی و گرفتن و جابجایی تصویر را فراهم می‌کند. این میز کل سیستم را کنترل می‌کند و امکان عملکردهای متفاوتی را به اپراتور ارائه می‌دهد.

به‌طورمعمول، یک میز کنترل متشکل از اجزای زیر است:

- **صفحه‌کلید بدون اتصال:** اجزای مهم صفحه‌کلید عبارت‌اند از کلیدهای عددی، کلیدهای مخصوص عملکردهای گوناگون، گوی لمسی[4] و یا ماوس و پنجره کنترل.
- **پانل لمسی:** امکان کنترل پارامترهای سیستمی مانند راه‌اندازی اسکن و پارامترهای کنترلی را بدون صفحه‌کلید فراهم می‌کند.
- **پنجره کنترل:** شامل کنترل عرض پنجره و سطح پنجره، تغییر کنتراست تصویر، عرض پنجره مربوط به محدوده اعداد سی‌تی و سطح پنجره مرکز این محدوده را مشخص می‌کند.
- **صفحه‌نمایش تصویر:** تصاویر سی‌تی برای مشاهده و اعمال تغییرات توسط اپراتور، در مانیتور نمایش داده می‌شوند و بعد از آن تصویر نهایی در PACS به اشتراک گذاشته می‌شود.
- **دیسک‌های نوری با ظرفیت بالا و یک نویسنده دیسک:** عموما یک هارددیسک نوری قابل پاک کردن با ظرفیت ۹/۱ گیگابایت استفاده می‌شود.

[1] Voice-Recognition Direction System
[2] Electronic Teaching/Research File System
[3] Real-Time Processing
[4] Trackball

- **توابع کنترل:** توابع خودکار متفاوتی مانند autoarchive، autowindow و autovoice در میز کنترل سی‌تی قرار داده‌شده‌اند. در این صورت تکنولوژیست زمان بیش‌تری را به اسکن و نیازهای بیمار اختصاص می‌دهد.

تنظیمات و لوازم‌جانبی در سیستم‌های سی‌تی

تنظیمات

در حال حاضر، تعدادی از تنظیمات، هم سخت‌افزاری و هم نرم‌افزاری، برای سی‌تی اسکنر در دسترس است. تنظیمات سخت‌افزاری شامل دیسک‌های نوری، نوار کارتریج نوری، ایستگاه‌های تشخیصی راه دور، محل مستقل کاربر و ... می‌باشد.

تنظیمات نرم‌افزاری (جعبه ۷-۴) شامل بسته‌ای برای تجزیه مواد معدنی استخوان، اسکن پویا، بازسازی تصویر سه‌بعدی، MPR حجمی، ارزیابی جریان خون مغزی منطقه‌ای (xenon CT)، سی‌تی پرفیوژن، سی‌تی دندان و شبکه می‌باشد.

تجهیزات جانبی

عدم تحرک بیمار در طی اسکن سی‌تی به‌منظور افزایش بازده کلی به‌وسیله لوازم جانبی پشتیبانی می‌شود. این لوازم جانبی شامل گهواره اطفال، نگه‌دارنده بازو و پا، نگه‌دارنده سر به‌صورت بالا و مسطح، تشک‌های تخت، ریل‌های جانبی، توسعه‌دهنده تخت، نگه‌دارنده زانو، بالش سر با تکیه‌گاه دست، نگه‌دارنده سر در حالت ساجیتال و کرونال و تخت پرتودرمانی می‌باشند.

ملاحظات دیگر

مفهوم طراحی مدولار

مفهوم طراحی مدولار[1] برای تسهیل ارتقا اسکنر در نظر گرفته‌شده است. مفهوم سخت‌افزاری طراحی مدولار مربوط به ویژگی‌های واحد آشکارساز، کارت تبدیل آنالوگ به دیجیتال، تیوب، ژنراتورها و مونتاژ اولیه[2]، حافظه، پردازنده‌های آرایه‌ای، یک پروژکتورها، دوربین‌ها، و شبکه ارتباطی می‌باشد. نرم‌افزار مدولار مربوط به تسهیل در ارتقا، اصلاح، و تجدیدنظر در بسته‌های نرم‌افزاری برای به‌کارگیری خواسته‌های محیط بالینی است.

حالت‌های عملکرد یک اسکنر

یک سی‌تی اسکنر مدرن با به‌کارگیری تجهیزات معاینات بالینی متفاوت، در حالت‌های مختلفی عمل می‌کند. حالت عملکردهای معمول عبارت‌اند از حالت اسکن معمولی، سریع و اسکن پویا. حالت‌های مختلف اسکن اسپیرال/ هلیکال عبارت‌اند از اسکن همپوشانی، اسکن پرشی و اسکن مایل که با توجه به نوع معاینه انجام می‌شوند (شکل ۷-۱۹).

چیدمان اتاق برای تجهیزات سی‌تی

چیدمان اتاق برای اسکنر سی‌تی در میان موسسات مختلف متفاوت است و به نوع هر اسکنر وابسته است. یک چیدمان معمولی (شکل ۷-۲۰) شامل حداقل سه بخش یا اتاق است که اجزای مختلف اسکنر در آن قرار داده می‌شود:

۱. اتاق اسکن که گانتری و تخت بیمار در آن قرار می‌گیرد. این اتاق باید به‌اندازه کافی بزرگ باشد تا برانکارد یا گرنی[3] و تجهیزات اضطراری را در خود جای دهد.

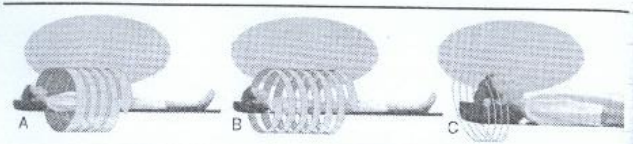
۲. اتاق کامپیوتر به‌طورکلی محل کامپیوتر میزبان و دیگر تجهیزات رایانه‌ای جانبی است.

۳. اتاق کنترل که تجهیزات میز کنترل و ضبط فیلم در آن قرار دارد.

[1] Modular Design Concept

[2] Subassemblies

[3] Gurney



شکل ۷- ۱۹. سه حالت اسکن اسپیرال/ هلیکال. هر حالت اسکن شامل اسکن همپوشانی[1] است که برای ایجاد تصاویر سه‌بعدی با کیفیت بالا مفید است. از اسکن پرشی[2] در اسکن یک منطقه گسترده در مدت‌زمان کوتاه استفاده می‌شود. اسکن مایل[3] در انحرافی‌های مختلف گانتری استفاده می‌شود. A، تصاویر سه‌بعدی با کیفیت بالا؛ اسکن همپوشانی. B، زمان کوتاه و اسکن طیف گسترده؛ اسکن پرشی. C، با توجه به خط OM سر؛ اسکن مایل. (Courtesy Shimadzu Medical Systems, Seattle, Wash.)

[1] Overlap Scan [2] Skip Scan [3] Tilt Scan

مشخصات تجهیزات

تهیه یک سی‌تی اسکنر یک تجربه جالب است و یک تکنولوژیست سی‌تی باید از این فرصت استفاده کند و در چنین فعالیتی مشارکت کند. به‌طورکلی، بخش سی‌تی یا کمیته خرید مشخصات تجهیزات لازم را به اطلاع فروشنده می‌رساند. علاوه بر این، فروشندگان مشخصات تجهیزات‌شان را برای بررسی در دسترس قرار داده‌اند.

به‌طورکلی، برخی مشخصات تکنیکی عمده و ویژگی‌های یک اسکنر سی‌تی که باید در نظر گرفته شود عبارت‌اند از:

۱. **ژنراتور اشعه‌ایکس:** پارامترهای فیزیکی و عملیاتی
۲. **تیوب اشعه‌ایکس و آشکارسازها:** ظرفیت ذخیره‌سازی حرارت و نرخ خنک کردن تیوب و نوع آن، تشخیص کوانتومی و تغییر کارایی آشکارسازها
۳. **اسکن گانتری:** اندازه دهانه، محدوده انحراف گانتری و موقعیت لیزر و کنترل‌ها
۴. **تخت بیمار:** ویژگی‌های حرکتی و قدرت بالای تخت
۵. **میز اپراتور:** ویژگی‌های صفحه‌نمایش مانیتور، صفحه کلید، کنترل لمسی، ارگونومی عمومی و ملاحظات ذخیره‌سازی
۶. **میز پزشک:** سخت‌افزار و نرم‌افزار
۷. **سخت‌افزار کامپیوتری:** واحد پردازش مرکزی اصلی، سیستم‌عامل و انواع دستگاه ذخیره‌سازی و ظرفیت آن
۸. **نرم‌افزار کامپیوتری:** بازسازی تصویر، صفحه نمایش، تجسم و بسته‌های تجزیه و تحلیل
۹. **محل کاربر:** هم سخت‌افزار و هم نرم‌افزار
۱۰. لوازم جانبی
۱۱. **تجهیزات کیفیت کنترل:** فانتوم کنترل کیفیت و اندازه‌گیری دز تابشی

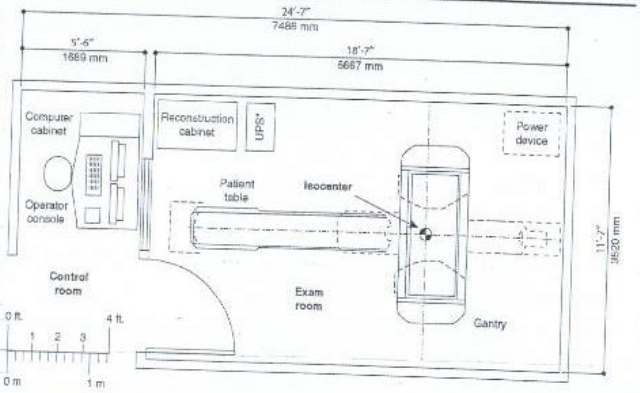
سوالات مروری

به سوالات زیر به‌منظور بررسی دانسته‌هایتان از موضوعاتی که مطالعه کرده‌اید، پاسخ دهید:

۱. هدف از سیستم تصویربرداری سی‌تی:

۱- تبدیل پرتو ایکس به داده‌های دیجیتالی
۲- آشکارسازی و اندازه‌گیری تابش عبوری از بدن بیمار
۳- تولید، شکل‌دهی و فیلتر پرتو اشعه‌ایکس

الف) گزینه ۱
ب) گزینه ۱ و ۲
ج) گزینه ۲ و ۳
د) گزینه ۱ و ۲ و ۳



شکل ۷-۲۰. چیدمان اتاق معمولی برای تجهیزات سی‌تی اسکن. (Courtesy Philips Medical Systems)

۲. کدام مکان قرارگرفتن تیوب اشعه‌ایکس و آشکارسازها است؟

الف) گانتری

ب) مکان تیوب اشعه‌ایکس

ج) ژنراتور

د) جعبه آشکارساز

۳. کدام‌یک از تجهیزات سیستم تصویربرداری نیست؟

الف) چاپگر لیزری

ب) تیوب اشعه‌ایکس

ج) کولیماتور

د) آشکارسازها

۴. کدام‌یک از ژنراتورهای زیر در سی‌تی اسکنرهای مدرن استفاده می‌شود؟

الف) تک فاز

ب) پتانسیل ثابت

ج) سه فاز

د) فرکانس بالا

۵. کامپیوتر و سیستم پردازش تصویر در یک سیستم سی‌تی اسکنر شامل همه موارد زیر است به‌جز:

الف) نرم‌افزار

ب) سیستم کسب اطلاعات

ج) سخت‌افزار

د) معماری پردازش

۶. کپی سخت‌افزاری (تصویر روی فیلم) توسط یک ... تولید می‌شود.

الف) مانیتور تلویزیون

ب) دیسک نوری لیزری

ج) تصویر گیر لیزری (چاپگر)

د) دیسک مغناطیسی

۷. کدام‌یک از موارد زیر (در میز کنترل) کنتراست تصویر را کنترل می‌کند؟

الف) صفحه لمسی

ب) درایو فلاپی دیسک

ج) صفحه‌کلید

د) پنجره کنترل

۸. نرم‌افزار سی‌تی به تمام موارد زیر اشاره دارد بجز:

الف) یونیکس

ب) سیستم‌عامل

ج) برنامه‌های نرم‌افزاری کاربردی

د) دیسک مغناطیس نوری

۹. مفهوم طراحی مدولار برای ... نظر گرفته‌شده است.

الف) تسهیل عملکرد تکنولوژیست

ب) تسهیل ارتقا اسکنر

ج) تسهیل عملکرد رادیولوژیست

د) راحتی بیمار

۱۰. یکی از تنظیمات سخت‌افزاری برای سی‌تی اسکنر:

الف) xenon CT

ب) بسته تجزیه مواد معدنی استخوانی

ج) بسته تصویربرداری سه‌بعدی

د) ایستگاه‌های کاری مستقل

منابع

Alexander, J., & Krumme, H. J. (1988). Electromedica, 56, 50–56.

Arenson, R. L., et al. (2000). Computers in imaging and healthcare: Now and in the future. Journal of Digital Imaging, 13(4), 145–156.

Beister, et al. (2012). Iterative reconstruction methods in x-ray CT. Physica Medica, 28, 94–108.

Bushberg, J. T., et al. (2012). The Essential Physics of Medical Imaging. Philadelphia: Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins.

Capron, H. L. (2005). Computers: tools for an information age. Upper Saddle River, NJ: Prentice Hall.

Covington, M. A. (1991). Computer Science-Outline notes. New York: Barron's.

Creighton, C. (1999). A literature review on communications between picture archiving and communication systems and radiology information systems and/or hospital information systems. Journal of Digital Imaging, 12, 138–143.

Dreyer, K. J., et al. (2006). PACS: A guide to the digital revolution (ed 2). New York: Springer Science + Business Media. Dümmling, K. (1984). Electromedica, 52, 13–28.

Laudon, K. C. (1994). Management information systems: organization and technology. Englewood Cliffs, NJ: Macmillan.

Lefohn, A. E., Kniss, J., Strzodka, R., Shubhabrata, S., & Owens, J. D. (2006). Glift: generic, efficient, random-access GPU data structures. ACM Transactions on Graphics, 25(1), 60–99.

Microsoft. (2002). Microsoft Press-Computer Dictionary. Redmond, CA: Microsoft Press.

Musen, M. A., & Bemmel, J. van (2002). Handbook of Medical Informatics. Heidelberg, Germany: Springer-Verlag.

Owens, J. (2005). Streaming architectures and technology trends. In M. Phar (Ed.), GPU gems 2. Upper Saddle River, NJ: Addison-Wesley.

Pratx, G., & Xing, L. (2011). GPU computing in medical physics: a review. Medical Physics, 38(5), 2685–2687.

کتاب‌شناسی

Alexander, J., & Krumme, H. J. (1998). Somatom Plus: new perspectives in computerized tomography. Electromedica, 56, 50–56.

Fujita, K., et al. (1992). Advanced computer architecture for CT. Radiology, S63.

Philips Medical Systems. (2007). Brilliance™ CT-64 channel configuration. The Netherlands: Global Information Center.

Siemens Medical Solutions. (2007). CT SOMATOM Sensation, SOMATOM Emotion, and SOMATOM Spirit— product data. Malvern, PA: Siemens Medical Solutions USA.

Toshiba America (2007). Medical Systems. Aquilion 64 CT scanner. Tustin, CA: Toshiba America Medical Systems.

Seeram, E., & Seeram, D. (2008). Image postprocessing in digital radiology: a primer for technologists. Journal of Medical Imaging and Radiation Sciences, 39, 23–41.

Seeram, E. (2011). Digital Radiography-An Introduction. Clifton Park, NY: Delmar, Cengage Learning.

Siegel, E., & Reiner, B. (2002). Image Workflow. In K. J. Dreyer, et al. (Ed.), PACS: A Guide to the digital revolution. New York: Springer-Verlag: New York Inc.

Xu, F., & Mueller, K. (2003). Towards a unified framework for rapid 3D computed tomography on commodity GPUs. Portland, OR: IEEE medical imaging conference.

Xu, F., & Mueller, K. (2004). Ultra-fast 3D filtered backprojection on commodity graphics hardware. Washington D.C.: IEEE international symposium on biomedical imaging.

۸

ابزارهای بازبینی و پس‌پردازش تصویر

رئوس مطالب

پس‌پردازش تصویر
- تعاریف
- روش‌ها

پنجره سازی
- عرض پنجره و سطح پنجره
- تغییر دادن عرض و سطح پنجره
- اثر عرض پنجره بر کنتراست تصویر
- اثر سطح پنجره بر روشنایی تصویر
- پنجره‌های از پیش تنظیم شده

پردازش تصویر دو بعدی: روش‌های اصلاح تصویر سی تی
- بازسازی چند وجهی

پردازش تصویر سه‌بعدی
- تصویربرداری سه‌بعدی: مرور کلی

ابزارهای بازبینی
- ابزارهای اصلی
- ابزارهای پیشرفته

بازبینی پیشرفته و ایستگاه های کاری تحلیل
- اجزای سخت افزاری
- اتصالات

سوالات مروری

در پایان فصل باید قادر به توضیح موارد زیر باشید:

۱. دو دسته اصلی روش‌های دستکاری تصویر را فهرست کنید و مثال هایی برای هر یک بیاورید.

۲. مفهوم پنجره سازی در سی‌تی را توضیح دهید.

۳. عرض پنجره (WW) و سطح پنجره (WL) را تعریف کنید.

۴. اگر WW و WL را به ترتیب بر کنتراست و روشنایی تصویر ارزیابی کنید.

۵. به‌طور خلاصه برنامه‌های کامپیوتری دستکاری تصویر را شرح دهید.

۶. به طور خلاصه چگونگی استفاده از سی‌تی در طراحی درمان را توضیح دهید.

۷. ابزارهای بازبینی پیشرفته و اصلی را در سی‌تی مشخص کنید.

۸. مولفه‌های سخت افزاری بازبینی پیشرفته را مشخص کنید و ایستگاه های کاری سی‌تی را تحلیل کنید.

واژه‌های کلیدی برای یادآوری

ابزارهای سنجش کمی پیشرفته	ابزارهای ترکیب تصویر چند وجهی
ابزارهای بازبینی پیشرفته	بازسازی چند سطحی (MPR)
ابزارهای بازبینی اصلی	نقطه مرجع
ابزارهای بازبینی CINE	ناحیه مطلوب (ROI)
پس‌پردازش تصویر	ابزارهای بازبینی واقعیت مجازی
ابزارهای بازبینی متقابل	ابزارهای بازبینی

روش‌های بازبینی و پس‌پردازش تصویر مربوط به حوزه پردازش تصویر دیجیتال است (فصل دو را ببینید). پس‌پردازش تصویر، بخشی از عملیات توموگرافی کامپیوتری (سی‌تی) می‌باشد. امروزه، روش‌های بسیاری برای اصلاح تصویر بازسازی شده اصلی برای مشاهده رادیولوژیست‌ها و کارشناسان رادیولوژی وجود دارد.

این فصل توضیحاتی را در مورد چندین روش پس‌پردازش تصویر که به طور رایج در سی‌تی استفاده شده است و اجازه دستکاری و تغییر مشخصات کیفی تصویر همانند روشنایی و کنتراست، به منظور افزایش تفسیر تشخیصی تصویر، می‌دهد. با این تفاسیر، عملیات‌های دیجیتال پس‌پردازش به منظور نمایش تصاویر آگزیال به فرم‌های دیگر دوبعدی همانند ساجیتال، کرونال و ایلیک و نمایش سه‌بعدی تصاویر همانند نمایش سطح سایه‌دار[1] (SSD)، نمایش پروجکشن (پروجکشن با شدت کمینه و بیشینه) و تصاویر نمایش بازبینی حجم[2] (VR) لازم می‌باشند.

علاوه بر آن، تصاویر سه‌بعدی نمایش بازبینی می‌توانند برای ایجاد دیگر کاربردها همانند تصویربرداری واقعیت مجازی استفاده شوند (کالندیر، ۲۰۰۵). این فصل همچنین یک بازبینی از ابزارهای بازبینی اصلی و پیشرفته سیستم تصویربرداری سی‌تی را شامل می‌شود.

پس‌پردازش تصویر

تعریف

پس‌پردازش تصویر اشاره به استفاده از روش‌های متفاوتی دارد (نرم‌افزار پس‌پردازش تصویر یا الگوریتم‌ها) که تصاویر بازسازی شده را برای بازبینی و تفسیر، اصلاح می‌نماید. این عملیات یا روش‌ها برای تغییر تصویر و به منظور بهبود بازبینی ساختارهای تصویر انجام می‌شود. برای مثال، شاخصه‌های تصویری همانند روشنایی و کنتراست را می‌توان برای نمایش مطلوب تغییر داد. مسئله بسیار مهم این است که این عملیات پس‌پردازش، محتوای اطلاعاتی بیش‌تری را تولید نمی‌کنند. به عنوان یک نتیجه، "محتوای اطلاعات در تصویر پردازش شده همیشه کم‌تر یا برابر با تصویر اصلی است" (گلین و همکاران، ۱۹۸۱).

روش‌ها

عملیات‌های پس‌پردازش تصویر شامل عملیات نقطه گذاری، عملیات مکانی و عملیات پردازش کلی یا روش‌های ذکر شده در فصل ۲ هستند. ضرورتاً، این عملیات به دو دسته تقسیم‌بندی می‌شوند: خطی و غیر خطی. روش‌های خطی شامل هموار کردن[3] تصویر و بهبود[4] تصویر و روش‌های غیرخطی مربوط به دستکاری مقیاس سطوح خاکستری هستند که می‌توان آن را با الگوریتم‌های مختلف انجام داد. این فصل در مورد روش‌های غیر خطی بحث می‌کنیم.

یک الگوریتم رایج که به‌طور عادی در سی‌تی به وسیله کارشناسان رادیولوژی یا رادیولوژیست‌ها استفاده می‌شود و بر مبنای روش پردازش نقطه‌ای (فصل ۲ را ببینید) می‌باشد، نقشه‌برداری سطح خاکستری[5] گفته می‌شود و به طور رایج به "افزایش کنتراست"، "کشش[6] کنتراست"، "اصلاح هیستوگرام"، "کشش هیستوگرام" یا "پنجره‌سازی" معروف می‌باشد. به دلیل اینکه پنجره سازی بیش‌ترین روش پس‌پردازش تصویر رایج در سی‌تی می‌باشد، این موضوع به طور مفصل در بخش بعدی شرح داده می‌شود. پس‌پردازش تصویر از یک سری داده‌های تصویری آگزیال ذخیره شده در کامپیوتر استفاده می‌کند تا

[1] Shaded Surface Display
[2] Volume Rendering
[3] Smoothing
[4] Enhancement
[5] Gray Level Mapping
[6] Stretching

تصاویر دو بعدی یا سه‌بعدی جدیدی را ایجاد نماید. همان طور که در ابتدا نیز اشاره شد، اگرچه تصاویر دو بعدی تصاویر تغییر یافته‌ای همانند کرونال، ساجیتال و مایل هستند، تصاویر سه‌بعدی نیز به صورت شدت بیشینه و کمینه، SSD و تصاویر VR نمایش داده می‌شوند. تصویربرداری سه‌بعدی به طور مفصل در فصل ۱۳ شرح داده شده است.

پنجره‌سازی

تصویر سی‌تی از پروجکشن داده‌های جمع‌آوری شده از بیمار بازسازی می‌شود. نتیجه بازسازی تصویر، یک تصویر دیجیتالی است. این تصویر باید به یک تصویر با مقیاس سطوح خاکستری یا gray scale تغییر کند تا به وسیله تکنسین رادیولوژی و رادیولوژیست‌ها قابل مشاهده باشد. این فرآیند به طور گرافیکی در شکل ۸-۱ آورده شده است. تصویر عددی شامل محدوده ای از اعداد سی‌تی (سطوح خاکستری) بوده که این اعداد به مقیاس سطوح خاکستری تبدیل می‌شوند. اعداد پایین به رنگ سیاه و اعداد بالا به رنگ سفید نمایش داده می‌شوند (فصل ۳ را ببینید).

پنجره‌سازی روشی است که به وسیله آن، تصاویر مقیاس سطوح خاکستری را می‌توان با اعداد تصویر سی‌تی دستکاری نمود (کالندیر، ۲۰۰۵؛ سیرام، ۲۰۰۵ و ۲۰۱۰؛ سیرام و سیرام، ۲۰۰۸؛ اوکس و همکاران، ۲۰۱۲). اپراتور می‌تواند این اعداد را به منظور بهینه‌سازی نمایش ساختارهای متفاوت، همان‌طور که در شکل ۸-۲ نشان داده شده است، تغییر دهد. با دستکاری اعداد سی‌تی بافت‌های مختلف، این تصویر می‌تواند به شکل بافت‌های نرم و ساختارهای متراکم همانند استخوان ظاهر شود.

کنتراست و روشنایی تصویر به سادگی با دو مکانیزم عرض پنجره (WW) و سطح پنجره (WL) کنترل می‌شود.

عرض و سطح پنجره

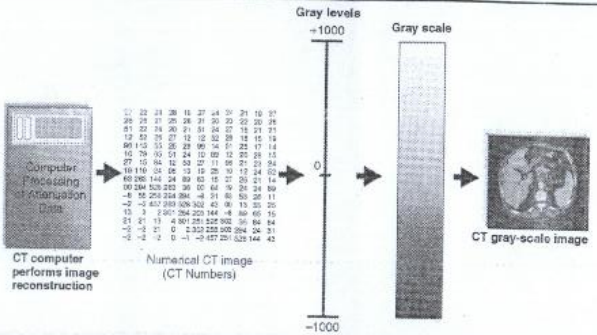
تعاریف

محدوده‌ای از اعداد سی‌تی در تصویر را که حداکثر تعداد سطوح خاکستری که بر روی مانیتور سی‌تی نمایش داده می‌شود را تعیین می‌کند، عرض پنجره یا WW گویند. سطح پنجره به عنوان مرکز یا نقطه میانی محدوه اعداد سی‌تی تعریف می‌شود (شکل ۸-۳). در شکل ۸-۳ عرض پنجره برابر با ۲۰۰۰ (۱۰۰۰+۱۰۰۰)، سطح پنجره برابر با ۰ و تعداد سایه‌های خاکستری برابر با ۲۵۶ تعیین شده است.

با تغییر عرض و سطح پنجره می‌توان کنتراست و روشنایی تصویر را بهینه نمود. "یک عرض پنجره وسیع نشان دهنده مقیاس خاکستری بزرگ یا مجموعه بزرگی از اعداد سی‌تی که مقدار و میزان خاکستری تصویر را تعیین می‌کند، می‌باشد." بنابراین، محدوده تغییرات بین اعداد سی‌تی پایین‌تر که به صورت سیاه نمایش داده می‌شود و اعداد سی‌تی بالاتر که به صورت سفید نمایش داده می‌شود، وسیع خواهد شد. عرض پنجره باریک، بیان کننده این است که تغییر از سیاه به سفید، بر روی اعداد سی‌تی کمی صورت می‌گیرد (مورگان، ۱۹۸۳).

شکل ۸-۴ تاثیر WW پهن (WW=۲۰۰۰) و شکل ۸-۵ تاثیر استفاده از یک WW باریک (WW=۱۰۰۰) بر مقیاس سطوح خاکستری تصویر و به منظور بهینه سازی کنتراست تصویر را نشان می‌دهد. همان طور که در شکل ۸-۵، A، نشان داده شده است، محدوده بالاتر و پایین‌تر سطوح خاکستری می‌تواند با استفاده از مقادیر WW و WL و از طریق روابط زیر محاسبه شود:

- مقدار تراز خاکستری بالاتر= WL+WW ÷ 2
- مقدار تراز خاکستری پایین‌تر= WL-WW ÷ 2



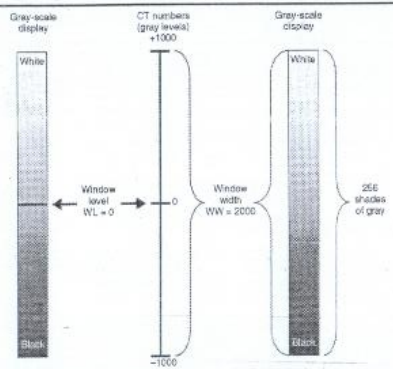
شکل ۸-۱: فرآیندهای کامپیوتری داده‌های تضعیف جمع شده از بیمار به منظور ایجاد اعداد سی‌تی. این اعداد یک تصویر عددی (تصویر دیجیتال) را نشان می‌دهند که بعد از آن به یک تصویر در مقیاس سطوح خاکستری برای مشاهده ناظر تبدیل می‌شود. اکنون این تصویر، شیئی برای پس‌پردازش تصویر دیجیتال همانند پنجره‌سازی است.

شکل ۸-۲: ساختارهای مختلف شکم می‌توانند برای مشاهده و با استفاده از پنجره‌سازی، بعنوان یک تکنولوژی پس‌پردازش تصویر دیجیتال، بهینه شوند. این روش به منظور دستکاری تصویر مقیاس خاکستری و با استفاده از اعداد سی‌تی انجام می‌شوند.

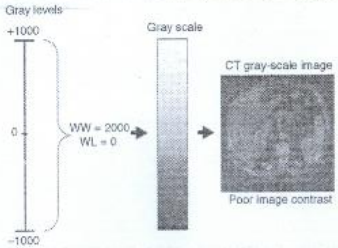
دستکاری عرض و سطح پنجره

نمایش گرافیکی از اثر عرض و سطح پنجره‌های متفاوت در شکل ۸-۶ نشان داده شده است. برای سادگی توضیح، یک عرض پنجره ۲۰۰۰ و یک سطح پنجره ۰ استفاده شده است. در شکل ۸-۶، A، محدوده اعداد سی‌تی ۱۰۰۰+ برای استخوان و ۱۰۰۰- برای هوا را نشان می‌دهد. در این وضعیت، عرض پنجره برابر با ۲۰۰۰ که ۱۰۰۰ عدد بالای صفر سی‌تی و ۱۰۰۰ عدد زیر صفر می‌باشند؛ نقطه میانی سطح پنجره برابر با صفر است؛ این عدد به صورت یک نقطه مرجع شناخته شده که در این نقطه آب را نمایش می‌دهد. هوا با عدد سی‌تی ۱۰۰۰- را نیز به عنوان یک نقطه مرجع در نظر می‌گیرند.

در شکل ۸-۶، B، عرض پنجره برابر با ۲۰۰ و سطح پنجره برابر با ۴۰ است. در این‌جا، تمام اعداد سی‌تی بزرگ‌تر از ۱۰۰+ با رنگ سفید و اعداد سی‌تی کمتر از ۱۰۰- به صورت سیاه ظاهر می‌شوند، در حالی که بین ۱۰۰+ و ۱۰۰- به عنوان سایه‌های خاکستری مشاهده می‌شوند.



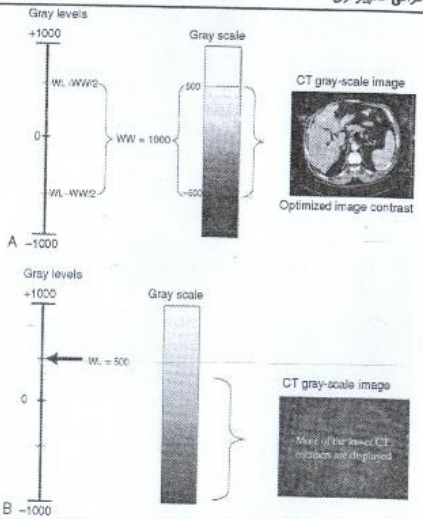
شکل ۸-۳: مفاهیم WW و WL و تطابق سطوح خاکستری و مقیاس سایه روشن. در حالی که WW گستره‌ای از اعداد سی‌تی است که یک تصویر را ایجاد می‌کند، WL به عنوان مرکز گستره اعداد مشخص شده است.



شکل ۸-۴: تاثیر یک WW گسترده بر مقیاس سطوح خاکستری تصویر. در این وضعیت WW برابر با ۲۰۰۰ یک تصویر با کنتراست ضعیف ایجاد می‌کند. WL در صفر تنظیم شده است.

در شکل ۸-۶، C، عرض پنجره برابر با ۲۰۰ و سطح پنجره برابر با ۴۰+ می‌باشد. اعداد سی‌تی کمتر از ۶۰- به صورت سیاه و اعداد سی‌تی بزرگ‌تر از ۱۴۰+ به صورت سفید ظاهر می‌شوند و ما بین ۱۴۰+ و ۶۰- با سایه‌های خاکستری نمایش داده می‌شود.

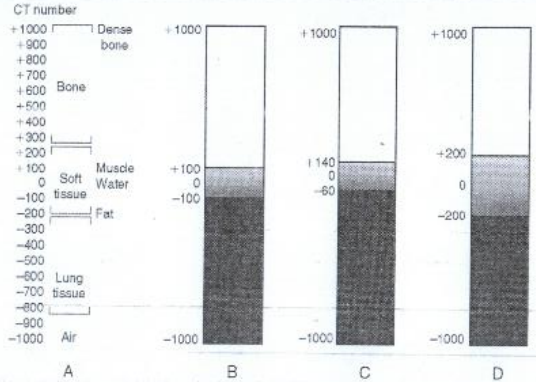
در شکل ۸-۶، D، عرض پنجره برابر با ۴۰۰ و سطح پنجره برابر با صفر است. تمام اعداد سی‌تی بزرگ‌تر از ۲۰۰+ به رنگ سفید و کمتر از ۲۰۰- به رنگ سیاه نمایش داده می‌شوند و آن‌هایی که بین ۲۰۰+ و۲۰۰- هستند به صورت سایه‌های خاکستری ظاهر می‌شوند. اگر کل محدوده اعداد سی‌تی (کل عرض پنجره وارد شده) نسبت به بخشی از آن نمایش داده شوند، "تفاوت‌های کوچک در تضعیف بین بافت‌های نرم، مشخص نخواهند بود" (زانتز، ۱۹۸۴).



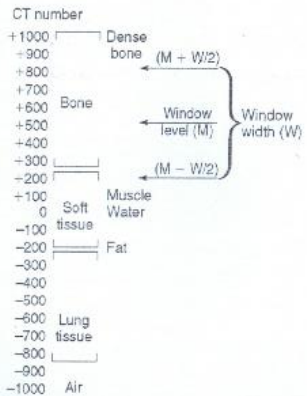
شکل ۸-۵: اثر یک WW باریک بر مقیاس سطوح خاکستری تصویر. در این مورد WW برابر ۱۰۰۰ تصویری با کنتراست بهینه ایجاد می‌کند که با تصویر که با یک WW برابر ۲۰۰۰ مقایسه می‌شود، همان طور که در شکل ۸-۴ نشان داده شده است. WL در صفر تنظیم شده است. گرچه محدودیت بالاتر مقیاس سطوح خاکستری با رابطه (WL+WL/2(0−1000/2 =500) محاسبه شده است، محدوده پایین‌تر مقیاس برابر است با: (WL-WL/2(0-1000/2 =-500).

باید توجه داشت که گستره عدد سی‌تی در میان اسکنرهای مختلف، متفاوت است. اگرچه این گستره برای برخی سی‌تی اسکنرها از ۱۰۰۰- تا واحدهای هانسفیلد ۳۰۹۵+ (HU: ۴۰۹۵ اعداد سی‌تی) متفاوت است، این گستره برای دیگر اسکنرها ممکن است ۲۰۴۸- به ۶۱۴۳+ HU باشد (اعداد ۸۱۹۱ سی‌تی). مقیاس سطوح خاکستری بافت، در یک طرف، سفید و در طرف دیگر سیاه بوده و سایه‌های خاکستری در میان این دو هستند. مقیاس خاکستری همانطور که WW پهن‌تر و یا باریک‌تر می‌شود، تغییر می‌کند. برای ساختارهای استخوانی، WW باید شامل اعداد سی‌تی بزرگ‌تر مقیاس باشند. برای ساختارهایی که همانند هوا، WW به طرف اعداد سی‌تی پایین‌تر مقیاس قرار می‌گیرند. به‌طور مشابه، WL می‌تواند هر جای مقیاس بسته به ساختارهای مورد نظر بیفتد (شکل ۸-۷). مثالی از تنظیم WW و WL بر ظاهر تصویر سی‌تی قفسه سینه در شکل ۸-۸ نشان داده شده است.

در بحث استفاده بهینه از WW و WL در سی‌تی بالینی، پرلاند (۱۹۸۷) به موارد زیر اشاره کرد:



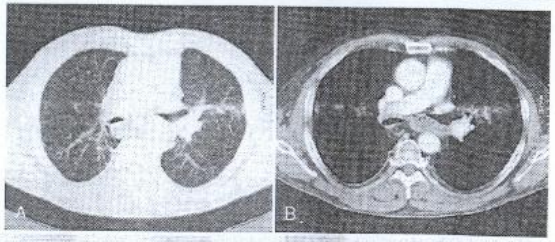
شکل ۸-۶: نمایش گرافیکی تنظیمات WW و WL متفاوت که بر ظاهر تصویر سی‌تی اثر می‌گذارند.



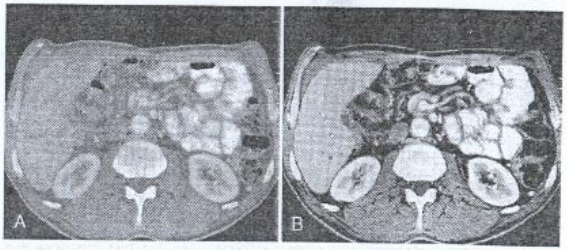
شکل ۸-۷: رابطه بین WL و WW این پنجره‌ها می‌توانند در طول مقیاس برای بهینه کردن تصویر ساختار مشخص امتداد یابند.

۱. پنجره‌های پهن (۴۰۰HU تا ۲۰۰۰HU) باید برای بافت‌هایی که در تصویر دارای اختلاف جذب بالا هستند، استفاده شوند. برای مثال، اسکن‌های شکم بعلت وجود بافت چربی، مایع و عضله معمولا در ۳۵۰HU به ۶۰۰HU گرفته می‌شوند. ریه و استخوان در ۱۰۰۰HU تا ۲۰۰۰ HU گرفته خواهند شد تا فضاهای هوا و عروق ریه‌ها و قشر و مغز استخوان را شامل شوند.

۲. پنجره‌های باریک (۵۰ HU تا ۳۵۰HU) باید برای نمایش بافت‌های نرم موجود در ساختارهایی که شامل بافت‌های مختلف با چگالی‌های مشابه هستند، استفاده شوند. برای مثال، مغز باید در ۸۰ HU تا ۱۵۰ HU گرفته شود تا تفاوت بین مواد خاکستری و سفید نشان داده شود. کبد ممکن است در ۱۰۰ HU تا ۲۵۰ HU گرفته شود تا متاستازهای کبدی مشاهده شود. تاثیرات هر دو عرض پنجره پهن و باریک بر ظاهر تصویر در شکل ۸-۹ نشان داده شده است.



شکل ۸-۸: اثر تنظیم WW و WL بر ظاهر تصویر. A: WW ریه برابر با HU ۱۵۰۰ و WL برابر با HU ۵۰۰- استفاده می‌کند. B: WW بافت نرم برابر HU ۵۰۰ و WL برابر با HU ۴۰+ استفاده می‌کند (انحصاری سیستم‌های پزشکی زیمنس).



شکل ۸-۹: اثر WW پهن (A) و WW باریک (B) بر ظاهر تصویر سی‌تی. (انحصاری سیستم‌های پزشکی زیمنس)

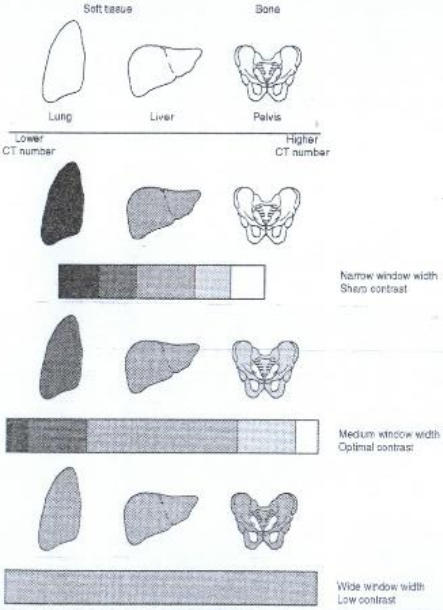
۳. سطح پنجره‌ها WL باید نزدیک متوسط جذب بافت‌های مورد نظر قرار گیرند. برای مثال، اسکن‌های شکم در سطح HU۰ تا HU ۶۰ دیده می‌شود، زیرا چربی عدد تضعیفی از HU ۶۰- تا HU ۱۰۰- دارد، در حالی که اعداد تضعیف عضله و احشا با کنتراست وریدی ممکن است گستره‌ای از HU ۶۰ تا HU ۱۵۰ داشته باشند. ریه در سطح HU ۶۰۰- تا HU ۷۵۰- دیده می‌شود.

تاثیر عرض پنجره بر کنتراست تصویر

در حالت کلی، می‌توان کنتراست تصویر سی‌تی را با تغییر WW تغییر داد (شکل ۸-۱۰). هنگامی که WW بزرگ باشد (WW بزرگ‌تر)، سه ساختار متفاوت ریه، کبد (بافت‌های نرم) و لگن (استخوان)- نوار خاکستری مشابهی دارند (پایین نمودار). با یک WW باریک، کنتراست بسیار دقیقی به منظور نشان دادن جایی که ریه‌ها سیاه، استخوان سفید و کبد به صورت نوارهای خاکستری، وجود دارد.

در نهایت، کنتراست تصویر با استفاده از یک WW متوسط (وسط نمودار) بهینه شده است.

تاثیر سطوح WW متفاوت (۶۰۳، ۴۹۹، ۲۴۹ و ۹۵) بر تصویر سی‌تی شکم با WL ثابت (۴۰+) به طور واضح در شکل ۸-۱۱ نشان داده شده است. نتایج زیر ممکن است مطرح شوند:



شکل ۸-۱۰: اثر WW بر ظاهر اعضای مختلف با اعداد سی‌تی بسیار متغیر

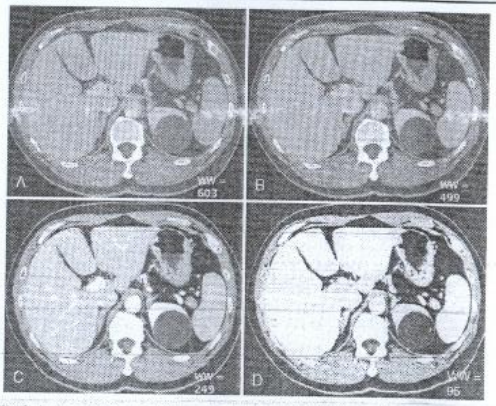
۱. همان طور که WW افزایش می‌یابد، کنتراست کاهش می‌یابد (شکل ۸-۱۱، A).

۲. همان طور که WW کاهش می‌یابد، کنتراست بیش‌تر می‌شود. این تصویر با WW برابر ۹۵ به طور کامل سیاه و سفید دیده می‌شود (شکل ۸-۱۱، D).

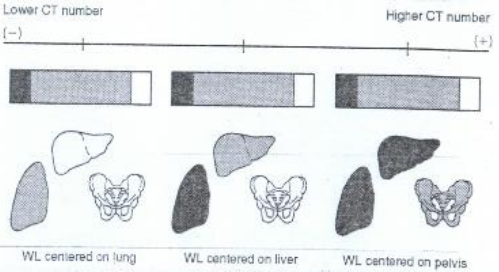
۳. کنتراست با سطح WW متوسط (بسته به بازبینی ناظر) زمانی که WW برابر با ۴۹۹ برای بهینه سازی ساختارهای شکمی معین در نظر گرفته شود، بهینه شده و احتمالا بهترین است (شکل ۸-۱۱، B).

اثر سطح پنجره بر روشنایی تصویر

شکل ۸-۳ WL را به عنوان عدد سی‌تی در وسط WW نشان می‌دهد و مقیاس سطوح خاکستری متوسط را نمایش می‌دهد، همان طور که از نظر گرافیکی در شکل ۸-۱۲ نشان داده شده است، زمانی که WL بر ریه‌ها متمرکز شده‌اند (اعداد سی‌تی پایین‌تر)، نمایش ساختار برای آن بافت بهینه شده است. تصویری را نشان می‌دهد و کبد (بافت نرم) و لگن (استخوان) به صورت سفید نمایش داده شده است.



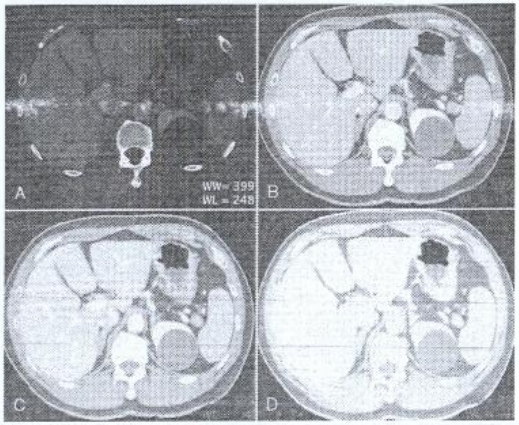
شکل ۸-۱۱: اثر WWهای متفاوت (با WL=+40 مقدار ثابت) بر کنتراست تصویر با یک مقدار WL ثابت. همان طور که WW از (A) ۶۰۳، (B) ۴۹۹، (C) ۲۴۹، به (D) ۹۵ می‌رسد، کنتراست بهبود می‌یابد.



شکل ۸-۱۲: نمایش گرافیکی اثر WL بر درجه خاکستری ظاهر اعضای مختلف.

از طرف دیگر، زمانی که WL بر لگن (اعداد سی‌تی بالاتر) متمرکز شده است، نمایش تصویر برای لگن بهینه شده و ریه‌ها و کبد به رنگ سیاه ظاهر شده‌اند. در نهایت، با WL متمرکز بر کبد (اعداد سی‌تی متوسط)، لگن با رنگ سفید ظاهر شده و نمایش کبد بهینه است.

اثرات سطوح WL متفاوت (با WW ثابت) بر نمایش تصاویر شکم در شکل ۸-۱۳ نشان داده شده است. همان طور که WL از ۲۴۸+ به ۱۰۶- کاهش می‌یابد، تصویر از سیاه (شکل ۸-۱۳، C) به سفید (شکل ۸-۱۳، D) تغییر می‌کند. یک نمایش گرافیکی از این اثر به طور واضح در



شکل ۸-۱۳: اثر WL متفاوت بر نمایش تصویر با WW ثابت. همان طور که WL از ۲۴۸+ به ۱۰۶- کاهش می‌یابد، تصویر از (A) سیاه به (D) سفید تغییر می‌کند.

شکل ۸-۱۴ نمایش داده شده است. همان طور که WL به طرف اعداد سی‌تی بالاتر حرکت می‌کند (عمدتا سفید)، اعداد سی‌تی بیش‌تری با مقادیر پایین‌تر (به طور کلی سیاه) نمایش داده می‌شوند. به علاوه، همان طور که WL به طرف اعداد سی‌تی پایین‌تر حرکت می‌کند، اعداد سی‌تی بیش‌تری با مقادیر بالاتر نمایش داده می‌شوند و تصویر سفید به نظر می‌آید.

پنجره‌های از پیش تنظیم شده

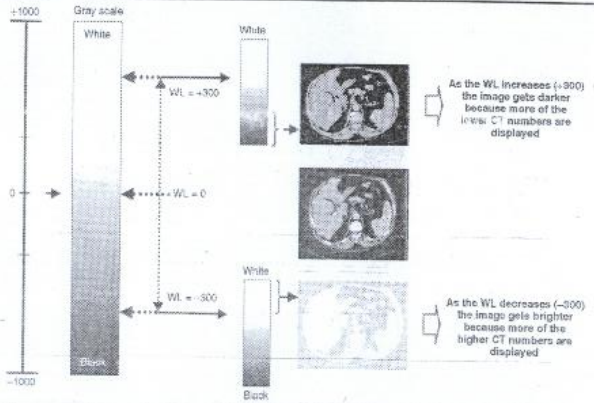
پنجره‌های از پیش تنظیم شده برای اسکنرها در دسترس می‌باشند تا پنجره سازی را بهینه کنند. به عنوان مثال، یک نمایش پنجره دوگانه (دوتایی) نمایش همزمان دو محدوده چگالی متفاوت را تسهیل می‌کند. هر دو پنجره عرض و سطح پنجره متفاوت دارند (شکل ۸-۱۵). اگرچه یک سطح پنجره منفرد فقط یک ناحیه آناتومی را نشان می‌دهد، یک پنجره دوگانه، کانتور بهتری برای مجزا کردن دو سطح آناتومی مختلف ایجاد می‌کند (شکل ۸-۱۶).

پردازش تصویر دوبعدی: روش‌های بازسازی تصویر سی‌تی

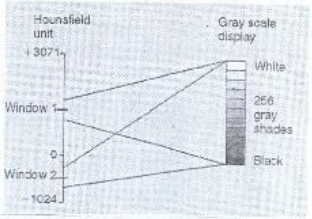
بازسازی چندوجهی

بازسازی چندوجهی[1] (MPR)، گاهی به قالب بندی مجدد تصویر و یا اصلاح تصویر (با بازسازی تصویر اشتباه نشود)، اشاره دارد. بازسازی چند وجهی یک برنامه کامپیوتری است که می‌تواند تصاویر کرونال، ساجیتال و تصاویر پاراآگزیال را از انبوهی از اسکن‌های آگزیال متوالی ایجاد نماید (شکل ۸-۱۷).

[1] Multiplanar Reconstruction



شکل ۸-۱۴: نمایش گرافیکی این اثر (شکل ۸-۱۳). همان طور که WL به طرف اعداد سی‌تی بزرگ‌تر (به تدریج سفید) می‌رود، بیش‌تر اعداد سی‌تی با مقادیر پایین‌تر (به تدریج سیاه) نمایش داده می‌شوند. همان طور که WL به طرف اعداد سی‌تی پایین‌تری حرکت می‌کند، بیش‌تر اعداد سی‌تی با مقادیر بالاتری نمایش داده می‌شوند و تصویر سفید به نظر می‌رسد.

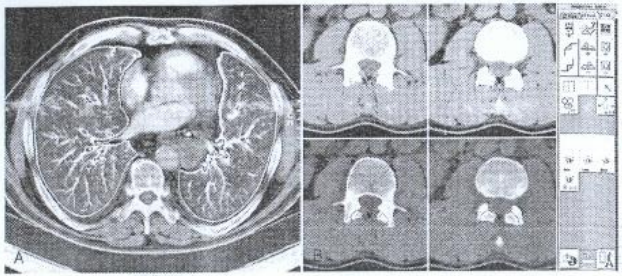


شکل ۸-۱۵: اصول اساسی پنجره دوگانه (تحصاری سیستم‌های پزشکی زیمنس، ایسلین، لجی).

تصویر ساجیتال، صفحه‌ای است که از جلو به عقب یک ناحیه آناتومی حرکت می‌کند و بدن را به بخش‌های راست و چپ تقسیم می‌کند. تصویر کرونال، صفحه‌ای است که از راست به چپ یک ناحیه آناتومی حرکت می‌کند و بدن را به بخش‌های جلویی و عقبی تقسیم می‌کند. تصویر پاراکسیال، صفحه‌ای است که از میان صفحات کرونال و ساجیتال و در طول یک ناحیه آناتومی عبور می‌کند.

نمای نامنظم، مایل و دیگر نماها را نیز می‌توان ایجاد نمود. نمای نامنظم (مثلا خطی یا منحنی شکل) با استفاده از انبوهی از تصاویر عرضی پیوسته بازسازی می‌شود (شکل ۸-۱۸). نمای مایل می‌تواند با حداقل سه نقطه مشخص دلخواه در تصویر عرضی مختلف بازسازی شود (شکل ۸-۱۹).

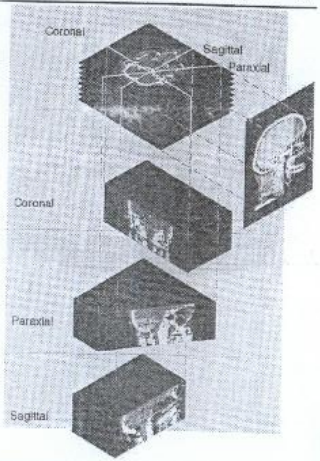
در چهارچوب مفهومی به منظور ایجاد این تصاویر (شکل ۸-۲۰)، وکسل سمت چپ، اطلاعات ذخیره شده در یک حجمی از بافت را نمایش می‌دهد. در فرمت مجدد، برنامه کامپیوتری از هر مجموعه‌ای از نقاط به منظور ایجاد یک تصویر از صفحه انتخاب شده، استفاده می‌کند. ماکی (Mackay) (۱۹۸۴) به موارد زیر اشاره کرد:



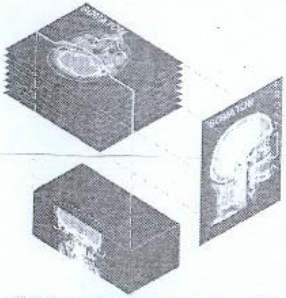
شکل ۸-۱۶: A: نمایش تصویر دوگانه با یک WW و WL به ترتیب برابر با ۷۵۰ HU و ۷۳۰- HU، و یک WW و WL برابر با ۵۰۰ HU و ۳۵ HU، B: پنجره‌های دوگانه به کاربر اجازه می‌دهند تا پنجره‌های استخوان و بافت نرم را به طور همزمان ببیند (تحصاری سیستم‌های پزشکی زیمنس، ایسلین، لجی).

فرض کنید در شکل اولین تصویری که محاسبه و ذخیره شده است، وجه سمت چپ مکعب، باشد و به دنبال آن صفحه موازی با آن با شماره ۲ و به دنبال آن سومین گروه از پروجکشن‌ها که برای شکل دادن به صفحه موازی جمع آوری شده شماره ۳ و به همین صورت تا آخر باشد. همه این نقاط به تدریج در مکعب انباشته و در کامپیوتر ذخیره می‌گردد، به طوری که می‌توان گفت وضعیت ذخیره‌سازی یک عدد، بیانگر موقعیت یک نقطه در مکعب می‌باشد. هر یک از صفحات اصلی را می‌توان بوسیله فراخوانی[1] آن شماره که نشان دهنده آن نقاط در آن صفحه است و با ایجاد روشنایی مناسب روی صفحه نمایشگر در موقعیت مربوطه نمایش داد. به جای صفحه نمایش می‌توان آن نقاط را در مرکز مقطع (شکل ۸-۱۶) نشان داد. به عنوان نمونه در قسمت پایین و سمت چپ صفحه، نقطه با مشخصات (I, B ,a) از اولین مقطع نمایش داده شده است. در کنار آن نقطه‌ای دیگر از زیر دومین مقطع و یک عدد بیش‌تر از قسمت راست و آنی آخر نشان داده شده است. به همین ترتیب با فراخوانی همه نقاطی که از وجه سمت راست مکعب یک عدد جلوتر قرار گرفت اند، می‌توان مقطعی را نمایش داد که عمود بر همه سطوحی که اسکن شده است، باشد. به جای این کار برای نمایش این نقاط می‌توان از سمت چپ با یک عدد بیش‌تر در هر مرحله متوالی به سمت یک خط جدید بر روی صفحه نمایشگر حرکت نمود و در نتیجه نمایش یک سطح در یک زاویه از میان بدن بیمار، همان گونه که در سمت راست شکل است، مشاهده نمود. واضح است که از این ردیف اطلاعات محاسبه شده می‌توان هر مقطعی از حجم بدن را نمایش داد. اغلب، مقاطعی که عرض جسم می‌گذرند، فضای وسیع‌تری را نسبت به خطوطی که در عرض مقطع و برای ایجاد پروجکشن‌های اصلی هستند، اشغال می‌کنند. در این حالت قدرت تفکیک در حالت نمایش مایل همانند نمایش در عرض تصویر نمی‌باشد.

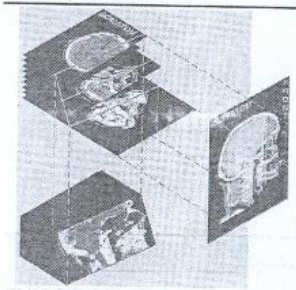
[1] Calling Up



شکل ۸-۱۷: بازسازی چند صفحه ای شامل یه کارگیری کامپیوتر برای بازسازی صفحات ساجیتال کرونال، مایل و ساجیتال، از مجموعه صفحات اکسیال متوالی می‌باشد.



شکل ۸-۱۸: نمای نامنظم یا استفاده از روش‌های بازسازی چندوجهی و با استفاده از انبوهی از مقاطع آگزیال پیوسته ایجاد می‌شوند (کمحساری سیستم‌های پزشکی زیمنس، ایسلین، اِنجی).



شکل ۸-۱۹: نماهای مایل می‌توانند با استفاده از روش‌های بازسازی چندوجهی و با استفاده از نقاط معین در برش‌های آگزیال مختلف بازسازی شوند.

Stored point information | One orthogonal reconstruction | Tilted reconstruction

شکل ۸-۲۰: چهارچوب مفهومی برای ایجاد تصاویر فرمت شده در سی‌تی

مزایا و معایبی برای فرمت مجدد تصویر وجود دارد (جدول ۱-۸ را ببینید). معایب اصلی شامل موارد زیر می‌شود:

۱. توانایی مشاهده ساختارهای خاص همانند اعصاب اپتیک و آسیب‌های ساختارهای مجاور.

۲. به منظور تعیین مقدار دقیق آسیب‌ها یا شکستگی‌ها برای کمک به نوکالیز کردن آسیب‌ها و قطعات استخوانی درون مفصلی یا اجسام خارجی به کار می‌رود.

یکی از نقایص عمده بازسازی چندوجهی مربوط به کیفیت تصویر می‌باشد. به این معنی که جزئیات تصویر به خوبی تصاویر آگزیال به‌دست آمده نمی‌باشد. کیفیت تصویر دوباره بازسازی شده بستگی به کیفیت تصاویر آگزیال

داشته و لذا بسیار مهم است که بیمار هنگام تصویربرداری بدون حرکت بوده و یا نفس نکشد. علاوه بر آن، ضخامت صفحه روی جزئیات تصویر اثر می‌گذارد، به طوری که صفحات ضخیم موجب محوشدگی و از دست دادن جزئیات ساختاری می‌شود.

کادر ۱-۸: تصاویر فرمت شده

مزایا

- بازبینی ساختارهای خاص در ارتباط با ساختارهای مجاور
- تعیین اندازه آسیب یا شکستگی
- کمک به تعیین مکان آسیب، قطعات استخوان یا اجسام خارجی

معایب

- کاهش جزئیات تصویر

فرآیند تصویربرداری سه‌بعدی

تصویربرداری سه‌بعدی : مرور کلی

تصویربرداری سه‌بعدی در سی‌تی متعلق به گروهی از پردازش‌های تصویر دیجیتال که به "سنتز تصویر اشاره دارد، (فصل ۲ را ببینید) می‌باشد. در عملیات سنتز تصویر، "تصویر با استفاده از دیگر تصاویر یا داده‌های غیر تصویری ایجاد می‌شود. این عملیات زمانی که یک تصویر از نظر فیزیکی غیرممکن یا از نظر دسترسی، غیر عملی باشد و یا در کل به شکل فیزیکی وجود نداشته باشد" (باکسیس، ۱۹۹۴)، استفاده می‌شود. عملیات سنتز شامل روش‌های بازسازی تصویر (فصل ۵ و ۶ را ببینید) است که پایه و اساس تصویربرداری سی‌تی و MRI و روش‌های بازبینی سه‌بعدی می‌باشند و مبنای آن‌ها، تکنیک‌های گرافیک کامپیوتر می‌باشد. نرم‌افزارهای خاص، اطلاعات داده‌های آگزیال را برای نمایش تصاویر سه‌بعدی به صورت نمایش دوبعدی روی صفحه تلویزیونی، جمع‌آوری می‌کند.

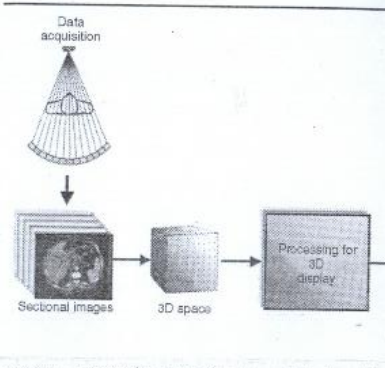
توضیح کلی در مورد تصویربرداری سی‌تی سه‌بعدی موضوع این فصل نیست، اما درباره آن در فصل ۱۳ بسیار شرح داده شده است. با این حال، معرفی برخی از مفاهیم تصویربرداری در اینجا مهم است.

تصویربرداری سه‌بعدی توجه ویژه‌ای را در رادیولوژی به دست آورده است (بولان، ۲۰۱۳؛ کالهون و همکاران، ۱۹۹۹؛ چاپلین و همکاران، ۲۰۰۴؛ کادی، ۲۰۰۱؛ دالریمپل و همکاران، ۲۰۰۵؛ فاتریکارو همکاران ۲۰۰۶؛ فیشمان و همکاران، ۲۰۰۶؛ کالیندر، ۲۰۰۵؛ لی و همکاران، ۲۰۰۶؛ فیلیپ و همکاران، ۲۰۰۳؛ سیرام، ۲۰۰۱؛ ۲۰۰۵؛ سیرام و سیرام، ۲۰۰۸؛ آدوپا، ۱۹۹۹؛ رانگ و همکاران، ۲۰۱۱). اخیرا از آن در تصویربرداری سی‌تی، MR و دیگر مدالیته‌های تصویربرداری و به منظور فراهم‌آوری اطلاعات کمی و کیفی تصاویر جهت تسهیل و بهبود تشخیص استفاده شده است.

چهارچوب کلی تصویربرداری سه‌بعدی (شکل ۸-۲۱) شامل چهار مرحله اصلی می‌باشد: دریافت داده‌ها، ایجاد فضای سه‌بعدی (همه اطلاعات وکسل در کامپیوتر ذخیره شده است)، فرآیندی برای نمایش تصویر سه‌بعدی و در نهایت نمایش تصویر سه‌بعدی. تصاویر می‌توانند به صورت تصاویر پروجکشن، همانند پروجکشن شدت بیشینه (MIP) و تصاویر پروجکشن شدت کمینه (MinIP)، تصاویر SSD، تصاویر VR و تصاویر واقعیت مجازی نمایش داده شوند. اصول ایجاد هر یک از این تصاویر در فصل ۱۳ توضیح داده شده اند.

ابزارهای بازبینی

ابزارهای بازبینی همانند پنجره‌سازی، برنامه‌های کامپیوتری هستند که اطلاعات اضافی برای متخصص جهت تشخیص آسان را فراهم می‌کند. ابزارهای بازبینی از سطح ابتدایی تا پیشرفته می‌باشند.



شکل ۸-۲۱: فرمت کلی تصویربرداری سه‌بعدی که شامل چهار مرحله اصلی می‌باشد: دریافت داده، ایجاد آنچه که فضای سه‌بعدی نامیده می‌شود، پردازش تصویر دیجیتال برای نمایش تصویربرداری سه‌بعدی و در نهایت، نمایش تصویر سه‌بعدی. همان طور که اشاره شد، چندین تصویر سه‌بعدی می‌توان نشان داده شود تا نیازهای ناظر را فراهم کند.

ابزارهای ابتدایی

ابزارهای بازبینی ابتدایی، برنامه‌های کامپیوتری اصلی هستند که همراه با سیستم سی‌تی می‌باشند (شکل ۸-۲۲):

۱. تصویربرداری چند بخشی و پنجره سازی چند بخشی (شکل ۸-۲۲، A)

۲. بزرگنمایی تصویر (شکل ۸-۲۲، B)

۳. بررسی مختصات هندسی همانند فواصل و زوایا (شکل ۸-۲۲، C)

۴. برهم نهی مختصات برای ایجاد رفرنس جهت بیوپسی (شکل ۸-۲۲، D).

۵. مشخص کردن اینکه کدام پیکسل در نواحی معینی از تصویر می‌توانند روشن‌تر دیده شوند (شکل ۸-۲۲، E).

۶. هیستوگرام سی‌تی که نقشه‌ای از مقادیر پیکسل می‌باشد، بعنوان تابعی از فرکانس با هر مقداری که رخ می‌دهد؛ این می‌تواند برای تمام تصویر ورودی یا یک بخشی از تصویر، بعنوان ناحیه مطلوب (ROI، شکل ۸-۲۲، F) انجام گیرد.

۷. آمارهای ROI، که به محاسبات آماری میانه و انحراف معیار ROI می‌پردازند.

۸. انتقال ROI، که به وسیله آن ROI می‌تواند از یک برش به برش دیگر منتقل شود.

۹. شکاف تصویربرداری، که در آن یک تصویر می‌تواند به دو جزء برش باریک شکافته شده و توانند به یک برش ضخیم منفرد ترکیب شوند.

بسته‌های نرم‌افزاری انتخابی همچنین برای کاربردهای سی‌تی در دندان پزشکی، سی‌تی دینامیک، شبکه سازی، ایستگاه‌های کاری و تصویربرداری سه‌بعدی وجود دارند.

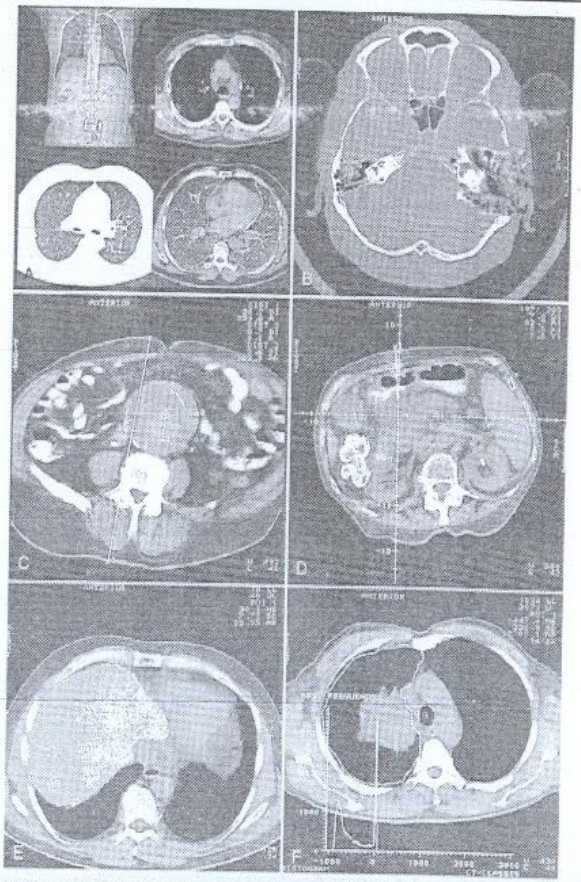
ابزارهای پیشرفته

ابزارهای بازبینی پیشرفته نیازمند ایستگاه‌های کاری کامپیوتری قدرتمند به همراه پردازش تصویر با امکانات و

حافظه اضافه شده و با کنترل میزان زیادی از داده‌هایی که در روش‌های بازبینی متنوعی استفاده شده‌اند، می‌باشند. یک مثالی از این نوع ایستگاه کاری در شکل ۸-۲۳ نشان داده شده است. اخیرا، یک محدوده متنوعی از ابزارهای بازبینی پیشرفته از نظر تجاری دردسترس هستند:

- ابزارهای بازبینی سه‌بعدی به کاربر اجازه نمایش تصاویر سه‌بعدی مختلف از داده‌های آگزیال را می‌دهد. نمایش سه‌بعدی در سه دسته قرار می‌گیرند: SSD (انتقالات سطحی)، VR و MIP و MinIP. همان طور که ژانگ و همکارانش (Zhang et al) (۲۰۱۱)، اشاره کردند "اخیرا، کارایی بیش‌تری با استفاده از الگوریتم‌های نمایش بازبینی حجم در واحدهای پردازش گرافیکی (GPUها) بدست می‌آید." مشخصات اصلی GPU در فصل ۷ ارائه شده است.
- آنژیوگرافی توموگرافی کامپیوتری (CTA) روش نسبتا جدیدی است که بر مبنای اصول اسکن حجمی حاصل می‌شود. این یک کاربردی از تصویربرداری سه‌بعدی است و بسیار در بررسی سیستم‌های وابسته به گردش خون کاربرد دارد. مثال‌هایی از ابزارهای مشاهده CTA شامل آنژیوگرافی چهاربعدی، ردیابی عروق، رد خونریزی جمجمه و حجم هدف چندگانه است.
- در آنژیوگرافی چهاربعدی، بعد چهارم به جای زمان، کدورت است و بر مبنای فناوری VR می‌باشد. تغییرات مقادیر کدورت بافت‌های مختلف، ناظر را قادر به مشاهده همزمان استخوان، بافت نرم و ساختار عروقی و در نتیجه ساختارهای پس زمینه و پیش زمینه قابل مشاهده، می‌کند. آنژیوی چهاربعدی بر روش‌های MIP معمولی برای مشاهده اتساع عروقی، سرخرگ کلیوی، استنت‌ها و انسدادات کاروتید برتری دارد. حجم هدف MIP به کاربر اجازه می‌دهد تا فقط یک حجم انتخاب شده از داده‌ها را نمایش داده و نیاز به روش‌های قطعه‌بندی را مرتفع سازد.
- ابزار ردیابی عروق به کاربر اجازه می‌دهد تا مجموعه ای از تصاویر MPR (batches)، شامل تصاویر MPR خمیده برای کل رگ را ایجاد کنند. ابزار حذف استخوان جمجمه با تفریق استخوان‌ها از تصویر جمجمه، به کاربر اجازه مشاهده تصاویر بسیار جزئی رگ‌ها و بافت‌های نرم را می‌دهد.
- ابزار MPR تمام انواع تصاویر MPR از مجموعه داده‌های آگزیال، کرونال، ساجیتال و صفحات مایل را همان طور که در ابتدای این فصل شرح داده شد، نمایش می‌دهد.
- ابزارهای مشاهده، امکاناتی را در هر یک از مد نمایش بازبینی سه‌بعدی ارائه می‌کنند: تعدیل پنجره سازی/ تراز، تعدیل حجم مطلوب، نمایش اطلاعات اسکن، ایجاد و نمایش فیلم، نمایش صفحه نمایش شکاف، بزرگ کردن و اندازه‌گیری‌ها.
- ابزارهای مشاهده سینمایی به کاربر اجازه می‌دهد تا مجموعه بزرگ‌تری از تصاویر را به سرعت ببیند.
- ابزارهای اندازه‌گیری مقداردهی پیشرفته، اندازه گیری‌هایی همانند فواصل، زوایا، مساحت‌ها، میانگین گیری، انحراف از استاندارد، کمینه کردن و بیشینه کردن مقادیر وکسل، مقدار چگالی در HU، هیستوگرام چگالی برای یک ROI خاص و حجم اشیای سه‌بعدی را آسان می‌کنند.
- ابزارهای ترکیب تصویر چند وجهی به کاربر اجازه می‌دهد تا تصاویری همانند سی‌تی، MRI، توموگرافی انتشار پوزیترون و نشر کامپیوتری تک فوتون را برای تسهیل تشخیص مکان تومور، برنامه‌ریزی جراحی و برنامه ریزی آنکولوژی، ترکیب نماید.
- ابزارهای بازبینی واقعیت مجازی، شامل هدایتگر سه‌بعدی[1] و ویه‌جر[2] می‌شود. این ابزار، تصاویر سه‌بعدی و چهاربعدی را از ساختارهای لوله ای شکلی همانند روده بزرگ و برونش ایجاد می‌کنند و اجازه می‌دهند تا کاربر "از طریق پرواز به درون" تصاویر اعضای توخالی را با استفاده از روشی تحت عنوان آندوسکوپی مجازی که توجه گسترده‌ای را در تصویربرداری رادیولوژی به دست آورده، مشاهده نماید.

[1] 3D Navigator
[2] Voyager



شکل ۸-۲۲: برنامه‌های کامپیوتری دیگر سی‌تی قابلیت: A، تصویربرداری چند بخشی و پنجره‌سازی‌ها، B، بزرگنمایی تصویر؛ C، اندازه‌گیری فواصل؛ D، برهم‌نهی مختصات بر تصویر؛ E، مناطق برجسته و F، هیستوگرام را دارند (اتحصاری سیستم‌های پزشکی زیمنس، ایسلین، آتجی).

بازبینی پیشرفته و آنالیز ایستگاه‌های کاری

اجزای سخت‌افزار

اجزای سخت‌افزار شامل واحد پردازش مرکزی، پروسسورهای متنوع و وسایل ذخیره‌سازی تصویر و داده‌ها می‌باشد. کامپیوتر میزبان یک ایستگاه‌های کاری بازبینی پیشرفته و آنالیز می‌تواند یک SPARC خورشیدی (میکروسیستم‌های خورشیدی) و یا یک پلتفرم گرافیکی سیلیکانی که بسته به قیمت دستگاه، مقادیر متفاوتی از حافظه در دسترس را دارند.

سیستم عامل هر دو ایستگاه، سیستم چند منظوره UNIX است که موجب سرعت و پاسخ مناسب سیستم می‌شوند. همچنین، این ایستگاه‌های کاری دارای میکروپروسسورهای مختلفی برای بهبود پردازش اطلاعات می‌باشند.

صفحه نمایش ایستگاه کاری باید کیفیت تصویر خوبی را فراهم کند و یک تشعشع بیشینه‌ای، حداقل ۵۰ فوت-لمبرت (واحد روشنایی) را فراهم کند (دانشگاه آمریکایی رادیولوژی، ۲۰۰۶). این صفحات نمایش معمولا تیوب پرتوی کاتدی و یا نمایش‌های صفحه مسطح با قدرت تفکیک پیکسل حداقل برابر با ۲/۵ K ×۲/۵ K می‌باشند و باید توانایی یک محدوده وسیع از فرمت‌های نمایش را داشته باشد. صفحه کلید یک صفحه کلید الفبای عددی به همراه توابع، بایگانی وکلیدهای نمایش می‌باشد. به علاوه اینکه، یک ماوس می‌تواند برای ارتباط با دیگر کامپیوترها استفاده شود.

وسایل ذخیره داده‌ها و تصویر شامل هارددیسک و نوارهای مغناطیسی می‌شوند. قابلیت ذخیره‌سازی این رسانه‌ها متفاوت است و به دستگاه بستگی دارد.

اتصالات

اتصالات یا شبکه‌سازی، یک ویژگی مهم ایستگاه‌های کاری کنونی است. این ویژگی از طریق اجرای سیستم‌های ارتباطی و بایگانی تصویر، سیستم‌های اطلاعات رادیولوژی و سیستم‌های اطلاعات بیمارستان حاصل شده است (فصل ۷ را ببینید).

انتقال داده‌ها و تصاویر به سی‌تی اسکنر و ایستگاه‌های کاری جزء ضروری اتصالات است. برای ارتباطات الکترونیکی بین سیستم‌های تصویربرداری و ابزارهایی که از چند فروشنده خریداری شده است، چنین انتقالی باید مطابق با استانداردهای صنعتی باشد. یکی از این استانداردها، DICOM می‌باشد و ایستگاه‌های کاری سی‌تی، MRI و دیگر سیستم‌های تصویربرداری باید تابع آن باشند.

شکل ۸-۲۳: مثالی از یک ایستگاه کاری پردازش تصویر پیشرفته (اتحصاری سیستم‌های پزشکی فیلیپس).

سوالات مروری

به سوالات زیر به منظور بررسی دانسته‌هایتان از موضوعاتی که در این فصل مطالعه کرده‌اید پاسخ دهید:

۱. نقشه‌برداری سطح خاکستری نیز به تمام موارد زیر باز می‌گردد به جز...

الف) انبساط کنتراست

ب) پنجره سازی

ج) بهبود تصویر

د) اصلاح هیستوگرام

۲. در سی‌تی، پنجره سازی مثالی است از:

الف) پردازش مکانی ردیف داده‌ها

ب) کانوولوشن

ج) نقشه‌برداری سطح- خاکستری

د) هموار کردن تصویر

۳. در سی‌تی، عرض پنجره کدام مورد است:

الف) ناحیه مورد مطلوب

ب) عمق پیکسل

ج) محدوده اعداد سی‌تی

د) مرکز محدوده اعداد سی‌تی

۴. سطح پنجره در سی‌تی به عنوان کدام یک از موارد زیر تعریف می‌شود:

الف) میانگین منحنی اعداد سی‌تی

ب) عدد سی‌تی در وسط تصویر

ج) محدوده اعداد سی‌تی در تصویر

د) بُعد ماتریس

۵. کنتراست تصویر سی‌تی به وسیله کدام یک از موارد زیر کنترل می‌شود:

الف) kVp ب) WW

ج) WL د) mA

۶. روشنایی تصویر می‌تواند به وسیله کدام مورد تغییر کند:

الف) kVp ب) mA

ج) WW د) WL

۷. زمانی که WL از ۱۰۰- تا ۴۰۰+ تغییر می‌کند، تصویر تغییر می‌کند از:

الف) سفید به سیاه

ب) سیاه به سفید

ج) خاکستری به سفید

د) خاکستری به سبز پررنگ

۸. برنامه نرم‌افزاری که تصاویر ساجیتال و کرونال را از مجموعه داده‌های آگزیال ایجاد می‌کند باز می‌گردد به :

الف) سی‌تی چند برشی

ب) فرمت چند وجهی

ج) سی‌تی چند آشکار سازی

د) بازسازی متعدد برش‌های سی‌تی

۹. کدام یک از موارد زیر مثالی از یک ابزار بازبینی اصلی نیست؟

الف) بزرگنمایی تصویر

ب) آمارها

ج) هیستوگرام سی‌تی

د) تصویربرداری سه‌بعدی

۱۰. موارد زیر مثال‌هایی از ابزار نرم‌افزار بازبینی پیشرفته است به جز:

الف) تصویربرداری سه‌بعدی

ب) سی‌تی آنژیوگرافی

ج) تصویربرداری شکاف

د) تصویربرداری واقعیت مجازی

منابع

American College of Radiology. (2006). ACR technical standard for digital image data management. Reston, VA: American College of Radiology.

Baxes, G. A. (1994). Digital image processing: principles and applications. New York: John Wiley.

Berland, L. L. (1987). Practical CT: technology and techniques. New York: Raven Press.

Bolan, C. (2013). Routine 3D imaging becomes a reality. Applied Radiology, July 27–31.

Press. Philipp, M. O., Kubin, K., Mang, T., Hormann, M., & Metz, V. M. (2003). Three-dimensional volume rendering of multidetector-row CT data: applicable for emergency radiology. European Journal of Radiology, 48, 33–38.

Seeram, E. (2001). Computed tomography technology. Philadelphia, PA: WB Saunders.

Seeram, E. (2005). Digital image processing. Radiologic Technology, 76, 435–452.

Seeram, E. (2010). Computed tomography: physical principles and recent technical advances. Journal of Medical Imaging Radiation Sciences, 41, 87–109.

Seeram, E.,&Seeram, D. (2008). Image postprocessing in digital radiology: a primer for technologists. Journal of Medical Imaging Radiation Sciences, 39, 23–43.

Udupa, J. K. (1999). Three-dimensional visualization and analysis methodologies: A current perspective. Radiographics, 19, 783–806.

Xue, Z., Antani, S., Long, L. R., Demner-Fushman, D., & Thoma, G. R. (2012). window classification of brain CT images in biomedical articles. AMIA Annual Symposium Proceedings, 2012, 1023–1029.

Zatz, L. M. (1984). Basic principles of computed tomography scanning. In T. H. Newton, & D. G. Potts (Eds.), Radiology of the skull and brain: technical aspects of computed tomography. St. Louis, MO: Mosby.

Zhang, Q., Eagleson, R., & Peters, T. M. (2011). Volume visualization: a technical overview with a focus on medical applications. Journal of Digital Imaging, 24(4), 640–664.

Zhiyun X et al.: Window Classification of Brain CT Images in Biomedical Articles, AMIA Annu Symp Proc. 2012, 1023–1029, 2012.

Choplin, R. H., et al. (2004). CT with 3D rendering of the tendons of the foot and ankle: technique, normal anatomy, and disease. RadioGraphics, 24, 343–356.

Cody, D. (2002). Image processing in CT. Radiographics, 22, 1255–1268.

Dalrymple, N. C., Prasad, S. R., Freckleton, M. W., & Chintapalli, K. N. (2005). Informatics in radiology (infoRAD): introduction to the language of three-dimensional imaging with multidetector CT. Radiographics, 25, 1409–1428.

Fatterpekar, G. M., Doshi, A. H., Dugar, M., Delman, B. N., Naidich, T. P., & Som, P. M. (2006). Role of 3D CT in the evaluation of the temporal bone. Radiographics, 26, S117–S132.

Fishman, E. K., Ney, D. R., Heath, D. G., Corl, F. M., Horton, K. M., & Johnson, P. T. (2006). Volume rendering versus maximum intensity projection in CT angiography: what works best, when and why? Radiographics, 26, 905–921.

Girish et al.: Role of 3D CT in the evaluation of the temporal bone, Radiographics, 26: S117–S132, 2006.

Glen, W., et al. (1981). Image manipulation and pattern recognition. In T. H. Newton, & D. G. Potts (Eds.), Radiology of the skull and brain: technical aspects of computed tomography. St. Louis, MO: Mosby.

Kalender, W. (2005). Computed tomography: fundamentals, system technology, image quality, applications. Erlangen, Germany: Publicis Corporate Publishing. Lell, M. M., Anders, K., Uder, M., Klotz, E., et al. (2006). New techniques in CT angiography. Radiographics, 26, S45–S62.

Mackay, R. S. (1984). Medical images and displays. NewYork: John Wiley.

Morgan, C. L. (1983). Basic principles of computed tomography. Baltimore, MD: University Park

۱۱

توموگرافی کامپیوتری مولتی اسلایس (چند برش): اصول فیزیکی و تجهیزات

رئوس مطالب

SSCT: تاریخچه
واژه‌شناسی
سی‌تی اسکن کانونشنال اسلایس به اسلایس
اسکن متوالی
محدودیت‌ها
اصول اسکنر SSCT
الزامات اسکن حجمی
جمع‌آوری داده‌ها
بازسازی تصویر
تجهیزات
اجزای تجهیزات
تکنولوژی حلقه لغزشی
پارامترهای اولیه اسکن
محدودیت‌های اسکنرهای SSCT
سیر تکاملی سی‌تی اسکنرهای مولتی اسلایس
اصطلاحات
اسکنرهای زیر ثانیه‌ای
سی‌تی اسکنرهای دو اسلایس
سی‌تی اسکنرهای مولتی اسلایس
اصول فیزیکی
جمع‌آوری اطلاعات
بازسازی تصویر
الگوریتم‌های پرتو مخروطی
تجهیزات
المان‌های جمع‌آوری اطلاعات
آشکارسازهای MSCT
انتخاب ضخامت اسلایس
سیستم جمع‌آوری اطلاعات
تخت بیمار
سیستم کامپیوتر
میزکنترل اپراتور
تصویربرداری همسانگرد
تعریف
اهداف
جمع‌آوری اطلاعات
ملاحظات کیفیت تصویر
اسکنرهای MSCT با بیش از ۶۴ اسلایس: تصویربرداری چهار بعدی
محدودیت‌های اسکنرهای MSCT قدیمی
سی‌تی اسکنر چهار بعدی بتا ۲۵۶ اسلایسی
سی‌تی اسکنر حجمی دینامیکی ۳۲۰ اسلایسی
اسکنرهای مولتی اسلایس با بیش از یک منبع: سی‌تی اسکنر دو منبعی
المان‌های تکنیکی اصلی
تصویربرداری قلبی با سی‌تی اسکنر دو منبعی
دیگر کاربردهای تصویربرداری
مزایای MSCT
کاربردهای تکنیکی
کاربردهای کلینیکی
سوالات مروری

در پایان فصل باید قادر به توضیح موارد زیر باشید:

۱. بحث پیرامون استفاده از اصطلاحات "اسپیرال" و "هلیکال" در سی‌تی حجمی.
۲. ارائه نمایی از مراحل انجام سی‌تی اسکن کانونشنال و لیستی از محدودیت‌های اصلی آن.
۳. فهرستی از الزامات جمع‌آوری اطلاعات حجمی.
۴. درکی از اصول فیزیکی، جمع‌آوری اطلاعات، تکنیک بازسازی تصویر برای سی‌تی هلیکال (اسپیرال) تک اسلایس.
۵. توصیف اجزای اصلی مورد نیاز در یک سی‌تی اسکنر هلیکال (اسپیرال) تک اسلایس.
۶. تعریف و توضیح مختصر از موارد زیر:
- پیچ
- پوشش حجمی
- سرعت تخت و کولیماسیون
- زمان اسکن
- افزایش بازسازی

۶. توصیف المان‌های ضروری کیفیت تصویر و دز تابشی برای سی‌تی هلیکال (اسپیرال) تک اسلایس.
۷. بیان مزایا و محدودیت‌های سی‌تی هلیکال (اسپیرال) تک اسلایس.
۸. توضیح مختصر در خصوص سه پیشرفت تکنیکی اصلی در سی‌تی اسکن حجمی.
۹. توضیح ویژگی‌های ضروری آشکارسازهای مولتی اسلایس.
۱۰. بیان محدودیت‌های سی‌تی اسکن تک اسلایس.
۱۱. سیر تکاملی سی‌تی اسکنرهای حجمی مولتی اسلایس.
۱۲. مقایسه داده‌ها و بازسازی تصویر در سی‌تی حجمی تک اسلایس با مولتی اسلایس، برای مثال، الگوریتم‌های پرتو مخروطی.
۱۳. توصیف ویژگی‌های ضروری هرکدام از المان‌های تجهیزاتی زیر:
- المان‌های جمع‌آوری اطلاعات
- آشکارسازهای مولتی اسلایس
- انتخاب ضخامت اسلایس
- سیستم جمع‌آوری اطلاعات
- تخت بیمار
- سیستم کامپیوتر

۱۴. تعریف و توضیح اهداف در تصویربرداری همسانگرد.
۱۵. توصیف جنبه‌های تکنیکی اصلی در سی‌تی اسکنر حجمی دینامیکی ۳۲۰ اسلایس
۱۶. درک المان‌های تکنیکی اصلی در اسکنر دو منبعی.
۱۷. بیان مزایای سی‌تی هلیکال (اسپیرال) مولتی اسلایس.
۱۸. تعدادی از کاربردهای کلینیکی MSCT
۱۹. شناخت کاربردهای بالقوه MSCT

واژه‌های کلیدی برای یادآوری

آشکارساز تطبیقی[1]
پرتو مخروطی
آشکارساز ثابت[2]
زمان تاخیر داخلی[3] (ISD)
ضخامت اسلایس
پهنای اسلایس
همسانگرد
طراحی‌های آشکارساز چندردیفی[4]
سی‌تی مولتی اسلایس (MSCT)
سی‌تی تک اسلایس (SSCT)
ثبت نکردن اسلایس به اسلایس[5]

[1] Adaptive Array Detector
[2] Fixed Array Detector
[3] Interscan Delay Time
[4] Multirow Detector Designs
[5] Slice-To-Slice Misregistration

در سال ۱۹۹۰ اولین توموگرافی کامپیوتری که دریافت اطلاعات را به صورت حجمی انجام می‌داد، معرفی شد. این اسکنر برای غلبه بر مشکلات ناشی از سی‌تی اسکنرهای کانونشنال (که در آن تصاویر به صورت مقطعی آکزیال و اسلایس به اسلایس (برش به برش)، شکل می‌گرفتند) ساخته شده است. علاوه بر این، این اسکنرها زمان اسکن را در تصویربرداری سه بعدی به کمتر از ثانیه کاهش داد. این اسکنرها از لحاظ اصول ساختاری پرتو که در دریافت اطلاعات مورد استفاده قرار می‌گیرد، مشابه سی‌تی اسکنرهای حجمی یا اسکنرهای هلیکال (اسپیرال) تک اسلایس هستند. اصطلاح سی‌تی تک اسلایس[1] (SSCT) یا تک برشه که در این فصل مورد استفاده قرار

[1] Single-Slice CT (SSCT)

می‌گیرد به سی‌تی اسکنرهایی اشاره دارد که اطلاعات حجمی را با استفاده از اسکن حجمی بدن بیمار و با کمک یک ردیف آشکارساز به دست می‌آورند. در مقابل سی‌تی کانونشنال یک مجموعه از اطلاعات را با یک ردیف آشکارساز تک بعدی به دست می‌آورد. توسعه و پیشرفت تکنولوژی سی‌تی در جهتی بوده است که اسکنرهای مولتی اسلایسی[1] (MSCT) را معرفی کند که امروزه اطلاعات حجمی را با آرایه‌ای دو بعدی از آشکارسازها به دست می‌آورند. امروزه اسکنرهای نوع MSCT پیش پا افتاده محسوب می‌شوند و با اسکنرهای SSCT جایگزین شده‌اند. موضوعی که اهمیت دارد این است که بعضی از نویسندگان ترجیح داده‌اند که اصطلاح سی‌تی چند آشکارساز (MDCT) برای حالت پایه طراحی آرایه‌های دو بعدی از آشکارسازها مورد استفاده قرار گیرد که به اصطلاح MSCT نامیده می‌شود.

از اهداف این فصل می‌توان به بیان مفاهیم اسکن SSCT به‌منظور تعریف اصول پایه و مفهوم دریافت اطلاعات در اسکن هلیکال (اسپیرال)، فرایند بازسازی تصویر، المان‌های اصلی سیستم، پارامترهای پایه اسکن و مزایا و محدودیت های اسکنرهای SSCT اشاره کرد. هدف دیگر این فصل توصیف سیر تکامل اسکنرهای MSCT از طریق تعریف اصول اولیه فیزیکی و تکنولوژی اسکنرهای MSCT می‌باشد. در این فصل به منظور تفهیم بهتر، اصول تکنیکی و مفهوم اسکنرهای SSCT در به عنوان اصول پایه و لازم برای آشنایی با اسکنرهای MSCT، آورده شده است.

SSCT: تاریخچه

اولین فردی که در گسترش تکنیک اسکن حجمی در سی‌تی نقش داشت، دکتر Willi A. Kalender از موسسه فیزیک پزشکی دانشگاه Erlangen در آلمان بود. Kalender فعالیت خود را در سال ۱۹۸۸ بر روی سی‌تی اسپیرال با Peter Vock سوئیسی شروع کرد. در سال ۱۹۸۹ او جزئیات تکنیکی و کاربردهای کلینیکی سی‌تی اسپیرال را به جامعه رادیولوژی امریکای شمالی[2] (RSNA) در شیکاگو ارائه داد. دیگر افراد پیشرو در این زمینه Mori در سال ۱۹۸۷، محققین ژاپنی، و Bresler و Skrabacz در سال ۱۹۹۳ بودند.

واژه‌شناسی

مجموعه بحث‌های Kalender و ارائه‌های Vock در RSNA در سال ۱۹۸۹ باعث تحول در فعالیت‌های وابسته به انجام اسکن حجمی شد. یک بحث جالب که در متون اولیه تحت پوشش قرار گرفته شده بود، این بود که اصطلاحی که روش دریافت اطلاعات حجمی را بهتر بیان می‌کند، چیست. آیا باید اسکن حجمی را سی‌تی اسپیرال نامید یا سی‌تی هلیکال؟ در یک نامه به ویراستارهای ژورنال پرتوشناسی امریکا[3] (AJR)، Towers از یک عکس (شکل ۱۱-۱) برای توضیح اختلاف‌های بنیادی بین سی‌تی هلیکال و سی‌تی اسپیرال استفاده کرد. به گفته Towers اصطلاح هلیکال[4] یک ساختار استوآن‌های است و اصطلاح اسپیرال[5] مربوط به دو ساختار استوآن‌های و مخروطی است. بنابراین او توصیه کرد که از لغت سی‌تی اسپیرال استفاده شود.

در نامه‌ای دیگر به ویراستارهای AJR، Silverman et al. در سال ۱۹۹۴ استدلال کرد که اصطلاح سی‌تی اسپیرال تکنولوژی جدید سی‌تی را بهتر توصیف می‌کند. دکتر MarkBahn از موسسه رادیولوژی Mallinckrodt

[1] Multi Slice CT (MSCT)

[2] Radiological Society of North America

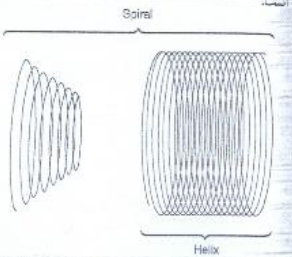
[3] American Journal of Roentgenology

[4] Helical

[5] Spiral

تعریف ریاضی را برای بیان این دیدگاه پیشنهاد داد. او متذکر شد که دیکشنری‌های ریاضی (Baker, 1961; James & James, 1976) تعریف‌های تکنیکی بهتری از این دو اصطلاح ارائه می‌دهند: اسپیرال یک منحنی در صفحه دو بعدی است و یک هلیکس[1] منحنی را در فضای سه بعدی نشان می‌دهد.

Kalender (1994a) در جواب نامه‌ای را به ویراستاران رادیولوژی ارسال کرد و از اصطلاح سی‌تی اسپیرال حمایت کرد. او ویراستاران را متقاعد کرد که این لغت را برای سی‌تی بپذیرند و مقاله در ژورنال آن‌ها به چاپ رسید. در این کتاب از هر دو لغت به طور هم معنی همان‌طور که توسط Kalender پیشنهاد شد، استفاده شده است.



شکل ۱۱- ۱. ساختار اسپیرال، ساختار هلیکال نوعی از ساختار اسپیرال محسوب می‌شود (From Towers, M. J. (1993). American Journal of Roentgenology, 161, 901).

سی‌تی اسکن کانونشنال اسلایس به اسلایس

مراحل انجام اسکن در سی‌تی کانونشنال اسلایس به اسلایس (برش به برش)

در سی‌تی اسکن کانونشنال، تیوب اشعه‌ایکس به دور بیمار می‌چرخد و داده‌ها را از یک اسلایس بدن جمع‌آوری می‌کند، با حرکت تخت، اسلایس‌های مجاور نیز به همین ترتیب می‌توانند اسکن شوند. این فرایند تا زمانی که اطلاعات از چندین اسلایس مجاور جمع‌آوری شوند انجام می‌شود. توالی اسکن برای این نوع جمع‌آوری اطلاعات، شامل چهار مرحله مجزا است (شکل ۱۱-۲).

در مرحله اول تیوب اشعه‌ایکس باید شتاب بگیرد تا به سرعت چرخش ثابتی برسد. به این معنی که کابل‌های منبع تغذیه تیوب اشعه‌ایکس به اندازه کافی بلند باشند که اجازه چرخش ۳۶۰ درجه‌ای را به آن بدهند. در طول این چرخش (مرحله دوم)، تیوب، پرتو ایکس را تولید می‌کند. پرتو از میان بدن عبور می‌کند تا به آشکارسازها برسد و مقدار مربوط به قسمت عبور کرده را اندازه‌گیری کند (اطلاعات). در این مرحله خاص، بیمار نفس خود را نگه می‌دارد تا اطلاعات از یک اسلایس خاص در امتداد یک محور جمع‌آوری شوند. در مرحله سوم در حالی‌که تیوب اشعه‌ایکس به طور آهسته متوقف می‌شود بیمار به نفس کشیدن ادامه می‌دهد. در مرحله چهارم ضروری است که کابل باز شود تا ۳۶۰ درجه بچرخد و بیمار و تخت را حرکت دهد تا اسلایس مجاور بعدی بتواند اسکن شود.

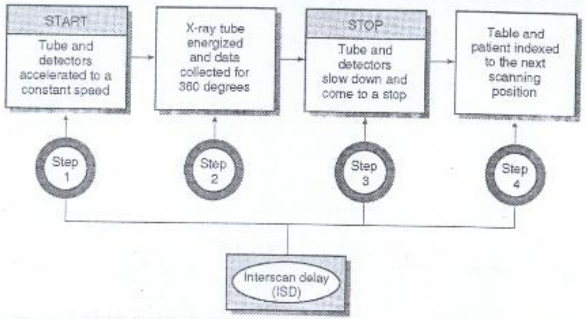
این فرایند چهار مرحله‌ای تا زمانی که همه اسلایس‌های مجاور در امتداد یک محور اسکن شوند ادامه می‌یابد. زمانی که مراحل ۱، ۳ و ۴ به اتمام می‌رسند، "زمان تاخیر در بین اسکن[2] (ISD)" (زمان تاخیر در بین دو اسکن متوالی) در اسکن ایجاد می‌شود.

اسلایس‌ها معمولا به صورت گروهی و در زمانی جمع‌آوری می‌شوند که بیمار نفس خود را حبس کرده است به طوری که زمان تاخیر در بین اسکن (ISD) بعد از هر جفت اسلایس وجود دارد. بین هر دو گروه از اسلایس‌ها نیز یک زمان تاخیر در بین گروه[3] وجود دارد و مربوط به زمانی است که بیمار نفس می‌کشد. بر این اساس، سرعت اسکن به صورت زیر بیان می‌شود:

[1] Helix

[2] InterScan Delay

[3] Intergroup Delay



شکل ۱۱- ۲. ویژگی‌های فرایند چهار مرحله‌ای در سی‌تی اسکن "اسلایس به اسلایس متوالی".

$$\text{Scan rate} = \frac{\text{No. of scans per groups}}{\text{Sum of time to collectslices} + \text{IGD}}$$

اگر مطالعه به تعداد بیش‌تری اسلایس نیاز داشته باشد، این زمان افزایش می‌یابد. این موارد، برای اسکن محدودیت‌هایی ایجاد می‌کند و بیمار باید در یک محل باقی بماند تا این اطمینان حاصل شود که تصاویر به دست آمده بدون آرتیفکت‌های حرکتی هستند.

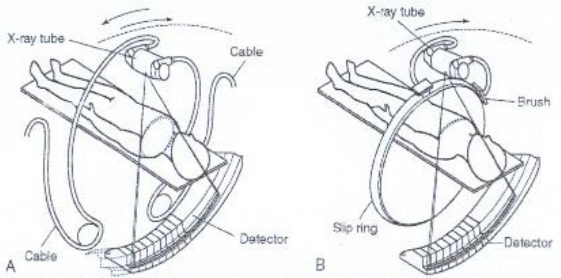
محدودیت‌های سی‌تی کانونشنال اسلایس به اسلایس

محدودیت‌های سی‌تی اسکن "اسلایس به اسلایس متوالی" به شرح زیر است:

۱. طولانی‌تر شدن زمان اسکن به علت انجام فرایند "توقف و شروع"[1] در جمع‌آوری اطلاعات به دلیل تنفس بیمار، شاخص تخت (محل تخت) و باز شدن کابل‌ها. جمع شدن کابل‌ها[2] و باز شدن کابل‌ها[3] در شکل ۱۱-۳، A، نشان داده شده‌اند. کابل ولتاژ بالا به صورت سیمی پیچیده شده است که تیوب اشعه‌ایکس را همراهی می‌کند تا به دور بیمار ۳۶۰ درجه بچرخد و در طول تصویربرداری از اسلایس بعدی کابل باز می‌شود. در شکل ۱۱-۳، B، فرایند باز شدن کابل به استفاده در تکنولوژی حلقه لغزشی محدود می‌شود که اجازه می‌دهد تیوب اشعه‌ایکس به طور ممتد و همزمان با اینکه بیمار در میان گانتری در حال حرکت است بچرخد که سی‌تی اسکن هلیکال (اسپیرال) را نشان می‌دهد.

۲. بخش‌های خاصی از آناتومی بیمار به علت فاز تنفسی، از تصویربرداری حذف می‌شوند زیرا تنفس بیمار در بین همه اسکن‌ها حالت ثابتی ندارد (شکل ۱۱-۴). برای مثال، ممکن است جراحت‌های کبدی کوچک‌تر از ۱ سانتی‌متر، به علت ثابت نبودن میزان دم و بازدم افراد، نادیده گرفته شوند. این حذف شدگی آناتومیکی اغلب ناشی از عدم ثبت اطلاعات به صورت اسلایس به اسلایس[4] است.

[1] Stop-Start
[2] Cable Wraparound
[3] Cable Unwinding
[4] Slice-To-Slice Misregistration



شکل ۱۱- ۳. یکی از پیشرفت‌ها در تکنولوژی سی‌تی که سی‌تی فلوروسکوپی را امکان‌پذیر کرد، اسکن متوالی با تکنولوژی حلقه لغزشی است. کابل پیچیده شده معمولاً در سی‌تی، کانونشنال اسلایس به اسلایس است و تاخیری را ایجاد می‌کند که سبب می‌شود بازسازی و نمایش تصویر به صورت همزمان صورت نگیرد. A، چرخش متقابل، B، چرخش سریع و ممتد (From Ozaki, M. (1995). Toshiba Med Rev, 53, 12-17).

۳. تولید تصاویر سه بعدی و چند سطحی[1] به صورت نادرست که به علت تفاوت میزان تنفس از یک اسکن تا اسکن دیگر رخ می‌دهد. نتیجه به صورت خطوط پلکانی در تصاویر سه بعدی ظاهر می‌شود. شکل ۱۱-۵ تولید آرتیفکت پله‌ای مربوط به سی‌تی هلیکال (اسپیرال) را نشان می‌دهد.

۴. زمانی که از تکنیک افزایش کنتراست استفاده قرار می‌شود، فقط تعداد کمی از اسلایس‌ها افزایش کنتراست پیدا می‌کنند. این مشکل زمانی که سرعت اسکن افزایش یابد یا ISD حذف شود (هر دو از لحاظ تکنیکی امکان‌پذیر هستند)، نمایان می‌شود. زمان اسکن با کاهش زمان انجام چهار مرحله نشان داده شده در شکل ۱۱-۲ افزایش پیدا می‌کند. ISD می‌تواند توسط چرخش مداوم تیوب (و آشکارساز) حول بیمار محدود شود (به جای حرکت شروع و توقف که مشخصه سی‌تی اسکن متوالی اسلایس به اسلایس است) در حالی که همزمان بیمار با سرعت بیش‌تری درمیان گانتری در حال حرکت است، داده‌ها نیز در طول انتقال بیمار به دست می‌آیند.

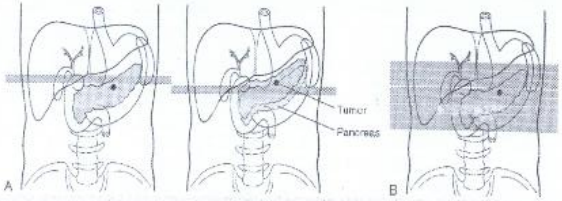
این فصل بر روی روش‌های حذف SID با هدف دریافت پیوسته اطلاعات از اسلایس‌های بیش‌تر تمرکز می‌کند. این تکنیک فقط با چرخش مداوم[2] اسکنرها بر مبنای یک تکنولوژی پله‌ای امکان‌پذیر است.

اصول اسکنرهای SSCT

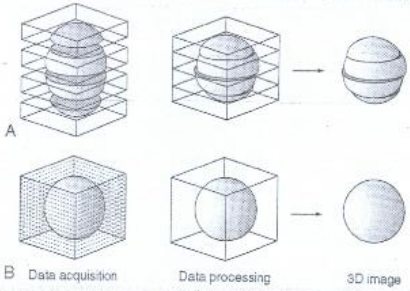
معرفی سی‌تی اسکنرهایی که می‌توانند سریع‌تر و با زمان اسکن کم‌تر از ۱ ثانیه اسکن کنند منجر به گسترش اسکنرهای تک اسلایس SSCT شد. هدف کلی این اسکنرها افزایش سرعت پوشش حجمی در مقایسه با سی‌تی اسکنرهای کانونشنال است.

برای انجام مناسب این هدف لازم است که تیوب اشعه‌ایکس همزمان با اینکه بیمار در داخل گانتری حرکت می‌کند، به طور مداوم به دور بیمار بچرخد تا یک حجم

[1] Multiplanar
[2] Continuous Rotation

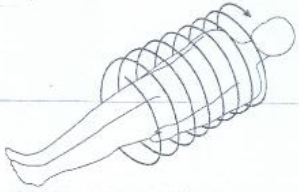


شکل ۱۱- ٤. حذف تاثیرات تنفس در سطوح مختلف. A: اسکن کانونشنال. B: در سی‌تی اسپیرال که ضایعه به دلیل اختلاف سطوح تنفسی جابه‌جا شده است (Courtesy Toshiba America Medical Systems, Tustin, Calif).



شکل ۱۱- ٥. مقایسه دقت بازسازی سه بعدی برای A: سی‌تی کانونشنال و B: سی‌تی هلیکال (اسپیرال) (Courtesy ToshibaAmerica Medical Systems, Tustin, Calif).

کامل از بدن بیمار پوشش داده شود. (در مقایسه با مشخصات سی‌تی اسکنرهای کانونشنال تک اسلایس). در اثر چرخش تیوب اشعه‌ایکس که با حرکت بیمار در داخل گانتری هماهنگ شده است، یک پرتو ایکس عبوری مربوط به بیمار به جا می‌ماند (شکل ۱۱-٦)، رد به‌جای مانده از حرکت تیوب به صورت هلیکال یا اسپیرال است و بنابراین مشابه یک سی‌تی هلیکال (اسپیرال) است. دیگر اصطلاحات مترادف "سی‌تی حجمی اسپیرال"[1] و "سی‌تی حجمی هلیکال"[2] هستند.



شکل ۱۱- ٦. ساختار هلیکال (اسپیرال). زمانی که تیوب اشعه‌ایکس به صورت ممتد همزمان با انتقال بیمار، حول آن گردش می‌کند.

هنگامی که یک اشکارساز تک بعدی مورد استفاده قرار گیرد فقط یک اسلایس در طول یک چرخش تیوب

[1] Spiral volume CT
[2] Helical volumetric CT

به دست می‌آید. برای تصویربرداری از طول آناتومیکی مورد نظر (حجم بافت اسکن شده) چرخش‌های متعددی نیاز است، تا چندین اسلایس از بافت به تصویر کشیده شود و تصاویر مربوط به حجم آناتومیکی اسکن شده در طول تنها یک توقف تنفسی می‌توانند توسط کامپیوتر تولید شوند.

الزامات اسکن حجمی

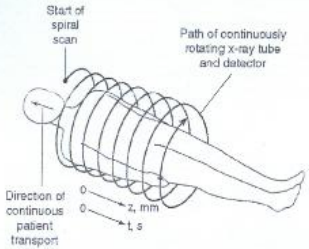
به این دلیل که اطلاعات در سی‌تی هلیکال (اسپیرال) در حجم‌های بیش از یک اسلایس جمع‌آوری می‌شوند، شرایط زیر باید رعایت شود:

۱. چرخش مداوم اسکنر بر اساس تکنولوژی حلقه لغزشی
۲. حرکت پیوسته تخت
۳. افزایش ظرفیت کاری تیوب اشعه‌ایکس، به حدی که قادر باشد حداقل ۲۰۰۰ mA در هر چرخش کامل در کل زمانی که حجم بدن اسکن می‌شود را دریافت کند.
۴. افزایش ظرفیت خنک سازی تیوب اشعه‌ایکس
۵. الگوریتم وزنی هلیکال[1] (اسپیرال)
۶. افزایش حافظه میانی[2] که قادر باشد مقدار زیادی از اطلاعات جمع‌آوری شده را در خود نگه دارد.

جمع‌آوری داده‌ها

اولین قدم در تصویربرداری حجمی به دست آوردن اطلاعات است (شکل ۱۱-۷). تیوب اشعه‌ایکس در یک مسیر مارپیچی که شعاعی برابر با فاصله نقطه کانونی تا مرکز چرخش دارد حرکت می‌کند. این حرکت باعث می‌شود که حجم کاملی از بدن در طول یک حبس تنفس اسکن شود (در مقایسه با تصویربرداری اسلایس به اسلایس) (شکل ۱۱-۸).

[1] Spiral/Helical Weighting Algorithm
[2] Mass Memory Buffer

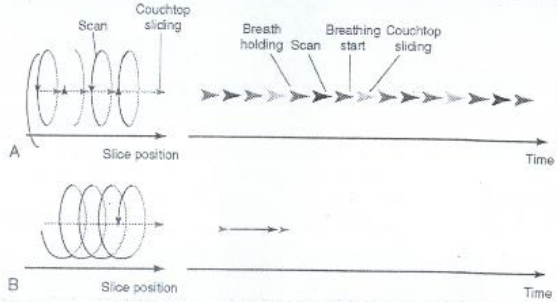


شکل ۱۱- ۷. اولین قدم در سی‌تی هلیکال: جمع‌آوری اطلاعات. همانطور که بیمار در میان گانتری حرکت می‌کند تیوب اشعه‌ایکس مسیری مارپیچی را به دور بیمار بر جای می‌گذارد. داده‌ها در زمان چرخش جمع‌آوری می‌شوند.

انتقال بسیار سریع بیمار منجر به خراب شدن تصویر به واسطه آرتیفکت حرکتی می‌شود و یا اینکه باعث می‌شود بیمار حس ناخوشایندی پیدا کند. بنابراین، حرکت بیمار با سرعت ثابت، موضوع با اهمیتی است. به طور کلی بیمار با سرعت تخت حدود ۱۰ mm/s در طول زمان یک اسکن پیوسته یک ثانیه‌ای حرکت داده می‌شود. اگر یک اسکن ۲۴ ثانیه‌ای گرفته شود، حجم آناتومیکی اسکن شده ۲۴۰mm (۲۴cm) خواهد بود. زمان‌های اسکن توسط سازندگان متفاوت است اما به طور میانگین حدود ۳۲ ثانیه است. به علاوه ضخامت اسلایس می‌تواند در محدوده ۱cm تا ۱۰cm باشد.

مشکلاتی که در به دست آوردن اطلاعات با پرتو اسپیرال (هلیکال) به وجود می‌آیند عبارتند از:

۱. اسلایس تعریف شده وجود ندارد و بنابراین موقعیت‌یابی یک اسلایس خاص سخت است.
۲. ساختار حجمی اسلایس برای اسکن‌های اسپیرال (هلیکال) در مقایسه با سی‌تی اسکن‌های کانونشنال متفاوت است (شکل ۱۱-۹). شکل ۱۱-۱۰ علت حجم



شکل ۱۱- ۸. مقایسه سی‌تی اسکن کانونشنال (A) و هلیکال/ اسپیرال (B).

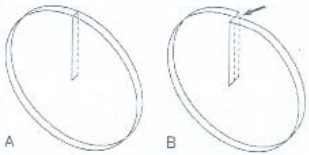
اسلایس متفاوت را که در شکل ۱۱-۹ نشان داده شده است، توضیح می‌دهد. در سی‌تی اسلایس به اسلایس کانونشنال تیوب به دور بیمار ۳۶۰ درجه می‌چرخد تا مجموعه کاملی از اطلاعات در صفحه را برای هر اسلایس منفرد نشان داده شده در شکل ۱۱-۹، A، جمع‌آوری کند.

این مجموعه اطلاعات که برای یک اسلایس یا صفحه جمع‌آوری شده‌اند قابل قبول هستند. در سی‌تی حجمی هلیکال (اسپیرال) تیوب اشعه‌ایکس همزمان با حرکت بیمار در داخل گانتری، پیوسته می‌چرخد. در حالتی که امروزه داده‌ها در ساختار غیر مسطح جمع‌آوری می‌شوند، نتایج در شکل ۱۱-۹، B، نشان داده شده است. این اطلاعات از قسمت‌های مختلف حجم و نه فقط از یک صفحه خاص جمع‌آوری شده‌اند.

۱. ضخامت موثر اسلایس افزایش پیدا می‌کند زیرا تایعی از پهنای پرتو بادبزنی و سرعت تخت است.

۲. به خاطر عدم وجود یک اسلایس تعریف شده، اطلاعات ناسازگار هستند.

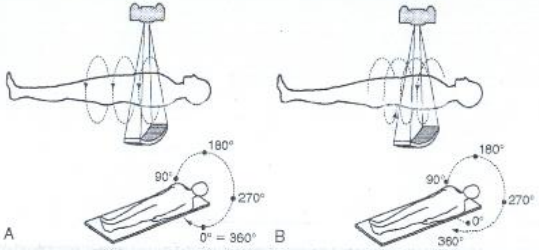
۳. وقتی اطلاعات ناسازگار با یک فرایند بازسازی استاندارد مورد استفاده قرار گیرد، آرتیفکت‌های نواری مشابه آرتیفکت‌های حرکتی به وضوح در تصویر ظاهر می‌شوند.



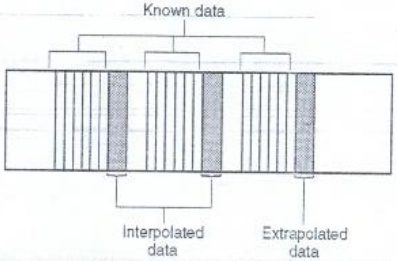
شکل ۱۱- ۹. نمای هندسی حجم اسلایس مربوط به (A) سی‌تی کانونشنال و (B) سی‌تی هلیکال/اسپیرال.

این مشکلات با استفاده از تکنیک‌های پس‌پردازشی[1] خاصی می‌تواند حل شود. یکی از این روش‌ها شامل یک الگوریتم بازسازی خاص است که با استفاده از درون‌یابی[2]، اطلاعات خام[3] مربوط به یک اسلایس کاملا مسطح از اطلاعات اسپیرال اصلی را بازسازی می‌کند (Kalender, 1995). درون‌یابی یک تکنیک ریاضی است که یک مقدار

[1] Postprocessing Techniques
[2] Interpolation
[3] Raw Data



شکل ۱۱- ۱۰. نحوه جمع‌آوری اطلاعات برای (A) سی‌تی اسلایس به اسلایس کانونشنال و (B) سی‌تی هلیکال (اسپیرال).



شکل ۱۱- ۱۱. مقایسه بین درون‌یابی و برون‌یابی داده‌ها.

نامشخص با استفاده از دو مقدار مشخص در طرفین آن، تخمین زده می‌شود (به فصل ۵ مراجعه شود). درون‌یابی و برون‌یابی[1] در شکل ۱۱-۱۱ نشان داده شده است.

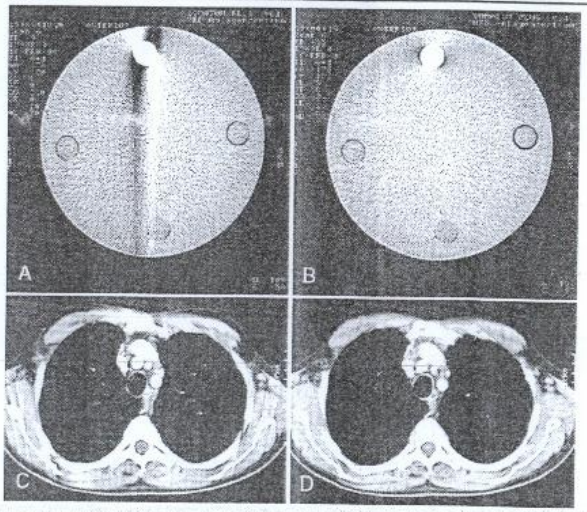
بازسازی تصویر

اطلاعات متناقض حاصل از اسکن چرخشی ۳۶۰ درجه‌ای هلیکال به طور مستقیم در فرایند بازسازی تصویر مورد استفاده قرار می‌گیرند. در شکل ۱۱-۱۲ آرتیفکت حرکتی برای تصاویر فانتوم و در شکل ۱۱-۱۳ برای تصاویر بیمار مشاهده می‌شود.

برای حذف آرتیفکت‌های حرکتی ناشی از حرکت پیوسته بیمار در طول انجام اسکن دو مرحله لازم است:

۱. محاسبه یک مجموعه اطلاعات سطحی (با استفاده از درون‌یابی) از اطلاعات حجمی بافت، برای هر تصویر (شکل ۱۱-۱۴). اطلاعات سطحی (شکل ۱۱-۱۴) در مقطع اگزیال عرضی با استفاده از سی‌تی کانونشنال تقریب زده می‌شود. در داخل حجم اسکن شده، یک اسلایس هرجایی بین موقعیت ابتدایی و انتهایی با در نظر گرفتن فواصل و تعداد اسلایس‌ها می‌تواند انتخاب شود.

[1] Extrapolation



شکل ۱۱- ۱۲. مقایسه کیفیت تصویر با استفاده از بازسازی مستقیم داده‌های اسپیرال (A و C)، و در مقابل (B و D) بازسازی با الگوریتم‌های درون‌یابی. تصاویر (A و B) برای فانتوم و (C و D) برای مطالعات مدیاستن بیمار است. آرتیفکت نواری هنگامی که از الگوریتم درون‌یابی استفاده شود حذف می‌شوند (From Kalender, W. A. (1990). سی‌تی اسپیرال برای جمع‌آوری اطلاعات پیوسته و سریع (In W. A. Fuchs (Ed.), Advances in CT. New York: Springer-Verlag).

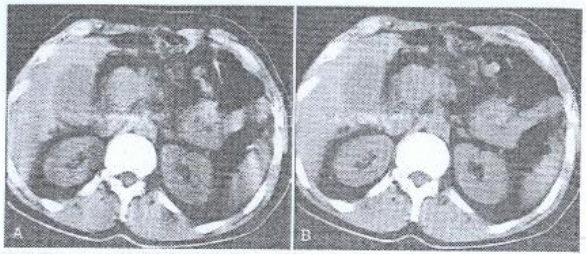
۲. بازسازی تصاویر مشابه سی‌تی کانونشنال می‌باشد و با استفاده از الگوریتم بک‌پروجکشن فیلتر شده، انجام می‌گیرد. نتیجه این دو فرایند بدون محوشدگی است و در شکل ۱۱-۱۳، B نشان داده شده است.

تعدادی از الگوریتم‌های درون‌یابی برای تولید مجموعه اطلاعات سطحی و نمایش درون‌یابی خطی[1] (LI) "ساده‌ترین روش[2]" (Kalender, 1995) استفاده می‌شوند. دو الگوریتم درون‌یابی برای SSCT شامل: الگوریتم درون‌یابی خطی ۳۶۰ درجه‌ای[3] و الگوریتم درون‌یابی خطی ۱۸۰ درجه‌ای[4] هستند.

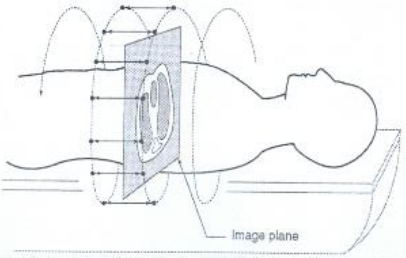
الگوریتم درون‌یابی خطی ۳۶۰ درجه ای (LI)

الگوریتم درون‌یابی خطی ۳۶۰ درجه‌ای، الگوریتمی بود که در طول توسعه سی‌تی اسکنرهای هلیکال (اسپیرال) اولیه استفاده شد (شکل ۱۱-۱۶). اساس این الگوریتم در شکل ۱۱-۱۶ نشان داده شده است. اسلایس سطحی با استفاده از نقاط اطلاعاتی که در ۳۶۰ درجه اندازه‌گیری شده‌اند،

[1] Linear Interpolation
[2] Simplest Approach
[3] 360 Degree Linear Interpolation Algorithm
[4] 180 Degree Linear Interpolation Algorithm



شکل ۱۱- ۱۳. اصول بازسازی تصویر در سی‌تی هلیکال (اسپیرال). A، بازسازی مستقیم تصویر از یک حرکت مارپیچی ۳۶۰ درجه‌ای که آرتیفکت‌های حرکتی را تولید می‌کند. B، بازسازی تصویر به وسیله داده‌های سطحی که با درون‌یابی از نتایج اسپیرال محاسبه شده‌اند و بدون آرتیفکت هستند. اصول و عملکرد سی‌تی اسپیرال. (From Kalender, W. A. (1990). Spiral CT scanning for fast and continuous (volume data acquisition. In W. A. Fuchs (Ed.), *Advances in CT*. New York: Springer-Verlag.)



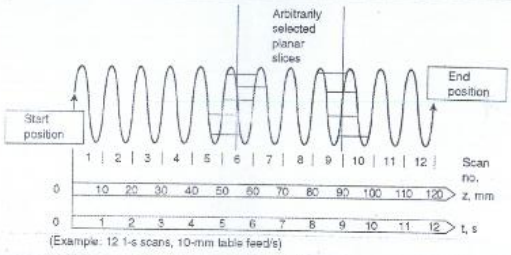
شکل ۱۱- ۱۴. اولین مرحله در تولید تصویر در سی‌تی اسکن هلیکال محاسبه اطلاعات سطحی (صفحه تصویر) از اطلاعات حجمی است که با استفاده از درون‌یابی خطی انجام می‌شود.

درون‌یابی شده است. مشکل اصلی استفاده از الگوریتم درون‌یابی خطی ۳۶۰ درجه‌ای کیفیت تصویر یک اسلایس سطحی است. این الگوریتم، پروفایل حساسیت اسلایس[1] (SSP) را پهن می‌کند و از این رو کیفیت تصویر را کاهش می‌دهد. برای غلبه بر این مشکل الگوریتم درون‌یابی خطی ۱۸۰ درجه‌ای معرفی شد.

الگوریتم درون‌یابی خطی ۱۸۰ درجه‌ای

الگوریتم درون‌یابی خطی ۱۸۰ درجه‌ای کیفیت تصویر را نسبت به الگوریتم درون‌یابی خطی ۳۶۰ درجه‌ای با استفاده از نقاطی که در صفحه اسلایس نزدیک‌تر به نقاط درون‌یابی شده هستند، بهبوده بخشیده است (شکل ۱۱-۱۷). اختلاف اصلی بین الگوریتم‌های درون‌یابی خطی ۳۶۰ درجه‌ای و ۱۸۰ درجه‌ای این است که مارپیچی دوم

[1] Slice Sensitivity Profile



شکل ۱۱- ۱۵. دومین مرحله اصلی در سی‌تی اسپیرال (هلیکال) درون‌یابی است. تصاویر اسلایس‌هایی که به دلخواه انتخاب شده‌اند با یک الگوریتم درون‌یابی بازسازی می‌شوند (Courtesy Siemens Medical Systems, Iselin, NJ).

(خط نقطه‌چین در شکل ۱۱-۱۷) از طریق اندازه‌گیری مجموعه اطلاعات هلیکال (اسپیرال) محاسبه شده است و این فرایند برای ۱۸۰ درجه انجام گرفته است. پس در این موقعیت اسلایس سطحی می‌تواند با استفاده از نقاط اطلاعاتی نزدیک‌تر نسبت به الگوریتم درون‌یابی خطی ۳۶۰ درجه‌ای، درون‌یابی شود. این فرایند SSP را بهبود بخشیده و کیفیت تصویر را افزایش می‌دهد.

علاوه بر الگوریتم‌ها، Kalender (1995) بیان کرد که: الگوریتم‌های غیر خطی مرتبه بالاتر می‌توانند به کار برده شوند. درحالی‌که این الگوریتم‌ها شکل پروفایل حساسیت را بهتر حفظ می‌کنند، اما تاثیر آن‌ها بر نویز و کیفیت تصویر به آسانی پیش‌بینی و کنترل نمی‌شود. در یک اسکنر، الگوریتم دقیق و مناسب و بالاتر از همه اجرای آن، ممکن است تاثیر قابل‌توجهی بر کیفیت تصویر و رفتار آرتیفکتی آن داشته باشد. این رفتار سند سازی نشده است و الگوریتم‌ها توسط سازندگان در اغلب موارد محرمانه در نظر گرفته شده باشند.

توصیف این الگوریتم‌ها در محدوده این کتاب نیست و خوانندگان برای توضیحات بیش‌تر درمورد الگوریتم‌های درون‌یابی غیر خطی می‌توانند به مرجع Kalender (2005) مراجعه کنند.

تجهیزات

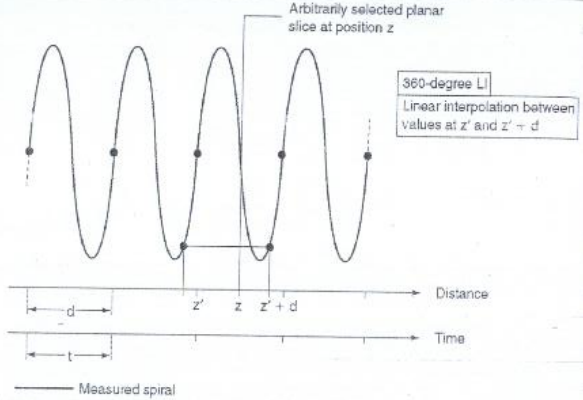
سی‌تی اسکنرهای هلیکال (اسپیرال) (MSCT یا SSCT) در شکل ۱۱-۱۸) در نمای بیرونی با سی‌تی اسکنرهای کانونشنال تفاوتی ندارند. با این وجود، چند تفاوت قابل توجه بین المان‌های اصلی تجهیزات وجود دارد.

اجزای تجهیزات

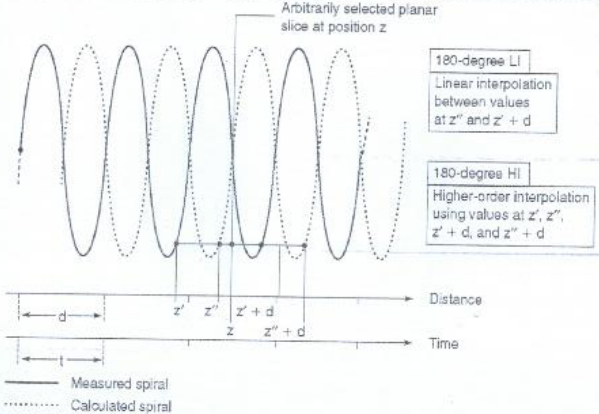
نمودار بلاک[1] مربوط به اجزای اصلی تجهیزات یک سی‌تی اسکنر اسپیرال (هلیکال)، در شکل ۱۱-۱۹ نشان داده شده است. از ویژگی‌های قابل توجه آن استفاده از حلقه‌های لغزشی[2] برای اتصال اجزای ثابت و چرخشی اسکنر است.

اجزای چرخشی سیستم شامل تیوب اشعه‌ایکس، ژنراتور ولتاژ بالا، آشکارسازها و قسمت‌های الکترونیکی مربوط به آشکارسازها (DAS) است. اجزای ثابت نیز عبارتند از: حافظه جلویی[3]، کامپیوتر و المان ولتاژ بالا مرحله اولی[4].

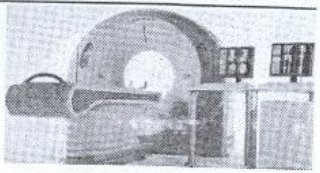
[1] Block Diagram
[2] Slip Rings
[3] Front-End Memory
[4] First-Stage High-Voltage Component



شکل ۱۱- ۱۶. الگوریتم درون‌یابی خطی ۳۶۰ درجه‌ای. ابتدا، درون‌یابی خطی بین نقاط z′ و z′ + d در اسکن هلیکال (اسپیرال) مورد استفاده قرار می‌گرفت تا اطلاعاتی را که در صفحه به دست می‌آیند را تخمین بزند (برای یک تصویر دلخواه با موقعیت در امتداد z).



شکل ۱۱- ۱۷. الگوریتم درون‌یابی خطی ۱۸۰درجه‌ای. درون‌یابی بین نقاط اطلاعاتی اندازه‌گیری‌شده که از ۱۸۰درجه در نماهای مشابه مشتق شده‌اند، حدود اسکن را که در هر تصویر استفاده شده است، مشخص می‌کند. تکنیک‌های درون‌یابی قوی‌تر نیز می‌توانند اجرا شوند.



شکل ۱۱- ۱۸. المان‌های اصلی مورد نیاز (گانتری، تخت بیمار، کامپیوتر و میز کنترل اپراتور). در یک اسکنر MSCT (Courtesy ToshibaMedicalSystems).

تیوب اشعه‌ایکس و آشکارسازها دائما در طول جمع‌آوری اطلاعات چرخش دارند به همین دلیل مشکل پیچیده شدن کابل[1] توسط تکنولوژی حلقه چرخشی حذف شده است. به علت اینکه مقدار زیادی از اطلاعات پروجکشن خیلی سریع جمع‌آوری شده‌اند افزایش ذخیره‌سازی لازم است. این موضوع توسط حافظه جنوبی، حالت جامد سریع[2] و دیسک مغناطیسی ذخیره‌سازی، انجام شده است.

در سی‌تی اسکنرهای هلیکال (SSCT و MSCT)، تیوب اشعه‌ایکس برای دوره‌های زمانی طولانی‌تری در مقایسه با تیوب سی‌تی کانونشنال شارژ شده است. این ویژگی‌ها به تیوب اشعه‌ایکسی نیاز دارد که از لحاظ فیزیکی بزرگ‌تر از تیوب اشعه‌ایکس کانونشنال است و ظرفیت ذخیره سازی آن نیز بزرگ‌تر از ۳ میلیون واحد گرمایی[3] (MHUs) و سرعت خنک‌سازی آند MHU/min ۱ باشد (Bushong, 2013).

آشکارسازهای اشعه‌ایکس برای سی‌تی اسکن اسپیرال (هلیکال) تک اسلایس به صورت آرایه‌های تک بعدی و به صورت حالت جامد هستند چون بازده کلی آن از آشکارسازهای گازی بیش‌تر است.

ژنراتور ولتاژ بالا برای سی‌تی اسکنرهای اسپیرال (هلیکال) یک ژنراتور فرکانس بالا[4] با یک خروجی با قدرت است. ژنراتور ولتاژ بالا روی یک فریم در حال چرخش از گانتری سی‌تی نصب شده و در نزدیکی تیوب اشعه‌ایکس قرار داده شده است (شکل ۱۱-۱۹). تیوب‌های اشعه‌ایکس در ولتاژهای بالا کار می‌کنند (پیک ولتاژ حدود ۸۰ تا ۱۴۰ کیلو ولت) تا پرتو ایکسی با شدت مورد نیاز برای سی‌تی تولید شود. در چنین ولتاژ بالایی بین بُرس‌ها (Brush) و حلقه‌های گانتری در حین اسکن، ممکن است جرقه زده شود. برای حل این مشکل یک روش این است که منبع تغذیه به دو قسمت تقسیم شود. قسمت اول بر روی بخش ساکن اسکنر، جایی که ولتاژ تا یک سطح متوسط افزایش می‌یابد قرارگیرد و دومین بخش هم بر روی قسمت چرخشی اسکنر جایی که ولتاژ به حد مورد نیاز افزایش می‌یابد تا به حد تولید پرتو ایکس برسد تا نهایتا به سمت جریان پتانسیل یکسو شود، قرار می‌گیرد (شکل ۱۱-۱۹، Napel, 1995). راهکار دیگر این است که یک جریان پایین از میان برس‌ها، حلقه‌های لغزشی، ژنراتور ولتاژ بالا و تیوب اشعه‌ایکس عبور کند. در هر دو راهکار فقط یک ولتاژ پایین یا متوسط به سطح مشترک حلقه‌های لغزشی و برس‌ها اعمال می‌شود و بنابراین احتمال جرقه زنی را کاهش می‌دهد.

تکنولوژی حلقه لغزشی

یکی از فاکتورهای تکنیکی اصلی که در موفقیت سی‌تی اسکن هلیکال (اسپیرال) سهم داشته است تکنولوژی حلقه لغزشی[5] است (شکل ۱۱-۱۹). هدف حلقه لغزشی این است که به تیوب اشعه‌ایکس و آشکارسازها (در سومین نسل از سیستم‌های سی‌تی) این امکان را بدهد که به طور ممتد بچرخند تا یک حجم از بدن (بیش‌تر از یک

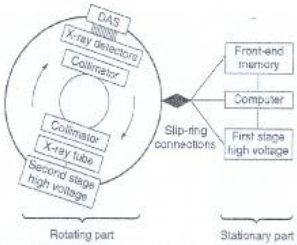
[1] Cable Wraparound
[2] Fast Solid State
[3] Heat Units
[4] High-Frequency Generator
[5] Slip-Ring Technology

اسلایس)، را بتواند به صورت خیلی سریع و در یک توقف تنفسی اسکن کند. حلقه لغزشی همچنین کابل‌های ولتاژ بالای طولانی تیوب اشعه‌ایکس که در "سی‌تی اسکنرهای کانونشنال نوع شروع و توقف[1]" استفاده می‌شد را حذف می‌کند. همان‌طور که تیوب اشعه‌ایکس به صورت ممتد می‌چرخد بیمار هم به طور همزمان در میان گانتری حرکت داده می‌شود تا بتوان اطلاعات را از حجم بدن بیمار به دست آورد.

جنبه‌های تکنیکی حلقه لغزش برای به دست آوردن اطلاعات در فصل ۴ گفته شده است که شامل طراحی و منبع تغذیه حلقه‌ها و مقایسه سی‌تی اسکنرهای حلقه چرخشی ولتاژ بالا و ولتاژ پایین از نظر ولتاژ بالای اعمال شده به تیوب اشعه‌ایکس است.

پارامترهای اصلی اسکن

تعدادی از پارامترهای اسکن برای SSCT و MSCT مشابه حالت سی‌تی کانونشنال است، با این وجود تعدادی از پارامترها و مجموعه‌ای از اصطلاحات وجود دارد که فقط مربوط به سی‌تی هلیکال (اسپیرال) می‌شوند. این پارامترها عبارتند از: زمان اسکن هلیکال (اسپیرال)[2]، حرکت رو به جلو تخت در چرخش ۳۶۰ درجه‌ای[3]، سرعت تخت[4]، تعداد حرکات انتقالی[5]، محدوده اسکن[6] یا حجم پوششی محور z[7] (محوری که اسکنر حول آن می‌چرخد یا محور طولی بیمار)، کولیماسیون[8]، بهبود بازسازی[9] و درون‌یابی z[10] {"الگوریتم‌های محاسبات داده‌های تضعیف سطحی[11]"}{اطلاعات تضعیف در سطح} برای موقعیت تخت مناسب بین نقاط اطلاعاتی اندازه‌گیری شده، برای پروجکشن‌های با زاویه مشابه در نزدیکی موقعیت‌ها در امتداد محور z، درون‌یابی شده‌اند. {هم معنی‌ها: اسلایس درون‌یابی شده[12]، درون‌یابی سطح[13]، درون‌یابی محور z}" (Kalender, 1995). توضیح همه این پارامترها فراتر از محدوده این فصل است، با این وجود از مهم‌ترین آن‌ها پیچ، ساختار پرتو، کولیماسیون و ضخامت اسلایس هستند که در ادامه در این فصل توضیح داده خواهند شد.



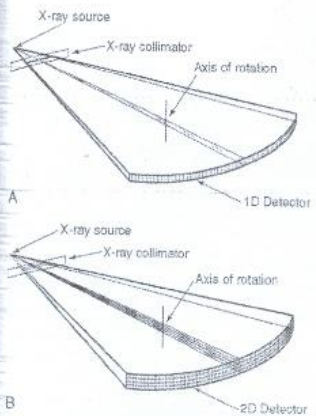
شکل ۱۱- ۱۹. المان‌های اصلی تجهیزات یک سی‌تی اسکن اسپیرال. ارتباط بین بخش‌های ثابت و متحرک اسکنر توسط تکنولوژی حلقه لغزشی ایجاد شده است.

محدودیت‌های اسکنرهای SSCT

از زمان معرفی این نوع اسکنر در سال ۱۹۹۰، سی‌تی حجمی تک اسلایس به طور موفقیت آمیزی در بسیاری از کاربردهای تصویربرداری از بدن با سی‌تی که در آن‌ها سرعت و پوشش حجمی مهم هستند، مورد استفاده قرار گرفته است. پوشش حجمی و سرعت می‌توانند با استفاده

[1] Conventional Start-Stop CT Scanners
[2] Spiral/Helical Scan Time
[3] Table Feed Per 360-Degree Rotation
[4] Table Speed
[5] Number Of Revolutions
[6] Scan Range
[7] Volume Coverage
[8] Collimation
[9] Reconstruction Increment
[10] Z-Interpolation
[11] Planar Attenuation
[12] Slice Interpolation
[13] Section Interpolation

از نسبت پیچ[1] بالاتر افزایش یابند، با این وجود نسبت پیچ بالاتر در سی‌تی حجمی تک اسلایس کیفیت تصویر را کاهش می‌دهد (رزولوشن در امتداد محور z) و در تصویر تولید آرتیفکت می‌کند. در SSCT سرعت پوشش حجمی[2] حجمی[3] محدود است، مخصوصا کاربردهای کلینیکی که حجم اسکن شده بزرگ با زمان بحرانی[3] و کیفیت تصویر بهینه[4] (رزولوشن در امتداد محور z و آرتیفکت تصویری کم) را می‌طلبند، مثل تکنیک‌های سی‌تی آنژیوگرافی سه بعدی[5]، فرمت بندی مجدد چند بعدی یا بازسازی[6] (MPR) (MPR) و بیش‌ترین نمای شدت[7] (MIP) (Hu, 1999a). (Hu, 1999a). اساس سی‌تی حجمی تک اسلایس بر استفاده از یک ردیف آشکارساز (آرایه‌ی یک بعدی از آشکارسازها) است. به دلیل این‌که دسته پرتو ایکس خیلی زیاد و به اندازه سایز آشکارساز محدود شده است، فقط درصد کمی از پرتو ایکس گسیل شده از تیوب برای فرایند تصویربرداری مورد استفاده قرار می‌گیرد. این وضعیت به عنوان بهره‌وری هندسی[8] ضعیف بیان شده است. همچنین، SSCT از الگوریتم درون‌یابی خطی (LIA) ۳۶۰ درجه‌ای استفاده می‌کند و با الگوریتم درون‌یابی خطی (LIA) ۱۸۰ درجه‌ای مشکلات ناشی از الگوریتم ۳۶۰ درجه‌ای را بهبود می‌بخشد. با وجودی که، الگوریتم درون‌یابی خطی ۱۸۰ درجه‌ای جزئیات را حفظ می‌کند (حساسیت و رزولوشن فضایی اسلایس) اما نویز بیش‌تری را تولید می‌کند. علاوه بر این زمان مورد نیاز برای پوشش حجم‌های تعریف شده در SSCT (چند ثانیه) توسط پارامترهایی محدود شده است که از جمله آن‌ها می‌توان به این موارد اشاره کرد: توانایی بعضی از بیماران به خصوص آن‌هایی که بدحال هستند برای اینکه بتوانند نفس خود را در طول یک اسکن حجمی حبس کنند و گرمای اعمال شده به تیوب اشعه‌ایکس.



شکل ۱۱- ۲۰. یکی از اختلافات آشکار بین اسکنر SSCT و اسکنر MSCT طراحی آشکارساز است. A، یک آشکارساز تک بعدی است که در سیستم‌های تک اسلایس استفاده می‌شود. B، یک آشکارساز دوبعدی که ویژگی سیستم‌های MSCT است.

SSCT همچنین در مورد توانایی در پاسخ به نیازهای آزمون‌های کلینیکی در زمان بحران محدودیت دارد، از قبیل مطالعات چند فازی ارگان دینامیکی[9] و سی‌تی آنژیوگرافی، که هر دو فاز شریانی و وریدی با مقدار ماده حاجب کم‌تر بسیار مهم هستند. استفاده از نسبت پیچ بالاتر برای حل این مشکلات با کاهش پروفایل حساسیت

[1] Pitch Ratio
[2] Volume Coverage Speed
[3] Critical Timing
[4] Optimum Image Quality
[5] CT Angiography With 3D
[6] Multiplanar Reformatting
[7] Maximum Intensity Projection
[8] Geometric Efficiency
[9] Multiphase Organ Dynamic Studies

اسلایس[1] صورت می‌گیرد (جزئیات). بنابراین به روش‌های دیگری برای غلبه بر این مشکلات نیاز است تا عملکرد SSCT را در استفاده از خروجی پرتو ایکس (بهبود بهره‌وری هندسی) و پارامترهای اسکن که بر کیفیت تصویر و پوشش حجمی موثر هستند را بهبود بخشد.

MSCT بهبود قابل توجهی در عملکرد سرعت پوشش حجم ارائه می‌دهد (Hu, 1999a). به این معنا که MSCT اسکن سریع‌تر و رزولوشن بالاتری را برای تعدادی از کاربردهای کلینیکی فراهم می‌کند (Taguchi & Aradate, 1998). یکی از مهم‌ترین اختلافات بین MSCT و SSCT این است که MSCT از آشکارسازهایی که دارای چند ردیف است (آرایه دوبعدی از آشکارسازها)، استفاده می‌کند در حالی‌که SSCT از یک ردیف آشکارساز (آرایه تک بعدی از آشکارسازها) استفاده می‌کند. در شکل ۱۱-۲۰ این موضوع به وضوح نشان داده شده است.

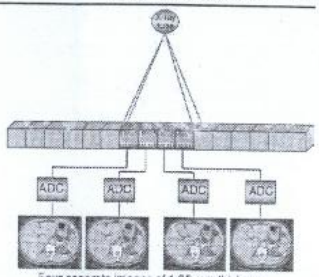
سیر تکاملی سی‌تی اسکنرهای مولتی اسلایس

اصطلاحات

ازجمله اصطلاحاتی که به اسکن MSCT مربوط می‌شوند عبارتند از: سی‌تی چند بخشی[2]، MDCT، سی‌تی با چند ردیف آشکارساز[3]، سی‌تی چند کاناله[4]. هر کدام از این اصطلاحات مشخصه‌ای خاص از خروجی را نشان می‌دهند. برای مثال، اصطلاح چند اسلایس و چندبخشی بر روی تصاویر و اصطلاحات چند آشکارسازی بر روی آشکارسازهای مورد استفاده در طول تصویربرداری تمرکز دارند. در نهایت اصطلاح چند کاناله به عملکرد DAS مربوط می‌شود. در این کتاب اصطلاح مولتی اسلایس (چند اسلایس) مورد استفاده قرار می‌گیرد تا هم از نظر ادس و هم از نظر کلینیکی عادی شود.

یک آشکارساز سی‌تی شامل دو قسمت اصلی است: یک سنسور تابشی متصل به الکترونیک مناسب، مثل فوتودیودها و مبدل های آنالوگ به دیجیتال. سنسورهای تابشی، فوتون‌های پرتو ایکس را به نور تبدیل می‌کنند و اما فوتودیودها نور را به جریان الکتریکی (سیگنال) تبدیل می‌کنند. این سیگنال باید قبل از این‌که برای پردازش به یک کامپیوتر دیجیتالی فرستاده شود به شکل دیجیتالی تبدیل شود. قسمت‌های الکترونیکی با دقت به اجزای سنسور آشکارساز سی‌تی متصل شده‌اند و کانال‌های جمع‌آوری اطلاعات را نشان می‌دهند. همان‌طور که در شکل ۱۱-۲۱ نشان داده شده است آشکارساز شامل ۱۶ المان یا بخش است که سایز هر بخش ۱/۲۵ mm است و پرتو ایکس محدود شده است تا بر چهار بخش از آن‌ها قرار گیرد. بنابراین در هر چرخش گانتری چهار سیگنال از هر چهار بخش جمع‌آوری می‌شود و به چهار ADC[5] فرستاده می‌شود تا چهار اسلایس از هر ضخامت ۱/۲۵mm تولید کند. برای هشت قسمت ۱/۲۵ mm پرتو باید بر روی هشت قسمت از آشکارسازها محدود شود. برای چهار اسلایس با ضخامت ۲/۵ mm پرتو باید محدود شود تا بر روی هشت قسمت از آشکارساز قرار گیرد جایی که دو بخش با ضخامت ۱/۲۵ mm ترکیب می‌شوند تا یک ضخامت ۲/۵ mm ایجاد شود و به این ترتیب. این ترکیب و ساختار الکترونیکی قسمت‌های آشکارساز با جزئیات بیش‌تر در ادامه این فصل بیان می‌شود.

[1] Slice Sensitivity Profile
[2] Multisection CT
[3] Multidetector Row CT
[4] Multichannel CT
[5] Analog-To-Digital Converters



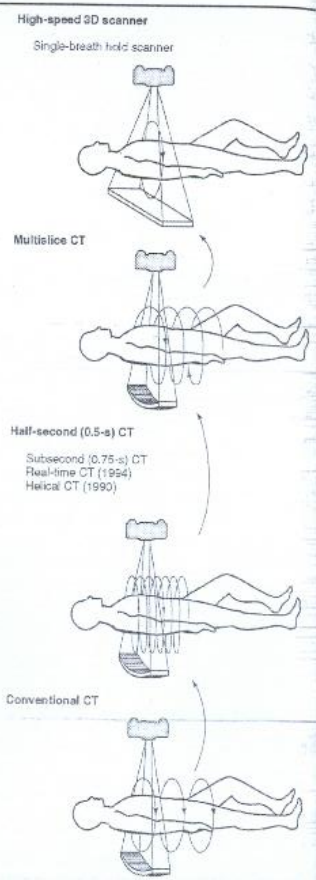
شکل ۱۱- ۲۱. نمایش نموداری چگونگی المان‌های آشکارساز از یک آشکارساز MSCT که می‌تواند برای تولید ضخامت‌های اسلایس مختلف از لحاظ الکترونیکی ترکیب شوند.

سیر تکاملی تکنولوژی MSCT در شکل ۱۱-۲۲ به صورت یک طرح‌واره نشان داده شده است. هدف نهایی بهبود عملکرد سرعت پوشش حجمی است. بنابراین، تصویربرداری در سرعت‌های بالاتر و نسبت پیچ بیش‌تر، حجم‌های بزرگ‌تری را با کیفیت تصویری معادل سی‌تی اسکنرهای تک اسلایس ساخته شده در سال ۱۹۹۰، پوشش می‌دهد. سی‌تی اسکنر ۲۵۶ اسلایس تولید شده توسط شرکت سیستم‌های پزشکی توشیبا نمونه‌ای اولیه از اسکنر سه بعدی با سرعت بالا برای تصویربرداری از تمام قلب در یک چرخش کامل بود. اسکنرهای سه بعدی با سرعت بالا از آشکارسازهای بزرگ‌تری استفاده خواهند کرد تا حجم‌های بزرگ‌تری را در سرعت‌های بالا اسکن کنند و همه‌ی تصاویر را در سه بعد نمایش دهند. سرانجام در سال ۲۰۰۸ شرکت پزشکی توشیبا یک اسکنر ۳۲۰ اسلایس جدید را ارائه کرد. این دو اسکنر به طور خلاصه در بخش بعد شرح داده شده‌اند.

اسکنرهای زیرثانیه‌ای

زمان تصویربرداری از ۵ دقیقه مورد نیاز برای اسکنرهای اولیه EMI تا مقدار نصف در حال حاضر کاهش پیدا کرده است. موانع مهندسی زیادی برای رسیدن به این سرعت گانتری وجود دارد. سرعت بخشیدن به اجزای گانتری مثل تیوب و ژنراتور می‌تواند به جاذبه ۱۳ برابر حالت عادی برسد که این مقدار به طور قابل توجهی بیش‌تر از جاذبه‌ای است که توسط شاتل فضایی در بلند شدنش احساس شده است. پیشرفت‌های جالب تکنولوژی طراحی این سیستم‌های سی‌تی سرعت بالا را به همراه داشته است.

برای جلوگیری از حرکت آند تحت فشار ناشی از شتاب گرفتن در کم‌تر از ثانیه، تیوب‌های اشعه‌ایکس جدید دارای آند نصب شده روی محور هستند که در میان تیوب قرار گرفته است، این کار امکان نگه داشتن آند را در دو طرف فراهم می‌کند. این طراحی مزایای بارزی نسبت به روش سنتی (نگه‌داری آند سنگین فقط از عقب) دارد. دیگر پیشرفت‌های جالب در طراحی تیوب سی‌تی شامل آندهای متصل به زمین و تکنیکی برای کاهش پرتوهای ایکس خارج از کانون است. تقریبا همه‌ی تیوب‌های اشعه‌ایکس دارای اختلاف پتانسیل مساوی بین کاتد و آند هستند به گونه‌ای که در آن‌ها کاتد می‌تواند در پتانسیل ۷۵kV باشد درحالیکه آند نیز در پتانسیل ۷۵ kV است. در این حالت فاصله قابل توجه‌ای بین آند و محفظه تیوب مورد نیاز است تا احتمال ایجاد قوس الکتریکی کاهش پیدا کند. با همه‌ی ولتاژ اعمال شده به کاتد و آند در پتانسیل زمین، محفظه تیوب می‌تواند تا نزدیکی آند آورده شود تا انتقال گرما را آسان کند و سرعت خنک سازی آند به طور قابل توجهی بهبود یابد. الکترون‌های پس زده شده به طور نرمال دوباره جذب آند می‌شوند و پرتوهای ایکس خارج از فاصله کانونی را تولید می‌کنند. این پرتوها در نزدیکی آند در یک کولیماتور مخصوص جمع‌آوری می‌شوند. این حذف شدن پرتوهای خارج از کانون سبب کاهش کیفیت تصویر و همچنین ظرفیت گرمایی آند تا حدود ۳۰٪ می‌شود. در نتیجه تاخیر زمانی برای خنک سازی تیوب در طول تصویربرداری روتین کاهش می‌یابد.



شکل ۱۱- ۲۲. زنجیره توسعه و نقاط عطف برای سی‌تی اسکنرهای توشیبا

از جمله مزایای کلینیکی تصویربرداری زیر ثانیه‌ای کاهش آرتیفکت‌های حرکتی و پوشش‌دهی بهتر اسکن است. بیمار در طول تصویربرداری سی‌تی حرکت می‌کند که این حرکت چه ناشی از حرکات قلب، تنفس و یا حرکت دودی شکل باشد می‌تواند سبب ایجاد آرتیفکت شود. به همین علت بازسازی به روش بک پروجکشن فیلتر شده تمام نماهای به دست آمده در طول چرخش را با هم ترکیب می‌کند تا آرتیفکت‌ها از بین بروند. حرکت هر جسمی در میدان دید (FOV) در مدت زمان چرخش گانتری مانع از حذف دقیق آرتیفکت‌ها و در نتیجه کاهش کیفیت تصویر می‌شود. اگر کنتراست جسم متحرک خیلی زیاد و یا کم باشد، مثل استخوان، سنگ، و یا هوا، آرتیفکت‌ها قابل توجه هستند. متاسفانه، بطن چپ و رگ‌های ریوی نزدیک قلب خیلی سریع حرکت می‌کنند بنابراین تصویربرداری را باید در زمان کم‌تر از ۲۰ ms تا ۲۵ms کامل کرد تا محوشدگی‌ها به طور کامل حذف شوند. این زمان به مراتب از زمان لازم برای سی‌تی اسکنرهای کانونشنال کم‌تر است و حتی برای سی‌تی با پرتو الکترونی که بسیار سریع‌تر است نیز دشوار است. با این حال، اسکنرهای نیم ثانیه‌ای[1] که تصاویر "جزئی[2]" (برای مثال چرخش کم‌تر از ۳۶۰ درجه) در ۲۵۰ms و ۳۲۰ms به دست می‌آورند، به طور قابل توجهی تصویربرداری بهتری از قلب و قفسه سینه را نسبت به سیستم ۱ ثانیه‌ای، امکان‌پذیر کرده‌اند. یک مثال از توانایی‌های این اسکنرها استفاده از بازسازی هماهنگ شده با حرکت آناتومیکی (gated) است، که در آن داده‌های خام اسکن برای بازسازی تصویر می‌توانند بر مبنای نوار مغزی (ECG) بیمار انتخاب شوند. در بازسازی جزیی یک تصویر هماهنگ شده با حرکت قلب در طول دیاستول

[1] Half-Second Scanners
[2] Partial

قلبی، زمانی که قلب نسبتا بدون حرکت است مرزهای بطن و نیزکلسیم موجود در عروق کرونری را به صورت نسبتا دقیق می‌توان نشان داد.

هماهنگ با حرکت قلب به‌صورت آینده‌نگر[1] همچنین می‌تواند برای به دست آوردن اسکن واقعی در ECG triggers بیمار استفاده شود. این یک تکنیک نسبتا آسان است، هرچند برای تصویربرداری هلیکال (اسپیرال) قابل استفاده نیست.

یکی از مزایای نسبتا جانب و کاربردی از زمان‌های اسکن زیر ثانیه‌ای، امکان افزایش پوشش هلیکال (اسپیرال) است. برای پیچ و مدت زمان اسکن یکسان، یک اسکنر نیم ثانیه‌ای آناتومی را که می‌توان با اسکنر یک ثانیه‌ای به دست آورد را دو برابر پوشش خواهد داد.

متناوبا اسکنر نیم ثانیه‌ای می‌تواند با استفاده از ٪۵۰ ضخامت اسلایس ناحیه یکسانی را پوشش دهد، که رزولوشن در امتداد محور z را بهبود می‌بخشد و در نتیجه منجر به بهبود کیفیت تصویر در سه بعد و بازسازی‌های چند بعدی می‌شود. کاربردهای کلینیکی، همچون سی‌تی آنژیوگرافی (CTA) می‌تواند به دلیل افزایش پوشش‌دهی بیمار بدون افزایش پیچ مفید باشد. با فرض این که ژنراتور سیستم قادر است توان کافی مطابق با اسکن‌های سریع‌تر را تولید کند، در این صورت برای مثال یک تصویر ۲۵۰mA از شکم به یک جریان ۵۰۰ mA در اسکنر نیم ثانیه‌ای نیاز دارد.

سی‌تی اسکنرهای دو اسلایس

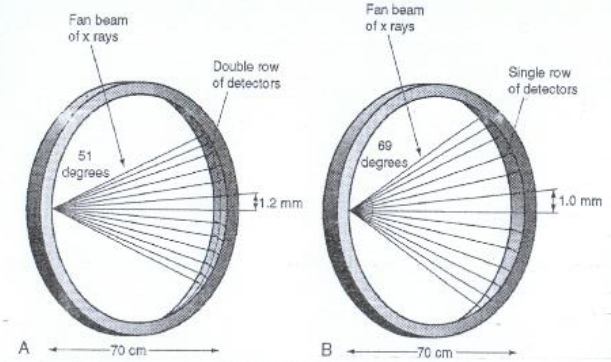
قدمت تصویربرداری تعداد بیش از یک اسلایس در یک زمان (در واقع اسکنرهای دو اسلایسی) به یکی از سی‌تی اسکنرهای اولیه EMI، که در سال ۱۹۷۲ موجود بودند و سی‌تی اسکنر SIRETOM زیمنس که در سال ۱۹۷۴ ارائه شد، برمی‌گردد. این اسکنرها با استفاده از دو آشکارساز بر مبنای روش انتقالی/ چرخشی اطلاعات را در تمام ۱۸۰ درجه جمع‌آوری می‌کنند. قدم اصلی بعدی در تصویربرداری MSCT در سال ۱۹۹۳ با معرفی اولین سی‌تی اسکنر دو اسلایسی (Elscint CT- TWIN) برداشته شد. مهم‌ترین اختلاف بین سی‌تی اسکنر حجمی دو اسلایسی و نوع تک اسلایسی در شکل ۱۱-۲۳ نشان داده شده است. همان‌طور که می‌بینید ساختار (جئومتری) اسکنرهای دو اسلایس بر مبنای یک دسته پرتو ایکس بادبزنی است که بر روی دو ردیف از آشکارسازها قرار می‌گیرد (شکل ۱۱-۲۳، A)، به جای یک ردیف آشکارساز که از ویژگی‌های هندسی پرتو در اسکنرهای SSCT است (شکل ۱۱-۲۳، B).

سی‌تی اسکنر دو اسلایس با پرتو بادبزنی، برای کل بدن بهبود عملکرد سرعت پوشش حجمی را در مقایسه با سی‌تی اسکنر تک اسلایس ارائه می‌دهد. همچنین باعث کاهش ۵۰ درصدی زمان اسکن می‌شود در حالی‌که کیفیت تصویر را برای حجم اسکن شده مشابه حفظ می‌کند.

سی‌تی اسکنرهای مولتی اسلایس

تکنولوژی سی‌تی دو اسلایسی با پرتو بادبزنی کل بدن راه را برای گسترش سایر اسکنرهای MSCT هموار کرد. این اسکنرها در سال ۱۹۹۸ در جلسه RSNA در شیکاگو ارائه شدند. آن‌ها بر اساس تصویربرداری هلیکال (اسپیرال) با استفاده از آشکارسازهای چند ردیفی با تعداد ۸، ۱۶، ۳۲، ۴۰، ۶۴، ۲۵۶ و تعداد بیش‌تر در این اواخر (۳۲۰ تایی) بسته به کارخانه تولید کننده آن ساخته شده‌اند. اسکنرهای ۲۵۶ تایی نمونه اولیه زمینه را برای بیش‌تر اسکنرهای تجاری MSCT که اخیرا موجود هستند (سی‌تی اسکنر حجمی دینامیکی ۳۲۰) فراهم کرد. این اسکنر در ادامه این فصل به طور مفصل ارائه می‌شود.

[1] Prospective Gating



شکل ۱۱- ۲۳. A، در ساختار (جئومتری) اسکنر دو اسلایسی پرتو بادبزنی اشعه‌ایکس بر دو ردیف آشکارساز قرار می‌گیرد. B، در اسکنر SSCT پرتو بادبزنی اشعه‌ایکس بر یک ردیف آشکارساز قرار می‌گیرد.

هدف نهایی اسکنر MSCT بهبود عملکرد سرعت پوشش حجمی هر دو نوع سی‌تی اسکنرهای تک و دو اسلایس است. برای مثال، یک اسکنر MSCT با N ردیف آشکارساز (N اسلایس) N برابر از همتای تک اسلایسی‌اش سریع‌تر خواهد بود. بنابراین، MSCT زمینه را برای بهبود کیفیت مراقبت از بیماران فراهم کرد. به همین دلیل امروزه محدوده وسیعی از کاربردهای کلینیکی جدید که با توسعه تکنولوژی اخیر فراهم شده‌اند، ترجیح داده می‌شود.

اصول فیزیکی

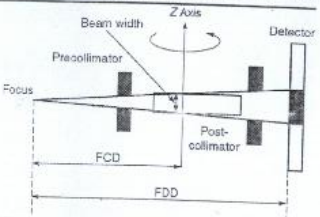
اگرچه اصول فیزیکی و روند داده‌ها مشابه نوع کانونشنال و سی‌تی اسکنرهای هلیکال (اسپیرال) است، اما اسکنرهای MSCT مفاهیم جدیدی را در ارتباط با تکنولوژی آشکارساز، ساختار جمع‌آوری اطلاعات، انتخاب اسلایس و الگوریتم‌های بازسازی تصاویر مولتی اسلایس ارائه کرده‌اند.

جمع‌آوری اطلاعات

جمع‌آوری اطلاعات یکی از دو مکانیزمی است که بر روی کیفیت تصویر سی‌تی اثر می‌گذارد (عامل دیگر بازسازی تصویر است). این بخش جمع‌آوری اطلاعات در MSCT را با توجه به ساختار پرتو و پارامترهای اولیه نظیر کولیماسیون، ضخامت اسلایس و پیچ مورد بررسی قرار می‌دهد. اما در ابتدا یک مرور مختصر بر جمع‌آوری اطلاعات در SSCT می‌کنیم.

SSCT

ساختار اصول جمع‌آوری اطلاعات برای SSCT در شکل ۱۱-۲۴ نشان داده شده است. این یک طرح از نوع نسل سوم است که در آن تیوب اشعه‌ایکس به یک آرایه از آشکارساز تک ردیفی که در امتداد محور z قرار گرفته است، متصل شده است.



شکل ۱۱- ۲۴. نمایی از اساس ساختار جمع‌آوری اطلاعات برای سی‌تی اسکنرهای حجمی تک اسلایس. FCD: فاصله کانون تا آیزوسنتر و FDD: فاصله کانون تا آشکارساز است.

کولیماسیون. سیستم کولیماسیون دسته پرتو ایکس به گونه‌ای طراحی شده است که از ثابت بودن پهنای دسته پرتو اطمینان داشته باشیم که برای قبل و بعد از کولیماسیون پهنای دسته پرتو مساوی باشد. دسته پرتو، می‌تواند در آرایه‌ی آشکارساز موازی شود و هم می‌تواند موازی نشود. پهنای پرتو قبل از کولیماسیون ضخامت اسلایس را تعریف می‌کند (رزولوشن در امتداد محور z یا رزولوشن فضایی) و بر روی عملکرد سرعت پوشش حجمی تاثیر می‌گذارد. همچنین کولیماسیون محدود سبب ایجاد رزولوشن بهتر و طولانی‌تر شدن اسکن یک حجم مشخص می‌شود. کولیماسیون عریض سبب ایجاد رزولوشن کم‌تر می‌شود ولیکن سرعت پوشش حجمی بهتری را ایجاد می‌کند. پهنای پرتو[1] (BW) در امتداد محور z در مرکز چرخش یک آرایه آشکارساز تک ردیفی اندازه‌گیری می‌شود و با پهنای پرتو قبل از کولیماسیون تعریف می‌شود. این ضخامت برای یک تک اسلایس تعیین می‌شود. یک پهنای کولیماسیون ۸ mm بر روی یک آرایه تک بعدی آشکارساز قرار می‌گیرد که یک اسلایس با ضخامت ۸ mm ارائه می‌دهد.

ساختار پرتو. ساختار هندسی دسته پرتو ایکس برای SSCT با یک پرتو بادبزنی کوچک نشان داده می‌شود (شکل ۱۱-۲۴) و به ساختار یک دسته پرتو بادبزنی موازی مربوط می‌شود.

پیچ. پیچ برای SSCT به عنوان نسبت فاصله‌ای که تخت در هر چرخش گانتری طی می‌کند به BW یا پهنای قبل از کولیماسیون تعریف می‌شود. همانطور که توسط Hu (1999a) گفته شد "انتقال تخت در هر چرخش تا حد دو برابر مقدار کولیماسیون دسته پرتو ایکس می‌باشد و عملکرد سرعت پوشش حجمی را در SSCT محدود می‌کند. همچنین افزایش در انتقال تخت منجر به ایجاد تصاویر غیرقابل استفاده کلینیکی می‌شود."

ضخامت اسلایس. در SSCT ضخامت‌های اسلایس با استفاده از پیچ و پهنای قبل از کولیماسیون (BW) در مرکز چرخش تعیین می‌شود (شکل ۱۱-۲۴).

MSCT

ساختار جمع‌آوری اطلاعات برای MSCT در شکل ۱۱-۲۵ نشان داده شده است. احتمالا بیش‌ترین اختلاف بین ساختار جمع‌آوری اطلاعات در شکل ۱۱-۲۴ و شکل ۱۱-۲۵ (مخصوصا ۴) در ارایه آشکارساز چند ردیفی است که به تیوب اشعه‌ایکس متصل شده‌اند و ساختار نسل سوم را نشان می‌دهد (شکل ۱۱-۲۵، A). این آرایه دو بعدی از آشکارسازها توسط Hu (1999a) به عنوان "اجزای توانا کننده"[2] یک اسکنر MSCT معرفی شدند. سایر ویژگی‌های خاص و مهم جمع‌آوری اطلاعات مولتی اسلایس به کولیماسیون، ساختار پرتو و پیچ وابسته است.

کولیماسیون. طرح اصلی کولیماسیون در شکل ۱۱-۲۰، B نشان داده شده است. پرتو توسط یک پیش موازی‌ساز[3] محدود می‌شود تا به‌طور کامل بر روی آرایه

[1] Beam Width

[2] Enabling Component

[3] Precollimator

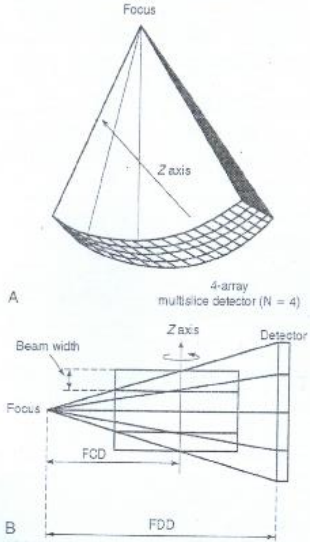
آشکارسازهای چند ردیفی قرار بگیرد. BW هنوز هم در امتداد محور z در مرکز دوران تعریف شده است اما اکنون برای یک آرایه‌ی چهار ردیفی از آشکارسازهای چند اسلایسی که در شکل ۱۱-۲۵، B، نشان داده شده است، می‌باشد. این پهنا برای چهار اسلایس و توسط پیش موازی ساز ارائه شده است. یک پیش موازی ساز با پهنای ۸ mm بر روی یک آرایه از آشکارساز مولتی اسلایس چهار ردیفی قرار می‌گیرد که چهار اسلایس هر کدام با ضخامت ۲ mm را تولید خواهد کرد (به طور مثال پهنای کلی پرتو ۸ mm در امتداد محور z در مرکز چرخش به ۴ تقسیم شده است). این ساختار برخلاف تک اسلایس مشابه آن است که یک ضخامت ۸ mm اسلایس را با پهنای ۸ mm از پیش موازی ساز ایجاد می‌کرد. به علاوه، چهار اسلایس نتیجه تقسیم کل دسته پرتو ایکس به پرتوهای چندگانه بسته به تعداد آرایه‌ها در سیستم آشکارساز دو بعدی است. این پرتوهای چندگانه نتیجه کولیماسیون ردیف آشکارساز یا روزنه ردیف آشکارساز است (Hu, 1999a).

شکل ۱۱-۲۶ نمای جانبی پرتو را از تیوب اشعه‌ایکس تا آشکارسازها برای یک اسکنر MSCT است. D پهنای محدود شده دسته پرتو ایکس است که در محور چرخش اندازه‌گیری شده است، N تعداد ردیف‌های آشکارساز و d کولیماسیون ردیف‌های آشکارساز را نشان می‌دهد. Hu (1999a) توضیح داد که، اگر فاصله بین ردیف‌های مجاور در آشکارساز کوچک و قابل چشم‌پوشی باشد فواصل ردیف‌های آشکارساز برابر با کولیماسیون ردیف آشکارساز (d) است. رابطه بین کولیماسیون ردیف آشکارساز و دسته پرتو ایکس محدود شده به صورت زیر است: d (mm) = D (mm) / N

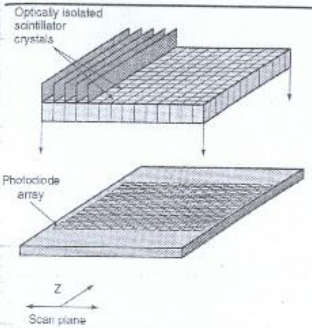
که N تعداد ردیف آشکارسازها است. در SSCT کولیماسیون ردیف آشکارساز یکسان است و با کولیماسیون دسته پرتو ایکس قابل تعویض است. "در سی‌تی مولتی اسلایس، کولیماسیون ردیف آشکارساز 1/N کولیماسیون دسته پرتو ایکس است و به دست آوردن سرعت پوشش حجمی بالا و رزولوشن محوری z بالا را امکان‌پذیر می‌کند. در کل تعداد زیاد ردیف‌های آشکارساز N، عملکرد سرعت پوشش حجمی را بهتر می‌کند."

برای مثال: اگر پرتو ایکس قبل از رسیدن به بیمار دارای پهنای محدود شده ۲۰ mm باشد و اسکنر نیز چهار آرایه آشکارساز داشته باشد، کولیماسیون هر ردیف آشکارساز به صورت زیر به دست می‌آید:

d (mm) = D (mm) / N

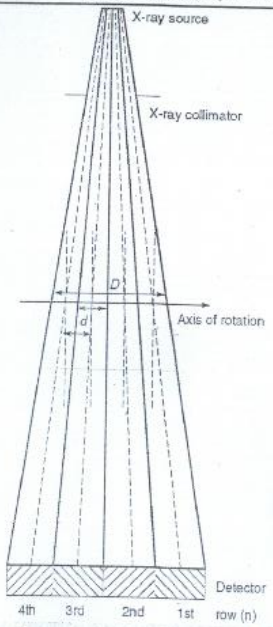


شکل ۱۱- ۲۵. ساختارجمع‌آوری اطلاعات برای MSCT. A: سیستم مختصاتی و B: سطح مقطع (نمای جانبی).



شکل ۱۱-۲۷. یک طرح پیشنهادی برای استفاده از Postcollimation در MSCT را نشان می‌دهد تا تلاش‌های پراکنده را بر روی یک آشکارساز دو بعدی کاهش دهد. کولیماتورها بین ستون‌های آشکارساز مشابه سی‌تی کانونشنال با آشکارساز تک ردیف است.

همان‌طور که پهنای دسته پرتو در امتداد محور z افزایش می‌یابد تا تعداد ردیف‌ها در سیستم آشکارساز دو بعدی را پوشش دهد، مقدار پرتو پراکنده شده نیز افزایش می‌یابد به همین دلیل یک ناحیه وسیع از بدن بیمار اسکن می‌شود. برای به حداقل رساندن پرتوهای پراکنده ممکن است از کولیماسیون ضدپراکندگی در آرایه آشکارساز استفاده شود (Postcollimation). یک چنین طرحی در شکل ۱۱-۲۷ نشان داده شده است. شکل دیگر در ادامه مشخص می‌شود.



شکل ۱۱- ۲۶. نمای جانبی یا سطح مقطع از ساختار پرتو MSCT، از تیوب اشعه‌ایکس تا یک سیستم آشکارسازی مولتی اسلایس چهار ردیفی.

که در این فرمول d کولیماسیون ردیف آشکارساز، N تعداد ردیف‌های آشکارساز و D پهنای محدود شده دسته پرتو ایکس است ($\frac{20}{4} = 5$ mm).

متناوبا:

$$d = 1/N \times \text{X-ray beam collimator width}$$

$$d = 1/4 \times 20$$

$$d = 5 \text{ mm}$$

ساختار پرتو. همان‌طور که تعداد ردیف‌ها در آرایه آشکارسازهای چند ردیفی افزایش می‌یابد، پرتو پهن‌تر می‌شود تا بتواند آرایه آشکارسازهای دوبعدی را پوشش دهد (شکل ۱۱-۲۸ و همچنین ۱۱-۲۶). پرتو باید طول آرایه آشکارساز را پوشش دهد. این پوشش‌دهی تحت تاثیر

زاویه‌ی پهن‌شدگی (یا زاویه بادبزنی[1]) پرتو قرار می‌گیرد. در یک زاویه پهن‌شدگی بیش‌تر آرایه بزرگ‌تری از آشکارساز پوشش داده می‌شود. پرتو همچنین باید پهنای آرایه آشکارساز را پوشش بدهد، که توسط تعداد ردیف‌های آشکارساز تعریف می‌شود. تعداد ردیف بیش‌تر یک پرتوی پهن‌تر در امتداد محور z را نتیجه می‌دهد (پرتو مخروطی بزرگ).

یک پرتو مخروطی[2] واگرایی بیش‌تری در امتداد محور z در مقایسه با دسته پرتو به شکل بادبزنی دارد و به همین دلیل، افزایش تعداد ردیف‌های آشکارساز در MSCT نیاز به ایجاد روش‌های مختلف برای فرایند درون‌یابی (در مقایسه با درون‌یابی تک اسلایس اسپیرال) دارد. به همین علت پرتوهایی که در فرایند تصویربرداری نقش دارند بیش‌تر به شکل مورب هستند. به علاوه، تعداد ردیف‌های آشکارساز نقش مهمی در انتخاب ضخامت اسلایس و حجم پوشش داده شده ایفا می‌کنند.

پیچ: تعریف کمیسیون بین المللی الکترونیک

پیچ یک اصطلاح وابسته به یک بست[3] است و در واقع فاصله بین دورهای دستگاه در روی بست است. در سی‌تی هلیکال (اسپیرال)، پیچ به عنوان فاصله‌ای (برحسب mm) که تخت سی‌تی در طول یک دور چرخش تیوب اشعه‌ایکس حرکت می‌کند، تعریف شده است. پیچ را با استفاده از نسبت پیچ محاسبه می‌کنند، که نسبتی از پیچ ضخامت اسلایس و یا کولیماسیون پرتو است. نسبت پیچ به صورت زیر به دست می‌آید:

$$\text{Pitch} = \frac{\text{distance the table travels during 360-degree revolution}}{\text{Slice thickness or beam collimation}}$$

[1] Fan Angle
[2] Cone-Beam
[3] Fastener

زمانی‌که فاصله طی شده توسط تخت در یک چرخش کامل تیوب اشعه‌ایکس با ضخامت اسلایس یا کولیماسیون پرتو مساوی باشد، نسبت پیچ (که به صورت ساده‌تر به عنوان پیچ در بقیه این متن عنوان شده) ۱:۱ (و یا ساده‌تر ۱) می‌شود. یک پیچ با مقدار ۱ بهترین کیفیت تصویر را در تصویربرداری سی‌تی هلیکال (اسپیرال) نتیجه می‌دهد. پیچ همچنین می‌تواند افزایش پیدا کند تا حجم پوشش داده شده و سرعت فرایند تصویربرداری را افزایش دهد. پیچ به این علت که بر کیفیت تصویر و دز بیمار تاثیرگذار است از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. به علاوه نقش مهمی را در نتیجه کلی آزمایشات کلینیکی ایفا می‌کند. یک پیچ کم‌تر از مقدار ۱ بر اسلایس‌هایی که با هم تداخل دارند موثر است و بر ایجاد یک دز بالا نیز سهم دارد. در مقابل پیچ‌هایی که بیش‌تر از ۱ هستند دز بیمار را کاهش می‌دهند.

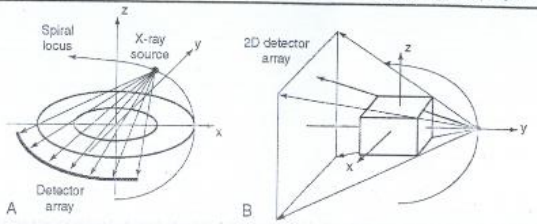
معرفی آشکارسازهای مولتی اسلایس منجر به ارزیابی مجدد در تعریف پیچ شد، در گذشته تعریف پیچ تا حدی متفاوت و بحث برانگیز بود. برای اطلاعات بیش‌تر در این خصوص خوانندگان علاقه‌مند می‌توانند Hu (1999a)، Aradate (1998)، Taguchi و Kalender (2005) مراجعه کنند.

در سال ۱۹۹۹، کمیسیون بین المللی الکترونیکی[4] (IEC) یک تعریف برای پیچ ارائه داد که در IEC سند شماره ۶۰۶۱ در خصوص مقررات سی‌تی آورده شده است که در آن تغییرات مختلف در تعریف پیچ توسط سازندگان مختلف ارائه شده است. توصیه‌های IEC به شرح زیر است:

(معادله ۱۱-۱)

$$\text{Pitch (P)} = \frac{\text{Distance the table travels per rotation (d)}}{\text{Total collimation (W)}}$$

[4] International Electrotechnical Commission



شکل ۱۱- ۲۸. A، ساختار پرتو بادبزنی در آشکارسازهای تک بعدی با یک ردیف، که در آن پرتوها در آرایه آشکارساز تقریباً موازی و نزدیک به هم هستند. B، ساختار پرتو مخروطی در آشکارسازهای دو بعدی چند ردیفی. پرتو مخروطی واگرایی پرتویی بیشتری را در آرایه آشکارساز نسبت به پرتو بادبزنی در آشکارسازهای تک بعدی نتیجه می‌دهد.

از سوی دیگر کولیماسیون کل برابر با حاصل‌ضرب تعداد اسلایس‌ها (M) در ضخامت اسلایس محدود شده است (S). بنابراین:

$$P = d / W \text{ or } P = d / M \times S \qquad \text{(معادله ۱۱-۱)}$$

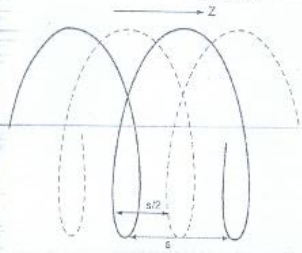
برای دز بیمار در مقایسه با اسکنرهای تک اسلایس رایج در یک پیچ با مقدار ۱، یک اسکنر چهار اسلایس به یک پرتو با پیچ ۱ و یا پیچ اسلایس ۴ نیاز خواهد داشت. به عنوان مثال با انتخاب اسلایس‌های mm ۴ × ۵ با سرعت تخت mm ۲۰ در هر چرخش، تقریباً باید نتیجه‌ای مشابه دز بیمار که از یک اسکنر تک اسلایس با اندازه mm ۵ در mm ۵ در هر چرخش با سرعت تخت تولید شده است، داشته باشد. اگرچه درستی این موضوع در عمل، به طراحی کولیماتور در یک اسکنر خاص بستگی دارد.

ضخامت اسلایس

در MSCT، ضخامت اسلایس با استفاده از BW (شکل ۱۱-۲۵)، پیچ و دیگر فاکتورها مانند شکل و پهنای فیلتر بازسازی در امتداد محور z مشخص می‌شود. جزئیات انتخاب ضخامت اسلایس برای اسکنرهای MSCT در ادامه این فصل ذکر می‌شود.

بازسازی تصویر

در سی‌تی کانونشنال از نوع توقفی-حرکتی (سی‌تی کانونشنال)، یک پرتو بادبزنی و یک آشکارساز تک ردیفی در به دست آوردن اطلاعات مورد استفاده قرار می‌گیرند و همه پرتوها از میان صفحه تصویر (بخش مسطح)، اسلایس مورد نظر عبور می‌کنند. با این شرایط، الگوریتم بازسازی دسته پرتو بادبزنی و به طور مشخص‌تر الگوریتم بازسازی یک پروجکشن برای بازسازی تصویر مورد استفاده قرار می‌گیرد.



شکل ۱۱- ۲۹. مسیر هلیکال (اسپیرال) یک آشکارساز تک ردیفی در سی‌تی حجمی تک اسلایس. فاصله نقاط اطلاعاتی برای L، ۳۶۰ درجه‌ای و LI، ۱۸۰ درجه‌ای استفاده شده است که به ترتیب s و s/۲ است.

بازسازی هلیکال(اسپیرال) تک اسلایس

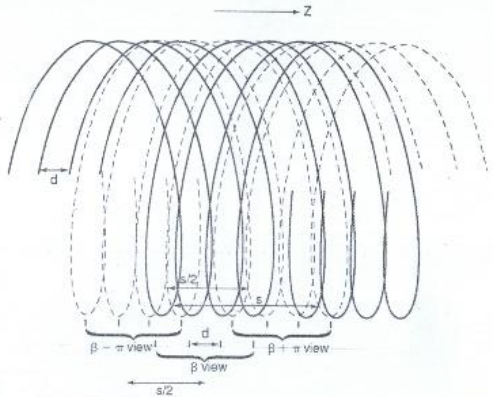
در اسکنرهای SSCT دسته پرتو به شکل بادبزنی است و یک آرایه تک ردیفی از آشکارسازها برای جمع‌آوری اطلاعات مورد استفاده قرار می‌گیرد. در سی‌تی کانونشنال، بیمار در طول تصویربرداری ساکن است، در حالی‌که در SSCT بیمار به طور پیوسته در میان گانتری در طول چرخش ۳۶۰ درجه‌ای تیوب پرتو ایکس و آشکارسازها حرکت داده می‌شود. در این حالت همه پرتوها از میان صفحه تصویر عبور نمی‌کنند. از پرتو نوع بادبزنی نیز استفاده می‌شود، بنابراین الگوریتم بازسازی پرتو بادبزنی در سی‌تی کانونشنال برای بازسازی تصویر مورد استفاده قرار می‌گیرد. در طول جمع‌آوری اطلاعات، پرتو بادبزنی یک مسیر هلیکال (اسپیرال) به دور بیمار از خود را به جا می‌گذارد، همان‌طور که در شکل ۱۱-۲۹ نشان داده شده است و به همین دلیل است که همه پرتوها از میان صفحه تصویر عبور نمی‌کنند. SSCT نیاز به یک مرحله اضافه‌تر در محاسبات اولیه مربوط به یک بخش مسطح دارد، که توسط درون‌یابی و با استفاده از نقاط اطلاعاتی موجود در دو طرف بخش انجام می‌گیرد.

اولین الگوریتم درون‌یابی استفاده شده، درون‌یابی خطی ۳۶۰ درجه‌ای بود که در آن فاصله بین دو نقطه اطلاعاتی در درون‌یابی مورد استفاده قرار می‌گرفت، که با s در شکل ۱۱-۲۹ نشان داده شده است. در تلاشی برای بهبود کیفیت تصویر که از درون‌یابی خطی ۳۶۰ درجه‌ای نتیجه شد، یک الگوریتم متفاوت بر مبنای این اصل ریاضی بسط پیدا کرد که نمایی از سی‌تی در زاویه‌ای خاص، اطلاعات مشابه با نمای مخالف (۱۸۰درجه) داشته باشد. هنگامی که نمای ۱۸۰ درجه‌ای معکوس شد و برای بازسازی درون‌یابی شده استفاده شد، داده‌های اندازه‌گیری شده به عنوان اطلاعات مکمل و اطلاعات در مسیر مخالف عنوان شدند. اکنون با یک درون‌یابی خطی ۱۸۰ درجه‌ای نقاط اطلاعاتی به صفحه تصویر نزدیک‌تر هستند. اکنون فاصله نقاطی که برای درون‌یابی مورد استفاده قرار گرفته‌اند s/۲ است. این معادله شامل محاسبات یک مجموعه اطلاعات تکمیلی (نقطه چین‌ها) است که از مجموعه اطلاعات پرتو بادبزنی یا اندازه‌گیری‌ها استفاده کرده‌اند (خطوط پر). فاصله بین دو نقطه‌ای که برای درون‌یابی مورد استفاده قرار گرفته‌اند، شکاف z[1] است. شکاف z کیفیت تصویر را تحت تاثیر قرار می‌دهد به گونه‌ای که شکاف z کوچک‌تر کیفیت تصویر بهتر را در پی خواهد داشت. در یک سی‌تی هلیکال (اسپیرال) تک اسلایس، افزایش حجم پوشش داده شده با افزایش پیچ قابل دستیابی است، با این وجود همان‌طور که پیچ افزایش می‌یابد کیفیت تصویر به علت بزرگ‌تر شدن شکاف z کاهش پیدا می‌کند. این موضوع یکی از انگیزه‌های پیشرفت MSCT بوده است.

بازسازی مولتی اسلایس

یکی از بارزترین اختلافات بین SSCT و MSCT این است که MSCT از تکنولوژی جدیدی برای آشکارسازها استفاده کرده که در آن تعداد ردیف‌های آشکارسازها بین ۴ و ۳۲۰ تغییر می‌کند. این آرایه‌های آشکارساز چندگانه دو بعدی، آرایه آشکارساز بزرگی را ایجاد می‌کنند. به همین دلیل در سیستم‌های SSCT یک پرتو مخروطی به جای پرتو بادبزنی به دست می‌آید. پرتو مخروطی باعث افزایش واگرایی دسته پرتو می‌شود که امروزه این یک مشکل اصلی به شمار می‌رود، چون سبب می‌شود همه پرتوها از صفحه تصویر عبور نکنند. پرتوهای کناری دسته پرتو، در بیرون از صفحه تصویر قرار می‌گیرند. الگوریتم‌های بازسازی پرتو مخروطی تقریبا برای حل این مشکل بهبود یافته‌اند، اما با این وجود این الگوریتم‌های خاص به محاسبات گسترده‌ای نیازمندند (در مقایسه با الگوریتم‌های پرتو بادبزنی) و برای استفاده در تصویربرداری پزشکی مناسب نیستند.

[1] Z-Gap



شکل ۱۱- ۳۰. مسیر هلیکال (اسپیرال) از یک آشکارساز چهار ردیفی در MSCT. برای توضیحات بیشتر به متن مراجعه کنید.

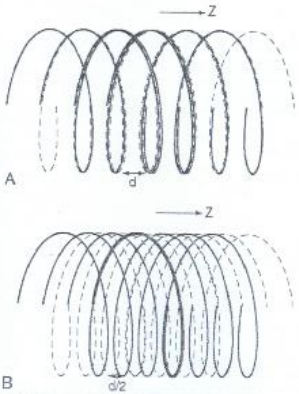
بازسازی‌های پرتو بادبزنی برای MSCT، مخصوصا در نوع کنونی خود بهبود پیدا کرده است. در استخراج یک الگوریتم برای بازسازی تصویر در MSCT اولین گام منطقی این است که اصول مربوط به LI ۱۸۰ درجه‌ای و ۳۶۰ درجه‌ای که در SSCT به MSCT استفاده شده‌اند را بسط بدهیم. برای امتحان این بسط ، شکل ۱۱-۳۰ را در نظر بگیرید، که مسیر یک آشکارساز چهار ردیفی هلیکال (اسپیرال) مورد استفاده در MSCT را نشان می‌دهد. برای یک LI۳۶۰ درجه‌ای فاصله بین دو نقطه که برای درون‌یابی یک بخش مسطح استفاده شده، s است، این فاصله در شکل ۱۱-۲۹ برای SSCT نشان داده شده است. با یک LI، ۱۸۰ درجه‌ای فاصله بین نقاط حاوی اطلاعات s/۲ است (فاصله بین خطوط نقطه‌چین و پر از ارایه آشکارساز مشابه). شکاف z مشابه SSCT است.

MSCT برای ارتقای آشکارساز چهار ردیفی. در MSCT شکاف z با استفاده از پیچ (همانطور که در SSCT بود) و با استفاده از فاصله ردیف‌های آشکارساز مشخص می‌شود. همانطور که تغییرات پیچ هلیکال به طور مشخص الگوهای نمونه برداری z متفاوتی دارد و بنابراین الگوهای مارپیچ در هم بافته شده ممکن است سی‌تی هلیکال را نتیجه دهند. این موضوع در شکل ۱۱-۳۱ برای یک آشکارساز چهار ردیفی با دو پیچ مختلف مشخص شده است. در یک پیچ با مقدار ۲:۱ (شکل ۱۱-۳۱، A) فاصله بین نقاطی که برای درون‌یابی استفاده شده (شکاف z)، d است، که مشابه جنبه جایی از یک خط مارپیچ توپر به خط دیگری است. این مسأله منجر به مقدار زیادی هم-پوشانی در بین مارپیچ‌های مختلف می‌شود، که در نتیجه مقدار زیادی اندازه‌گیری‌های زائد و اضافی در هر z خاص ایجاد می‌کند. به علت این درجه بالا از بی استفاده بودن در نمونه‌برداری z (کل فاصله نمونه‌برداری z)، که هنوز d است، هیچ برتری بر سی‌تی مشابه تک اسلایس ندارد (Hu, 1999a).

افزایش پیچ در MSCT از ۲:۱ به ۳:۱ (شکل ۱۱-۳۱، B) یک شکاف z با مقدار d/۲ فاصله خیلی کوتاه‌تر نتیجه می‌دهد. در این حالت سرعت پوشش حجمی می‌تواند افزایش یابد. به علاوه به علت اینکه شکاف z کم‌تر از افزایش پیچ است، کیفیت تصویر بهتر می‌شود. Hu (1999a) اشاره کرد که عملکرد سرعت پوشش حجمی یک اسکنر مولتی اسلایس به طور قابل ملاحظه‌ای بهتر از اسکنر تک اسلایس مشابه است و به همین دلیل انتخاب پیچ‌های هلیکال برای کارایی آن‌ها خیلی مهم است. پیچ را با در نظر گرفتن کارایی نمونه‌برداری z و فاکتورهای مرسومی همچون سرعت پوشش حجمی (که از نظر افت خیلی آهسته‌تر از پیچ هلیکال است)، پروفایل اسلایس و آرتیفکت‌های تصویر (که از نظر افت خیلی سریع‌تر از پیچ هلیکال است)، انتخاب می‌کنند. پیچ‌های هلیکالی ترجیح داده می‌شوند که تعادل بهتری در کاربردهای مختلف دارند.

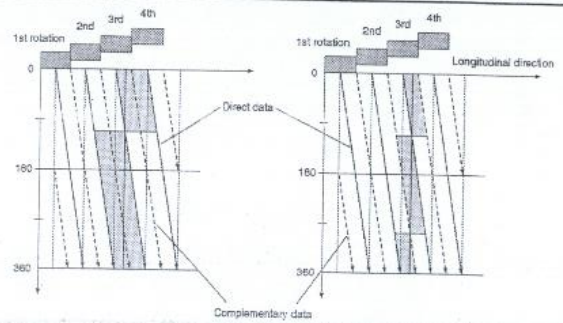
به ترتیب، از شکل‌های ۱۱-۳۲ و ۱۱-۳۵ می‌توان برای توضیح مسأله و راه حلی که قبلا شرح داده شد استفاده کرد. مسیر هلیکال unwound برای SSCT در شکل ۱۱-۳۲ برای هردوی اطلاعات مستقیم و مکمل نشان داده شده است. صفحه تصویر با استفاده از دو نقطه از داده‌های مستقیم و مکمل در دو طرف صفحه تصویر درون‌یابی شده است. مفهوم تک اسلایس توسعه یافته برای حالت چند اسلایس در شکل ۱۱-۳۳ نشان داده شده است که در یک برهم نهی داده‌های مستقیم و مکمل برای هر ردیف از آشکارساز چهار آرایه‌ای نتیجه شده است. توجه داشته باشید که شکاف z بیش‌تر تصویر با کیفیت پایین را ارائه می‌دهد. به علاوه بر همپوشی امکان نمونه-برداری z را به اندازه کافی نمی‌دهد. پیچ با مقدار ۴ به پیچ با مقدار ۱ برتری ندارد زیرا داده‌های نمونه‌برداری شده، اضافه هستند.

شکل ۱۱-۳۴ راه حلی برای مشکلی که به شکل ۱۱-۳۳ تحمیل شده است، ارائه می‌دهد. با استفاده از جداسازی مسیر داده‌های مستقیم و مکمل از هم، نمونه‌برداری موثر z به دست می‌آید. Taguchi و Aradate این موضوع را به عنوان اسکن نمونه‌برداری بهینه معرفی کردند. در شکل ۱۱-۳۴ مقدار پیچ ۳/۵ کم‌تر از چیزی است که در شکل ۱۱-۳۳ بود (مقدار پیچ ۴) این شکل‌ها به سازش اندکی در پیچ هلیکال (مقدار ۰/۵) اشاره دارد که بهبود قابل توجهی را در الگوی نمونه‌برداری ایجاد کرده است.



شکل ۱۱-۳۱. مسیر هلیکال (اسپیرال) یک آشکارساز چهار ردیفی برای MSCT در پیچ‌های ۲:۱ (A) و ۳:۱ (B).

طراحی آشکارساز برای MSCT به کاربر این اجازه را می‌دهد که ضخامت‌های اسلایس متغیر را بر اساس آزمون لازم انتخاب کند. الگوریتم‌های جدید MSCT هم چنین امکان بازسازی این ضخامت‌های اسلایس متغیر را می‌دهند. بخشی از مشکلات این الگوریتم‌های جدید (کاهش کیفیت تصویر) با افزایش سرعت حرکت بیمار در



شکل ۱۱- ۳۲. اطلاعات هلیکال (اسپیرال) تک اسلایس از چرخش‌های متعدد گانتری به وجود آمده‌اند. بازسازی یک تصویر در تنها یک صفحه بر محور بدن شامل درون‌یابی نمامها در جلو و پشت صفحه تصویر است. استفاده از داده‌های مکمل، ضخامت موثر اسلایس را کاهش اما نویز را افزایش می‌دهد.

میان گانتری هنگامی که مقدار پیچ نیز در حال افزایش است، بیش‌تر می‌شود. به علاوه این الگوریتم‌ها برای انتخاب ضخامت‌هایی که در معاینات به آن‌ها برمی‌خوریم ارائه شده است.

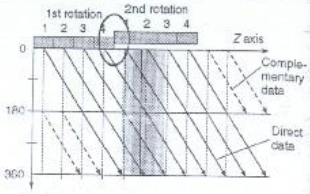
دوتا از این الگوریتم‌ها توسط Taguchi و Aradate و Hu (1999a) اصلاح شدند. این الگوریتم‌ها تقریباً یکسان هستند (از جمله الگوریتم توسعه یافته توسط شرکت پزشکی زیمنس) و بر مبنای اصول یکسانی طراحی شده‌اند (Hu, personalcommunication, 1999; Taguchi, personal communication, 1999).

در کل، این الگوریتم‌ها طبق مراحل زیر انجام می‌شوند:

۱. تصویربرداری هلیکال (اسپیرال) با استفاده ترکیب نمونه‌برداری. در این مرحله، شکاف z کوچک‌تر با استفاده از تنظیم یا انتخاب پیچ به دست می‌آید تا داده‌های مکمل را از مستقیم جدا کند.

۲. درون‌یابی خطی با فیلتر کردن در امتداد z. یکی دیگر از جنبه‌های منحصر به فرد بازسازی داده‌های مولتی اسلایس میانگین‌گیری داده‌ها در امتداد محور z است. درون‌یابی داده‌های هلیکال (اسپیرال) هنوز هم مورد نیاز است، اما از این حقیقت که دانسیته نقاط اطلاعاتی در این ابعاد از اسکنرهای تک اسلایس بزرگ‌تر است، به عنوان یک مزیت استفاده می‌شود. یکی از روش‌های بازسازی تصویر استفاده از یک فیلتر در امتداد محور z است تا نقاط اطلاعاتی را انتخاب کند و وزن بدهد تا در به دست آوردن میانگین استفاده شوند (شکل ۱۱-۳۵) (Taguchi & Aradate; 1998). این روش‌ها از یک فرایند فیلتر شده در مسیر طولی استفاده کرده است. با فرض اینکه محدوده‌ای معین دارای پهنا، پهنای فیلترشده[1] (FW) نامیده شود، در امتداد طولی z (شکل ۱۱-۳۵)، همه داده‌های انتخاب شده در آن محدوده توسط جمع وزن‌دار پردازش می‌شوند. پارامترهای فیلتر (برای مثال FW)، می‌تواند رزولوشن فضایی در مسیر طولی، نویز و کیفیت تصویر را کنترل کند. از طرف دیگر، انتخاب پیچ قابل انعطاف است و باید با دقت انتخاب شود.

[1] Filter Width



شکل ۱۱- ۳۳. چرخش یک آشکارساز مولتی اسلایس با مقدار پیچ صحیح موجب می‌شود که اطلاعات مستقیم و تکمیلی از اسلایس‌های مختلف همپوشانی کنند. این همپوشانی مقدار اطلاعات موجود برای بازسازی تصویر را کاهش داده و بر کیفیت تصویر اثر می‌گذارد.

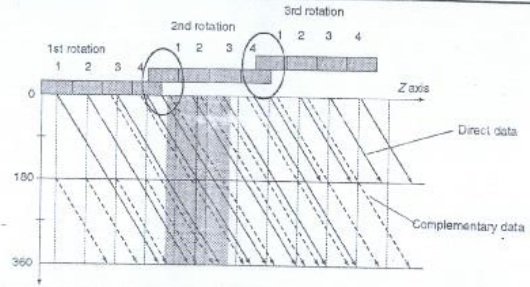
یک مزیت کاربردی این تکنیک این است که سایز و شکل فیلتر می‌تواند توسط اپراتور انتخاب شود تا کنترل بیش‌تری بر ضخامت موثر اسلایس برای تنظیم میزان نویز داشته باشد. همانطور که در شکل ۱۱-۳۵ می‌بینید انتخاب FWهای مختلف ضخامت موثر اسلایس را نسبت به بازسازی هلیکال (اسپیرال) تک اسلایس به طور قابل توجهی، بیش‌تر کنترل می‌کند. FW همچنین می‌تواند به طور موثری در مقایسه با LI کانونشنال ۱۸۰ یا ۳۶۰ درجه بر نویز اثر بگذارد.

۳. بازسازی پرتو بادبزنی. این الگوریتم در صورتی که تعداد ردیف‌های آشکارساز کم باشد، می‌تواند مورد استفاده قرار گیرد. Hu (1999a) از چند پرتو بادبزنی موازی استفاده کرد تا ویژگی‌های ساختاری پرتو مخروطی MSCT را تخمین بزند. الگوریتمی که توسط Taguchi و Aradate در سال ۱۹۹۰ استفاده شد، نیز بر مبنای روش پرتو بادبزنی است. همچنین Saito (1998) آن را الگوریتم "روش بازسازی مولتی اسلایس پرتو مخروطی در توموگرافی[1]" (MUSCOT) نامید. تاثیر MUSCOT بر کیفیت تصویر در شکل ۱۱-۳۶ نشان داده شده است. در مقایسه با SSCT LI (۱۸۰ درجه) MUSCOT کیفیت تصویر بهتری را ارائه می‌دهد. "در یک سرعت اسکن که در حدود سه مرتبه سریع‌تر از سی‌تی تک اسلایس است" (Taguchi&Aradate, 1998).

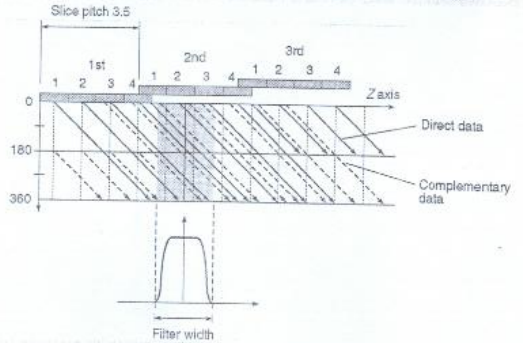
MSCT برای ۱۶ یا تعداد بیش‌تری ردیف. با توجه به توضیحات قبلی اسکنرهای MSCT با چهار ردیف آشکارساز هستند. این اسکنرها از یک آشکارساز دوبعدی استفاده می‌کنند که امروزه در آن‌ها دسته پرتو ایکس در دو بعد باز می‌شود تا کل آشکارساز را پوشش دهد. واگرایی پرتو، یک پرتو مخروطی را بیش‌تر از یک پرتو بادبزنی نشان می‌دهد و بنابراین امروزه ساختار اسکن، یک پرتو مخروطی است. اصول و مشکلات استفاده از یک پرتو مخروطی با الگوریتم‌های طراحی شده برای سی‌تی اسکن پرتو بادبزنی در فصل ۵ توضیح داده شد. برای مثال یکی از مشکلات، مربوط به آرتیفکت‌های پرتو مخروطی (مثل: آرتیفکت مخطط) است که کیفیت تصویر را کاهش می‌دهد.

الگوریتم‌ها برای اسکنرهای چهار اسلایس قبلا شرح داده شده است، ساختار پرتو مخروطی در اسکنرهای MSCT چهار اسلایس نادیده گرفته شده است، به این علت که در این الگوریتم‌ها فرض شده است که اندازه‌گیری پرتوها موازی و عمود بر محور z (محور طولی) صورت می‌گیرد. یک وضعیتی که الگوریتم یک پروجکشن فیلتر شده را اجرا می‌کند. اساسا، اندازه‌گیری پرتوها برای مجموعه اطلاعات سطحی با استفاد از درون‌یابی LI ۳۶۰ درجه‌ای یا LI ۱۸۰به دست می‌آید. این الگوریتم‌ها شبیه به الگوریتم‌هایی است که برای سی‌تی اسکنرهای هلیکال (اسپیرال) استفاده شد و با استفاده از الگوریتم FBP اثبات شد.

[1] Multislice Cone-Beam Tomography Reconstruction Method

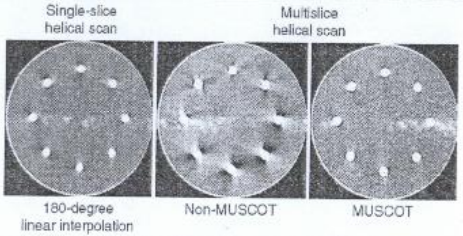


شکل ۱۱- ۳۴. انتخاب دقیق پیچ مولتی اسلایس، از همپوشانی اطلاعات مستقیم و تکمیلی و از به خطر افتادن کیفیت تصویر جلوگیری می‌کند.

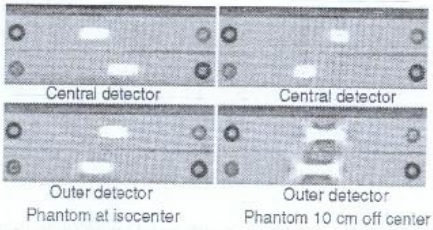


شکل ۱۱- ۳۵. فیلترها می‌توانند برای میانگین‌گیری داده‌ها در طول محور z استفاده شوند و ابرافور می‌تواند بهتر بین ضخامت موثر اسلایس و نویز تصویر انتخاب کند.

همان‌طور که تعداد ردیف‌های آشکارساز از ۴ به ۱۶ و ۶۴ و بیش‌تر افزایش می‌یابد پرتو مخروطی بزرگ‌تر می‌شود و آرتیفکت‌های آن بیش‌تر نمایان می‌شوند، به خصوص اگر شی تصویربرداری شده کاملا در ایزوسنتر گانتری سی‌تی قرار نگرفته باشد (شکل ۱۱-۳۷). آشکارسازهای بیرونی پرتوهای مورب بیش‌تری را در مقایسه با آشکارسازهای مرکزی دریافت می‌کنند. از اثرات پرتو مخروطی بر کیفیت تصویر برای اسکنرهای MSCT ۱۶ اسلایس و بیش‌تر نمی‌توان چشم‌پوشی کرد. زاویه پرتو مخروطی، برای مثال، تا ۱۶ افزایش می‌یابد و الگوریتم‌های درون‌یابی قبلی برای این زوایای مخروطی بزرگ مفید نیست (Mather, 2005a).



شکل ۱۱- ۳۶. اختلاف بین کیفیت تصویر یک فانتوم توپی شکل که با الگوریتم LI ۱۸۰درجه‌ای (SSCT) به دست آمده است، با و بدون الگوریتم MUSCOT، مورد استفاده در تصویربرداری MSCT (From Saito, Y. (1998). Medical Review, 66, 1-8).



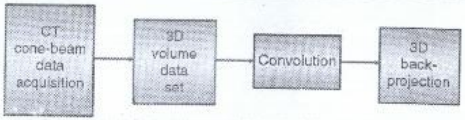
شکل ۱۱- ۳۷. نمایش آرتیفکت‌های رگه‌ای که در تصویربرداری از اجسام غیرپکنواخت در امتداد محور z با یک سی‌تی اسکنر ۱۶ اسلایس (پرتو مخروطی) اتفاق می‌افتند. آرتیفکت‌ها برای آشکارسازهای خارجی واضح‌تر هستند و اگر شی دقیقا در ایزوسنتر قرار نگرفته باشد شدیدتر می‌شوند.

بنابراین به الگوریتم‌های پرتو مخروطی نیاز است تا این افزایش هندسی پرتو مخروطی و کاهش آرتیفکت‌های پرتو مخروطی اصلاح شوند.

الگوریتم‌های پرتو مخروطی: بررسی اجمالی

الگوریتم‌های پرتو مخروطی به دو دسته تقسیم می‌شوند: ۱) الگوریتم‌های دقیق و ۲) الگوریتم‌های تقریبی. الگوریتم‌های دقیق در این اواخر برای داده‌های پرتو مخروطی موفقیت‌آمیز نبوده‌اند (Kalender, 2005)، همچنین از نظر محاسباتی پیچیده هستند و اجرای آن‌ها نیز دشوار است (Mather, 2005a). به همین دلایل، این الگوریتم‌ها در این کتاب ارائه نمی‌شوند. از سوی دیگر الگوریتم‌های تقریبی پرتو مخروطی خودشان به دو زیرمجموعه تقسیم می‌شوند: الگوریتم‌های دوبعدی (2D) و سه بعدی (3D) (Chen et al., 2003). دو نمونه معمول از این الگوریتم‌ها که در اسکنرهای MSCT استفاده می‌شوند به این شرح است:

۱. Feldkamp-Davis-Kress(FDK) که به طور ساده‌تر با عنوان الگوریتم‌های سه بعدی نوع Feldkamp معرفی می‌شود.



شکل ۱۱ - ۳۸. اصلی‌ترین نمایش الگوریتم FDK برای بازسازی پرتو مخروطی است. در ابتدا، نماهای پرتو مخروطی از جسم سه بعدی به دست می‌آیند سپس پیش وزن‌دهی و فیلتر کردن به دنبال آن انجام می‌شود. در نهایت یک پروجکشن سه بعدی در امتداد پرتوهایی که برای جمع‌آوری اطلاعات پرتو مخروطی اولیه استفاده شده‌اند به طور یکسان انجام می‌شود.

۲. الگوریتم‌های تقریبی دو بعدی تک اسلایس rebinning پیشرفته[1] (ASSR).

الگوریتم Feldkamp-Davis-Kress

اصول بنیادی الگوریتم FDK در شکل ۱۱-۳۸ نشان داده شده است. همان‌طور که می‌بینید، الگوریتم FDK به طور ساده یک بسط در FBP دو بعدی پرتو بادبزنی به پرتو مخروطی FBP سه بعدی است (Chen et al., 2003; Kachelriess et al., 2006).

این الگوریتم بیش‌تر از الگوریتم FBP دوبعدی بسط داده شده است و برای استفاده در سی‌تی اسکنرهای با پرتو مخروطی مناسب‌تر شده است (Hsieh et al., 2013; Feldkamp et al.1984). گرچه الگوریتم FBP دو بعدی، اطلاعات به دست آمده از آشکارسازهای تک بعدی را فیلتر می‌کند که با یک پروجکشن دو بعدی پرتو بادبزنی گرفته می‌شود، الگوریتم FDK اطلاعات به دست آمده از آشکارسازهای دو بعدی را فیلتر می‌کند (مجموعه اطلاعات 3D) که این اطلاعات با یک پروجکشن سه بعدی دنبال می‌شود (Kalender, 2005).

برای اینکه الگوریتم FDK در اسکنرهای MSCT استفاده شود به تغییراتی احتیاج دارد (اشاره به الگوریتم‌های نوع Feldkamp دارد)، با این وجود، اصول این الگوریتم‌ها فراتر از محدوده این کتاب است. دو نمونه از این الگوریتم‌های مورد استفاده در اسکنرهای MSCT:

مورد اول توموگرافی Feldkamp پرتو مخروطی[2] است که توسط سیستم‌های پزشکی توشیبا[3] توسعه یافته است، که می‌تواند اطلاعات را در زوایای بزرگ مخروط استفاده کند. دومین مثال الگوریتم یک پروجکشن بسط داده شده موازی[4] است که توسط شرکت زیمنس[5] برای اسکنرهای ۶۴ اسلایس در هر چرخش ارائه شده است. مشکل اساسی با الگوریتم نوع Feldkamp این است که در حال حاضر نمی‌توانند سخت‌افزار یک پروجکشن را در سیستم‌های سی‌تی کانونشنال قرار دهند (Chen et al., 2003; Kachelriess et al., 2006). با این وجود، این مشکل با الگوریتم‌های تقریبی دو بعدی حل می‌شود.

الگوریتم تقریبی دو بعدی

هدف اصلی در الگوریتم‌های تقریبی دو بعدی، تولید تصویر یا کیفیتی نزدیک به کیفیت تصویر حاصل از الگوریتم بازسازی سه بعدی است، که از روش‌های دو بعدی و یک پروجکشن استفاده می‌کند (Chen et al., 2003). این اصل بر مبنای ایده rebinning است، اصطلاحی که برای توصیف اطلاعات سه بعدی جمع‌آوری شده از پرتو مخروطی با یک مجموعه دو بعدی از پرتو بادبزنی استفاده شد. استفاده از الگوریتم FBP دو بعدی کانونشنال برای بازسازی تصاویر در امتداد محور عرضی، در شکل ۱۱-۳۹ مشخص شده است.

[1] Advanced Single-Slice Rebinning

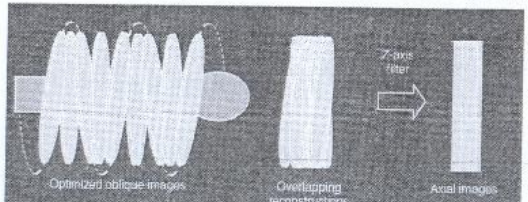
[2] True Cone-Beam Tomography Feldkamp

[3] Toshiba Medical Systems

[4] Parallel Back-Projection Algorithm

[5] Siemens

شکل ۱۱ - ۳۹. مراحل اصلی الگوریتم بازسازی تقریبی دوبعدی برای سی‌تی اسکنرهای پرتو مخروطی. اطلاعات به دست آمده از پرتو مخروطی با اطلاعات پروجکشن پرتو بادبزنی ترکیب شده و در نهایت از الگوریتم بازسازی پرتو بادبزنی دو بعدی استفاده می‌کند تا مجموعه‌ای از تصاویر آکزیال ایجاد شوند.



شکل ۱۱ - ۴۰. مراحل اولیه الگوریتم بازسازی ASSR. برای توضیحات بیشتر به متن مراجعه کنید (Courtesy ImPACT Scan, London, United Kingdom).

یکی روش ابتدایی rebinning الگوریتم rebinning تک اسلایس[1] (SSR) بود. با این وجود کیفیت تصاویر قابل قبولی را برای اسکنرهای MSCT دارای زاویه مخروطی بزرگ، ایجاد نکرد. در نتیجه برای حل این مشکل، روش‌های دیگر که از تکنیک بازسازی سطح شیب‌دار استفاده می‌کردند، استفاده شد (TPR; Chen et al., 2003). روش TPR[2] نیازمند سطحی است که به صورت شیب‌دار (مورب) بازسازی شده باشد تا مناسب مسیر دسته پرتو اپکس هلیکال (اسپیرال) باشد و بتواند آرتیفکت‌های پرتو مخروطی را کاهش دهد. یکی از الگوریتم‌های محبوب TPR الگوریتم ASSR است که توسط شرکت پزشکی جنرال الکتریک و زیمنس استفاده شده است.

گام‌های اساسی این الگوریتم ASSR که در شکل ۱۱-۴۰ نشان داده شده است به شرح زیر است:

۱. صفحات تصویر بازسازی شده، از سگمنت‌های ۱۸۰ درجه‌ای در مسیر دسته پرتو اپکس هلیکال (اسپیرال) استفاده می‌کنند تا تصاویر مایل بهینه‌ای (نیم دایره) را به دست آورند. دلیل اینکه مایل هستند این است که متناسب مسیر اسپیرال در امتداد محور z بدن بیمار شوند.

۲. اطلاعات پرتو مخروطی اندازه‌گیری شده و rebinned (resorted) هستند تا تعداد زیادی از صفحات هم‌پوشانی و مورب بازسازی را تولید کند تا بتواند کل حجم بافت که تصویربرداری می‌شود را پوشش دهد.

۳. در سومین مرحله، اصلاح محور z (فیلتر محور z) انجام می‌گیرد تا تصاویر محوری را با استفاده از الگوریتم بازسازی دو بعدی در امتداد صفحات شیب‌دار بسازد.

[1] Single-Slice Rebinning

[2] Tilted Plane Reconstruction

۴. در نهایت مرحله ۳ تصاویر آگزیال را ایجاد می‌کند.

یکی از مشکلات اساسی در الگوریتم ASSR ناشی از مقدار پیچ کم است. برای حل این مشکل، الگوریتم بازسازی چندوجهی انطباقی[1] (AMPR) تولید شده است. الگوریتم AMPR یک بسط از الگوریتم ASSR است و رزولوشن در امتداد محور z را با قبول این‌که انتخاب مقدار پیچ و ضخامت اسلایس آزادانه صورت گیرد، تعیین می‌کند (Flohret al., 2005).

نمونه‌ای دیگر از الگوریتم‌های بازسازی پرتو مخروطی مولتی اسلایس تا حدی به الگوریتم AMPR مربوط می‌شود که الگوریتم hyperplane وزن داده شده است. Hyperplane یک مفهوم هندسی است. در فضای دو بعدی، hyperplane یک خط است و در جایی که فضا سه بعدی است hyperplane یک صفحه است که فضا را به دو نیمه جدا کرده است (Oxford English Dic-tionary, 2008).

Flohr et al در سال ۲۰۰۵ این الگوریتم را به صورت زیر بیان کرده است:

مشابه AMPR، بازسازی سه بعدی به یک سری از بازسازی‌های دو بعدی تقسیم شده است. به جای بازسازی مقطع عرضی، hyperplane های محدب به عنوان ناحیه بازسازی پیشنهاد شده‌اند. افزایش هم‌پوشانی اسپیرال با کاهش پیچ با معرفی زیر مجموعه‌ای از آشکارسازها، که برای بازسازی تصویر در مقدار پیچ داده شده کافی هستند، انجام شده است. در یک پیچ ۰/۵۶۲۵ با اسکنر ۱۶ اسلایس داده‌ها توسط ردیف‌های آشکارساز از یک تا نه تا از اطلاعات یک پروجکشن کامل جمع‌آوری شده‌اند. به طور مشابه پروجکشن‌ها از ردیف دو تا ده آشکارساز می‌توانند برای بازسازی تصویری دیگر در همان موقعیت محور z استفاده شود. پروجکشن‌ها از ردیف سه تا ۱۱، یک تصویر سوم ایجاد می‌کند و به همین ترتیب ادامه می‌یابد. تصویر نهایی بر اساس میانگین وزنی تصاویر فرعی ایجاد می‌شود.

برای توضیحات بیش‌تر درمورد الگوریتم‌های پرتو مخروطی به Kalender (2005) و Flohr et al. (2005) مراجعه کنید.

تجهیزات

در توصیف تجهیزات سیستم‌های MSCT، لازم است بر اجزای اصلی که مسئول جمع‌آوری اطلاعات، بازسازی تصویر، نمایش و دستکاری، پردازش، ذخیره‌سازی، ثبت و انتقال تصویر هستند متمرکز شویم. مسیر جمع‌آوری اطلاعات در MSCT مشابه سی‌تی نوع توقف و حرکت کانونشال است، از جمله تولید پرتو ایکس و عبور آن از بدن بیمار و نیز تبدیل اشعه‌ایکس به سیگنال‌های الکتریکی که سپس توسط کامپیوتر دیجیتالی به اطلاعات دیجیتالی برای پردازش تبدیل می‌شود. اطلاعات دیجیتالی سپس در کامپیوتر با فرایند بازسازی، به تصویر تبدیل می‌شوند تا در یک مانیتور به نمایش درآیند. دیگر اجزای مهم در اسکن MSCT، DAS و سیستم بازسازی هستند.

اجزای اصلی مورد نیاز برای تصویربرداری MSCT شامل اجزای جمع‌آوری اطلاعات، تخت بیمار، کامپیوتر و میز کنترل اپراتور هستند.

المان‌های جمع‌آوری اطلاعات

در داخل گانتری MSCT ژنراتور اشعه‌ایکس، تیوب اشعه‌ایکس و همچنین اجزای الکترونیکی آشکارساز (DAS) قرار دارند. طراحی اسکنرهای MSCT از نوع نسل سوم است که تیوب اشعه‌ایکس به آشکارساز متصل بوده و دائما در زمان انتقال بیمار به داخل گانتری چرخش دارند. این مسیر برای جمع‌آوری اطلاعات از طریق استفاده از تکنولوژی حلقه لغزشی امکان‌پذیر است (فصل ۴). امروزه دسترسی به تکنولوژی حلقه لغزشی برای سی‌تی

[1] Adaptive Multi-Plane Reconstruction

اسکنرهای وجود دارد. به عنوان مثال GE بهداشت و درمان (۲۰۱۴) گزارش می‌دهد که سی‌تی اسکنر چرخشی EVO در سی‌تی نسل بعد از حلقه لغزشی برای انتقال اطلاعات از سمت چرخان گانتری به سمت ثابت آن به وسیله تکنولوژی RF در ۴۰ Gbps استفاده می‌کند. با این مبنا، برس[1] حلقه لغزشی توان ولتاژ بالایی را با اطمینان عبور می‌دهد.

این اجزا (که بسیاری از آن‌ها به صورت خصوصی موجود هستند و در دسترس عموم نیستند) در طی سال‌ها با هدف بهبود عملکرد تصویربرداری نظیر بهبود رزولوشن فضایی، تصاویر با نویز کم‌تر و کاهش آرتیفکت‌ها، توسعه یافته‌اند. خوانندگان علاقه‌مند برای دریافت توضیحات در خصوص پیشرفت‌های اخیر تکنولوژی که در این کتاب آورده نشده است، به وب سایت تولیدکنندگان سی‌تی مراجعه کنند.

ژنراتور اشعه‌ایکس

ژنراتور اشعه‌ایکس یک ژنراتور جمع و جور، سبک وزن و قرکانس بالا است که ولتاژ بالا و ثابتی را برای تیوب اشعه‌ایکس فراهم می‌کند تا از عملکرد موثر آن مثل توان خروجی لحظه‌ای بالا[2] از ۵۰ kW تا ۱۵۰ kW و همچنین توان خروجی زیاد به صورت دائم، اطمینان پیدا کند. توان خروجی این ژنراتورها بسته به سازنده آن‌ها متفاوت است.

تیوب اشعه‌ایکس

تیوب اشعه‌ایکس تیوبی با آند دوار است که دارای ظرفیت گرمایی بالا و همچنین آهنگ خنک‌کنندگی بالای آند و محفظه تیوب، است. پرتو اشعه‌ایکس به شکل پرتو بادبزنی است که ناشی از یک نقطه کانونی بزرگ یا کوچک است. تیوب‌های اشعه‌ایکس برای MSCT ها، ولتاژهای در محدوده ۷۰ kV تا ۱۵۰ kV را ایجاد می‌کنند و تغییرات جریان بالای تیوب (mAs) نیز بسته به سازنده آن متفاوت خواهد بود. از لحاظ سیر تکاملی، تیوب‌های اشعه‌ایکس همواره برای بهبود عملکرد خروجی اصلاح شده‌اند که مناسب برای تصویربرداری در آزمون‌های دشوار که دارای خروجی بالای اشعه‌ایکس و زمان‌های تابش کوتاه هستند، باشد. برای مثال، در حال حاضر تیوب‌های اشعه‌ایکس که مستقیما خنک می‌شوند (خنک کنندگی آند به طور مستقیم صورت می‌گیرد) از شرکت‌های فیلیپس و زیمنس موجود می‌باشند. برای دریافت جزئیات بیش‌تر در ارتباط با تیوب‌های اشعه‌ایکس مثل جدیدترین طراحی‌ها برای استفاده در اسکنرهای MSCT به فصل ۴ مراجعه کنید.

آشکارسازهای مولتی اسلایس

آشکارسازهای مولتی اسلایس که همواره در طول زمان تکامل یافته‌اند، در بخش بعدی این فصل شرح داده خواهند شد.

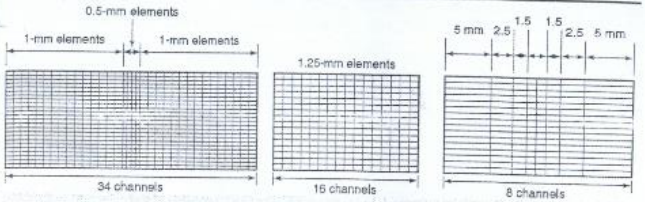
آشکارسازهای MSCT

اولین اسکنر کنینیکی EMI Mark 1 و جانشینان آن، تصویر دو اسلایس را به طور هم‌زمان در یک مرحله ثبت کردند تا سرعت‌های اسکن بسیار آهسته را جبران کنند. در سال ۱۹۹۲، Elscint اولین اسکنر مولتی اسلایس جدید خود را که از آشکارساز دو محفظه‌ای[3] استفاده کرده بود، معرفی کرد. تفاوت عمده اسکنرهای EMI Mark 1 و Elscint در این بود که تصویر مخصوص به سیستم Elscint می‌تواند مزیت استفاده از دو آشکارساز را در جمع‌آوری اطلاعات داشته باشد. درحالی‌که اسکنر قدیمی EMI که قبل از اسپیرال استفاده می‌شد، به سادگی دو تصویر مستقل تولید می‌کرد.

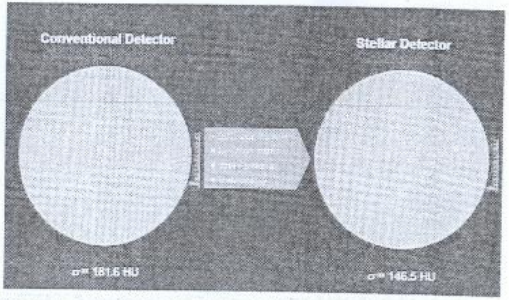
[1] Brushless

[2] High Instantaneous Power Output

[3] Dual-Detector Banks



شکل ۱۱- ۴۱. طراحی آشکارساز سی‌تی چند ردیفی. عناصر آشکارساز ممکن است یکنواخت و یا غیریکنواخت باشند. برای توضیحات بیشتر به متن مراجعه کنید.



شکل ۱۱- ۴۲. مقایسه نویز تصویر بین آشکارساز زیمنس با آشکارساز سی‌تی کلونشنال در یک فانتوم آب ۴۰ cm، ولتاژ ۱۲۰ kVp و جریان ۵۰ mAs.

آشکارسازهایی که در سال ۱۹۹۸ معرفی شدند، قادر بودند تعداد بیش از دو اسلایس را برای سی‌تی اسکنرهای ایجاد کنند. در حال حاضر، برای آن‌ها امکان کسب تعداد ۳۲۰ اسلایس نیز فراهم شده است. طراحی آن‌ها نشان می‌دهد که این تعداد در آینده افزایش خواهد داشت. این پیشرفت تکنیکی چشم‌گیر، نشانگر تاثیر مهمی بر سی‌تی مورد استفاده در کلینیک خواهد بود. این افزایش فوق‌العاده در آهنگ جمع‌آوری اطلاعات، بر کاربردهای سی‌تی روتین تاثیر خواهد گذاشت و حوزه‌های جدیدی در تصویربرداری سی‌تی ایجاد خواهد کرد.

انواع آشکارسازها

همانطور که در اول فصل اشاره شد، مهم‌ترین تفاوت بین SSCT و MSCT تکنولوژی آشکارساز است. سه نوع آشکارساز که در اسکن MSCT استفاده شده‌اند وجود دارد (Cody & Mahesh, 2007; Dowsett et al., 2006; Kachelriess et al., 2006; Kohl, 2005):

۱. آشکارسازهای ماتریسی یا یکنواخت[1] (اشاره به آشکارسازهای با آرایه ثابت یا خطی دارد).

[1] Uniform or Matrix Detectors

۲. آشکارسازهای قابل تغییر یا غیریکنواخت[1] (اشاره به آشکارسازهای با آرایه تطبیقی دارد).

۳. آشکارسازهای مرکب[2].

روش‌های مختلفی برای ساخت این آشکارسازها موجود است (شکل ۱۱-۴۱). همان‌طور که در شکل ۱۱-۴۱ می‌بینید، آرایه‌های آشکارساز در امتداد محور z، می‌توانند با عناصر هم‌اندازه باشد و یا با اندازه غیریکنواخت باشد به منظور کاهش تعداد اجزای موردنیاز اسلایس‌های ضخیم‌تر. یکی از مزیت‌های عناصر غیریکنواخت کاهش فضای مرده (فضای بین المان‌های آشکارساز برای اطمینان از ایزوله نوری) است. از سوی دیگر این آرایش انعطاف-پذیری بیش‌تری را در آینده یعنی زمانی که تعداد اسلایس‌ها به صورت عملی بیش‌تر از ۳۲۰ عدد شود، ایجاد خواهد کرد. ابعاد المان نشان داده شده، "اندازه موثر" است، که این اندازه‌های آشکارساز، با محاسبات در مرکز چرخش گانتری در محل تعیین ضخامت اسلایس اندازه‌گیری می‌شود. اندازه و توزیع عناصر آشکارساز در صفحه x-y مشابه نظیرشان در سیستم‌های تک اسلایس کنونی است. در نتیجه رزولوشن فضایی و یا رزولوشن کنتراست بالا بعید است که به طور قابل توجهی تغییر کند. این آرایه‌ها می‌توانند بیش از ۳۰۰۰۰ المان را در هر آشکارساز در بر گیرند.

مواد سازنده آشکارساز

همان‌طور که در فصل ۴ توضیح داده شد، آشکارسازهای سی‌تی به دو گروه تقسیم می‌شوند: آشکارسازهای یونیزاسیون گازی و آشکارسازهای حالت جامد. مهم است که به یاد داشته باشید که اسکنرهای MSCT از آشکارسازهای گازی مثل آشکارسازهای زنون (که در اسکنرهای SSCT اولیه استفاده می‌شد) استفاده نمی‌کنند زیرا آن‌ها بازده آشکارسازی کوانتومی پایینی دارند (کم‌تر از ۵۰ درصد و جذب پایین اشعه‌ایکس) (Dowsett et al., 2006; Kachelriesset al., 2006; Kohl, 2005).

[1] Nonuniform or Variable Detectors
[2] Hybrid Detectors

المان‌های آشکارساز در اسکنرهای MSCT از مواد حالت جامد (کریستال‌های سنتیلاسیون یا سرامیکی) استفاده می‌کنند تعدادی از این مواد عبارتند از تنگستن کادمیوم[3]، عناصر خاکی نادر مثل سولفید اکسیژن گادولینیوم[4]، اکسید اتریم گادولینیوم[5]، اکسید گادولینیوم[6] و سرامیک (Dowsett et al., 2006; Kohl, 2005). آشکارسازها با ناخالصی مناسبی (برای مثال اروپیوم) ترکیب شده‌اند تا مشتعل بودن را به زیر ۰/۱درصد در ms ۱۰۰ کاهش دهند (Dowsett et al., 2006). این مواد فوتون‌های اشعه‌ایکس را به نور مرئی تبدیل می‌کنند که سپس توسط فوتودیودها، آشکارسازی می‌شود (فصل ۴).

اخیرا، فروشندگان سی‌تی طراحی آشکارسازهای جرقه‌زن[7] را برای بهبود عملکردشان در طول تصویربرداری ارتقا داده‌اند. این کار را با کمپکسی از مواد خاکی نادر انجام داده‌اند که به عنوان حساس‌کننده در جرقه‌زن‌ها عمل می‌کند و برای دریافت و تبدیل فوتون‌ها به نور استفاده شده است. برای مثال در حالی‌که GE از یک "لوتتیم (Lu) با پایه گارنت[8]" در سنگ آشکارساز سی‌تی استفاده کرده است، شرکت توشیبا از یک "سوسوزن پراسئودیمیوم فعال[9]" در آشکارساز خود استفاده کرده است. همچنین در حال حاضر بیش‌تر ملاحظات در مورد طراحی آشکارسازهای سی‌تی شامل کوچک سازی الکترونیک آشکارساز از طریق استفاده از مدارهای تجمعی DAS بوده است.

[3] Cadmium Tungstate
[4] Gadolinium Oxysulfide
[5] Yttriumgadolinium Oxide
[6] Gadolinium Oxide
[7] Scintillation Detectors
[8] Lutetium (Lu)-Based Garnet
[9] Praseodymium-activated scintillator

هدف از طراحی این اجزا کاهش نویز الکترونیکی و مصرف برق است. کاهش نویز الکترونیکی منجر به تولید تصویر با نویز کم و سیگنال‌های بسیار کوچک می‌شود. شکل ۱۱-۴۲ مقایسه‌ای بین نویز آشکارساز سی‌تی StellarInfinity شرکت زیمنس و آشکارساز سی‌تی کانونشنال را نشان می‌دهد. توضیحات جامع‌تر در خصوص آشکارسازها در فصل ۴ ارائه شده است.

ویژگی‌های عملکردی آشکارسازها

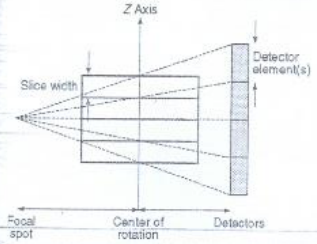
بحث پیرامون ویژگی‌های عملکرد فیزیکی آشکارسازهای سی‌تی فراتر از محدوده این فصل است اما با این وجود مواردی ذکر می‌شود. Dowsettet al. (2006) تاکید کرد که آشکارسازهای اسکنرهای MSCT باید ویژگی‌هایی را داشته باشند که از جمله این ویژگی‌ها می‌توان به این موارد اشاره کرد: محدوده دینامیکی بزرگ[1]، بازده جذب کوانتومی بالا[2]، بازده لومینسانس بالا[3]، بازده هندسی خوب[4]، اشتعال‌پذیری پایین[5] و ماشین‌کاری با دقت بالا[6]. به به علاوه، آن‌ها اشاره کردند که اجزای آشکارساز باید پاسخ یکنواختی داشته باشند. خوانندگانی که علاقه‌مند هستند، می‌توانند برای توضیحات بیش‌تر در خصوص این ویژگی‌ها به مطالعات Dowsett et al. (2006) مراجعه کنند. تعدادی از این ویژگی‌ها در فصل ۴ بیش‌تر توضیح داده شده‌اند.

ساختار آشکارساز

اصطلاح ساختار آشکارساز تعدادی از کانال‌های جمع‌آوری اطلاعات و ضخامت موثر یک قسمت، که با تنظیم سیستم جمع‌آوری اطلاعات تعیین می‌شود را توصیف می‌کند (Dalrymple et al., 2007). آشکارسازهای MSCT به صورت‌های مختلفی، با ترکیب اجزای الکترونیکی مختلف، می‌توانند شکل‌دهی شوند تا ضخامت اسلایس مطلوب را که برای انجام آزمون در محل ایزوسنتر لازم است، تولید کنند. ضخامت‌های اسلایس بدست آمده معمولا به صورت زیر است:

- برای آشکارساز چهار اسلایس تطبیقی: ۲mm × ۰/۵، ۴mm × ۱، ۴mm × ۵، ۲mm × ۸ و ۲mm × ۱۰
- برای آشکارساز ۱۶ اسلایس ثابت: ۱۶mm × ۰/۵، ۱۶mm × ۱ و ۱۶mm × ۲
- برای آشکارساز ۴۰ اسلایس ثابت: ۰/۶۲۵mm × ۴۰ و ۱/۲۵mm × ۳۲
- برای آشکارساز ۶۴ اسلایس ثابت: ۰/۵mm × ۶۴ و ۱mm × ۳۲

خوانندگان علاقه‌مند، به اطلاعات ارائه شده توسط سازندگان اسکنرها برای ضخامت‌های اسلایس خاص مراجعه کنند.



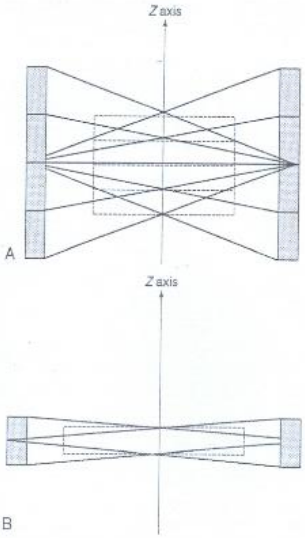
شکل ۱۱- ۴۳. ساختار اسلایس در اسکنرهای مولتی اسلایس. تعدادی از المان‌های آشکارساز با هم ترکیب شدند تا اندازه اسلایس را تعیین کنند. پهنای اسلایس در مرکز چرخش گانتری تعریف شده است.

انتخاب ضخامت اسلایس

همان‌طور که قبلا گفته شد، پهنای هر اسلایس (شکل ۱۱-۴۳) با تعداد المان‌های آشکارساز که به هر کانال اطلاعاتی متصل شده‌اند، تعریف می‌شود (Dalrymple et al., 2007). کم‌ترین ضخامت اسلایس موجود توسط کوچک‌ترین المان یک آشکارساز تعریف می‌شود. یک استثنا در این نتیجه کلی در خصوص آرایه غیریکنواخت اتفاق می‌افتد که در شکل ۱۱-۴۳ نشان داده شده است. دو اسلایس ۰/۵ میلی‌متری می‌توانند با حرکت صفحات کولیماتور به سمت داخل به دست آیند به گونه‌ای که فقط نیمه داخلی دو المان مرکزی ۱ میلی‌متری، تحت تابش‌دهی پرتو ایکس قرار گیرد. به طور مشابه، چهار اسلایس ۱ میلی‌متری با تابش‌دهی دو المان مرکزی و دو سوم المان‌های ۱/۵ میلی‌متری مجاور بدست می‌آید. پهنای اسلایس در مرکز چرخش (مرکز حفره گانتری) تعریف می‌شود، ابعاد واقعی آشکارساز برای آن اسلایس به علت بزرگ‌نمایی تولید شده توسط واگرایی پرتو، بزرگ‌تر خواهد شد. پهنای دسته پرتو ایکس توسط کولیماتورهای prepatient، به گونه‌ای تعریف می‌شود که تقریبا چهار برابر پهنای اسلایس باشد.

اسلایسی که توسط بافت تابش دیده در طول چرخش یک آشکارساز مولتی اسلایس تعریف می‌شود، به طور قابل توجهی با یک اسکنر تک آشکارساز متفاوت است (شکل ۱۱-۴۴). این یک مشکل گسترده در اسکنرهای با دو آشکارساز اولیه بود. در این حالت، دو اسلایس بیرونی نسبت به دو اسلایس درونی به مقدار بیش‌تری تحت تاثیر واگرایی پرتو قرار می‌گیرند.

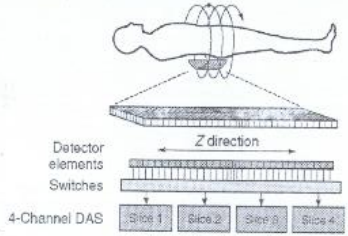
اهمیت این غیریکنواختی هندسی ممکن است در حالت اسکن کانونشنال شدیدتر شود. بازسازی تصویر سی‌تی تمام نماهای به دست آمده در ۳۶۰ درجه از اطلاعات جمع‌آوری شده را شامل می‌شود. هنگامی که نماها از زوایای مختلف بافت‌های متفاوت اندازه‌گیری شدند درجات مختلفی از میانگین حجم وجود خواهند داشت که افزایش احتمال بازسازی نادرست و افزایش آرتیفکت‌ها اتفاق می‌افتد. اگر اندازه آشکارساز در اسکنرهای آینده افزایش پیدا کند تا اسلایس‌های بیش‌تری را اضافه کند، این موقعیت هندسی بیش از حد انتظار خواهد بود. با دسته پرتو ایکس بادبزنی که در امتداد محور z و همچنین در صفحه x-y گسترده شده است، یک الگوریتم بازسازی متفاوت در اسکنر تک اسلایس برای پردازش داده‌های خام، باید مورد استفاده قرار گیرد (Hu, 1999a;Taguchi & Ara- date, 1998).



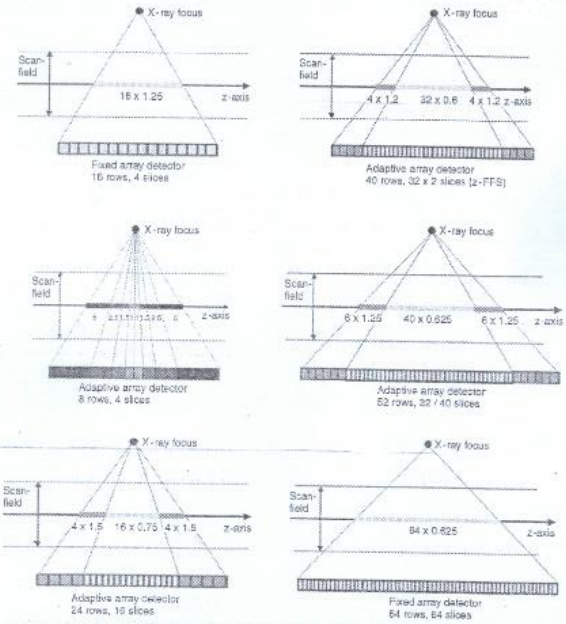
شکل ۱۱- ۴۴. مقایسه بین ساختار اسلایس در اسکنرهای مولتی اسلایس (A) و تک اسلایس (B). پرتوهای اشعه‌ایکس در سمت مخالف چرخش گانتری نشان داده شده‌اند. اگرچه این شکل به صورت اغراق‌آمیز نمایش داده است اما این واگرایی پرتو در حالت مولتی اسلایس وجود دارد.

---

[1] Large Dynamic Range
[2] High Quantum Absorption Efficiency
[3] High Luminescence Efficiency
[4] Good Geometric Efficiency
[5] Small Afterglow
[6] High Precision Machinability



شکل ۱۱- ٤٥. گروه سوئیچ سیگنال از المان‌های هر (قسمت‌های) آشکارساز. این سیگنال‌ها سپس به یکی از چهار DAS انتقال داده می‌شوند که چهار اسلایس را به طور همزمان تولید کنند. کانال‌های اضافه DAS ممکن است در آینده افزوده شوند.



شکل ۱۱- ٤٦. مثال‌هایی از استفاده از آشکارسازهای آرایه ثابت و آرایه تطبیقی در اسکنرهای MSCT در تعیین ضخامت اسلایس به دست آمد (Kohl, G. (2005). Proceedings of the American Thoracic Society, 2, 470-476. Reproduced by kind permission).

سیگنال‌های هر المان (قسمت) آشکارساز با استفاده از گروهی از سوئیچ‌ها که سیگنال‌های المان را برای انتخاب عرض اسلایس مطلوب توسط اپراتور ترکیب می‌کند به چهار DAS وارد می‌شوند (شکل ۱۱-۴۵).

المان‌های آشکارساز در بیرون از اسلایس‌های انتخاب شده خاموش می‌شوند و هیچ سیگنالی را به DAS ارسال نمی‌کنند. در بیمار با کولیماتورهایی که قبل از بیمار قرار می‌گیرند، کنترل می‌شود این کولیماتورها پرتو اپکس را به المان‌هایی از آشکارساز که برای اطلاعات مربوط به چهار اسلایس مورد نیاز هستند، محدود می‌کند. در حال حاضر ضخامت اسلایس باید قبل از انجام اسکن انتخاب شود و این امکان وجود ندارد که بعد از جمع‌آوری اطلاعات پهنای اسلایس را باریک کنیم. بعد از انجام اسکن، اسلایس‌ها جمع می‌شوند تا تصاویر با ضخامت کم‌تر ایجاد کنند این موضوع از لحاظ کلینیکی امکان‌پذیر است. در این حالت بازگشت به اسلایس‌های باریک‌تر امکان‌پذیر است، در صورتی که به شکل کلینیکی نشان داده شود و داده‌های خام نیز هنوز موجود باشند.

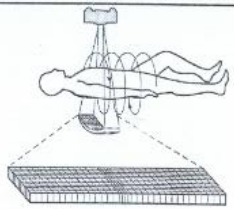
شکل ۱۱-۴۶ مثال‌هایی از ترکیبات مختلف المان‌های آشکارساز را برای هر دو حالت آشکارسازهای با آرایه ثابت و آرایه تطبیقی در تصویربرداری MSCT نشان می‌دهد. به علاوه، مدول آشکارساز برای اسکنر ۶۴ اسلایس MSCT (SOMATOM Sensation 64, Siemens Medical Solutions, Germany) به همراه کولیماتورهای ضد پراکنده کننده‌اش در شکل ۱۱-۴۷ نشان داده شده است. طراحی آشکارساز چند ردیفی تحت تاثیر سرعت جمع‌آوری اسلایس‌ها و رزولوشن اسلایس‌ها، همانطور که در شکل ۱۱-۴۸ نشان داده شده است، قرار می‌گیرد.

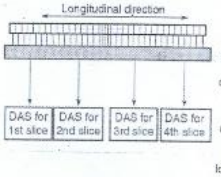
شکل ۱۱-٤٧. عکس یک مدول آشکارساز برای اسکنر ۶۴MSCT اسلایس مدل SOMATOM شرکت زیمنس. الکترونیک و کولیماتورهای ضد پراکنده را نشان می‌دهد که به صورت مورب بریده شده‌اند (سمت چپ مدول آشکارساز) (From: Kohl, G. (2005).Proceedings of the American Thoracic Society, 2, 470-476. Repro- duced by kind permission).

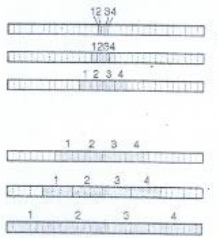
سیستم جمع‌آوری اطلاعات

یکی دیگر از بخش‌های اصلی گانتری، DAS[1] است. الکترونیک آشکارساز در اصل مسئول دیجیتالی کردن سیگنال‌های آشکارساز است قبل از این‌که آن‌ها برای پردازش به کامپیوتر فرستاده شوند. شکل ۱۱-۴۸ مثالی از DAS را نشان می‌دهد که با سوئیچ‌ها به آرایه آشکارساز چند ردیفی متصل شده است. در این حالت، چهار اسلایس در یک زمان به دست می‌آیند و علت آن هم وجود چهار سیستم DAS است (چهار برابر مدارهای الکتریکی در مقایسه با سیستم‌های SSCT) (Saito1998). صرف نظر از این‌که چهار اسلایس برای آزمون مورد نیاز است، سوئیچ‌ها می‌توانند خاموش و روشن شوند تا اطمینان حاصل شود که سگمنت‌های مخصوص آشکارساز تحت تابش اشعه‌ایکس قرار گرفته‌اند.

[1] Data Acquisition System







شکل ۱۱– ۴۸. آشکارساز چند ردیفی امکان انتخاب ضخامت‌های مختلف اسلایس را بسته به نیازهای آزمون، فراهم می‌کند. ضخامت اسلایس نازک‌تر برای حالت رزولوشن بالا انتخاب می‌شود. در حالی که اسلایس ضخیم‌تر برای حالت رزولوشن پایین انتخاب می‌شود. ضخامت اسلایس با چرخش سوئیچ به حالت‌های خاموش و روشن تغییر می‌کند.

تخت بیمار

اساسا ویژگی‌های تخت[1] بیمار شبیه به اسکنرهای مشابه در سی‌تی نوع توقف و حرکتی کانونشنال و SSCT است. هدف کاربردی تخت حمایت بیمار و تسهیل فرایند تصویربرداری MSCT است، به این دلیل که تخت با سرعت‌های مختلف و در یک محدوده وسیع حرکت می‌کند. همچنین تخت را می‌توان بالا و پایین برد تا موقعیت مناسب برای قرارگیری بیمار در داخل گانتری فراهم شود و نیز برای انتقال آسان بیمار از اسکنر به تخت برانکارد و بالعکس از آن استفاده می‌شود. حرکت تخت در امتداد طولی موقعیت بیمار را برای قسمت‌های مختلف تحت اسکن، در داخل گانتری آسان می‌کند.

برای اطمینان از اینکه بیمار در طی انجام اسکن راحت باشد تخت بیمار در سی‌تی مجهز به قسمت نگهدارنده سر یا محل استراحت سر شده است. در مواقع اضطراری در طی انجام آزمون برای اطمینان از ایمنی بیمار تخت به صورت دستی کنترل می‌شود.

سیستم کامپیوتر

سیستم‌های کامپیوتری در MSCT داده‌ها را از DAS و اپراتوری که اطلاعات بیمار و پروتکل‌های مختلف آزمون را وارد کرده است، دریافت می‌کنند. این سیستم‌ها باید به مقادیر زیادی از اطلاعات جمع‌آوری شده توسط آشکارسازهای دوبعدی دو ردیفی[2]، دسترسی داشته باشند. این کامپیوترها مجهز به سیستم سخت‌افزاری است که فرایندهای پردازشی با سرعت بالا، بازسازی تصویر و عملیات پس پردازشی را انجام می‌دهد. اگرچه پیش پردازش شامل اصلاحات مختلف در داده‌های خام و بازسازی تصویر با استفاده از الگوریتم‌های بازسازی موثق اسلایس برای ایجاد تصویر است، پس پردازش شامل طیف وسیعی از بازسازی تصویر و نرم‌افزارهای تجسم-سازی پیشرفته است: مانند ساخت تصاویر سه بعدی و MPR و همچنین تصاویر آندوسکوپی مجازی که از داده‌های آگزیال ذخیره شده در کامپیوتر ساخته شده است.

[1] Table (Couch)

[2] 2D Multirow Detector Array

تمامی اسکنرهای MSCT امروزه الگوریتم‌های بازسازی تکراری[1] را با هم ترکیب می‌کنند که این الگوریتم‌ها نقش مهمی را در بهینه‌سازی دز سی‌تی[2] ایفا می‌کنند. به علاوه، ساختار کامپیوتر[3] سی‌تی در حال حاضر شامل واحدهای پردازش گرافیکی (GPU) است که دلیل استفاده از آن‌ها این است که نیازهای پردازشی CPU را کاهش دهند. همان‌طور که توسط Pratx و Xing (2011) بررسی شد، GPU در بازسازی تصویر، پردازش تصویر، محاسبات دز و بهینه‌سازی طراحی درمان، تابش طراحی درمان و دیگر کاربردها استفاده می‌شود. در فصل ۷ توضیحات بیش‌تری در خصوص نقش GPU در اسکنرهای MSCT ارائه شده است و همچنین در فصل ۶ نیز الگوریتم‌های بازسازی تکراری موجود در تمام اسکنرهای MSCT ذکر شده است (Kalender, 2014). این خصوصیات به عنوان "عصر جدیدی[4]" در بهینه‌سازی دز سی‌تی عنوان شده است و تحقیقات جدید نشان می‌دهد که کیفیت تصویر در دز کاهش یافته در مقایسه با الگوریتم‌های FBP، بهبود یافته است (Kordolaimi et al.,2013). Buxi et al. (2014) کاهش دز میانگین در تصویربرداری از قفسه سینه، شکم، لگن و تنه را به ترتیب مقادیر ۳۳/۲، ۳۲/۴۵ و ۴۹/۷۰ درصد برآورد کرد.

نتایج پردازش‌های کامپیوتری، برای مشاهده در یک مانیتور نمایش داده می‌شود. ویژگی‌های مربوط به مانیتور از جمله ماتریس نمایش، پهنای باند، حافظه صفحه نمایش و سطح خاکستری و وضوح رنگ آن برای مشاهده کننده تصویر مهم است. دستگاه‌های ذخیره‌سازی اطلاعات که برای نگه‌داری داده‌های خام و داده‌های تصویر استفاده می‌شوند عبارتند از: هارد دیسک‌ها معمولا از نوع Winchester با حافظه ذخیره‌سازی بالا، دیسک‌های نوری پاک شدنی از نوع نوری مغناطیسی.

[1] Iterative Reconstruction Algorithms

[2] CT Dose Optimization

[3] Computer Architectures

[4] New era

میز کنترل اپراتور

میز کنترل اپراتور این امکان را فراهم می‌کند که اپراتور بتواند قبل، بعد و در طول انجام تصویربرداری با اسکنر در ارتباط باشد. اجزای اصلی آن شامل: مانیتور، صفحه کیبورد، ماوس و کنترل‌های دیگر برای اجرای توابع خاص است.

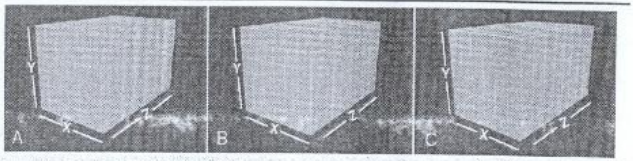
میز کنترل اپراتور کل سیستم سی‌تی را کنترل می‌کند و اعمالی همچون کنترل اسکن (اتوماتیک یا دستی)، انتخاب پارامترهای اسکن، ذخیره‌سازی تصویر، ارتباطات، بازسازی تصویر، پردازش تصویر، پنجره‌سازی[5]، کنترل گانتری و چرخش تیوب اشعه‌ایکس را تسهیل می‌کند. کنسول امکان برقراری ارتباط تصاویر را با سایر بخش‌های ساختمان یا بیمارستان و دیگر مکان‌های دور فراهم می‌کند و برای این کار از شبکه‌های محدود و گسترده استفاده می‌کند. همچنین میز کنترل MSCT، تصویربرداری تمام دیجیتال و ارتباط اتصالات پزشکی به تجهیزات مثل پرینترهای شبکه را هم پشتیبانی می‌کند. میز کنترل‌های MSCT در محدوده نرم‌افزاری وسیعی برای پردازش تصویر نیز استفاده می‌شوند. برای مثال در تصویربرداری سه‌بعدی، آندوسکوپی مجازی، MIP، بازسازی MPR، کاربردهای قلبی و سی‌تی دندان و آنالیزهای ماده معدنی استخوان استفاده می‌شود.

تصویربرداری همسانگرد

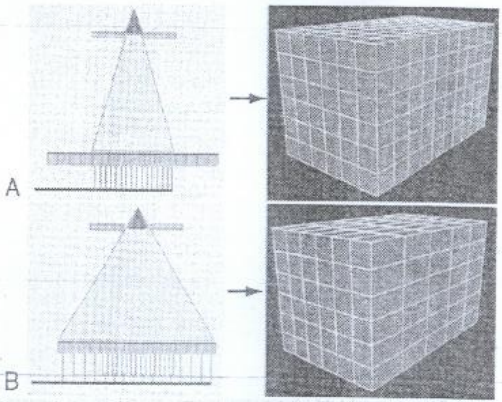
یکی از اهداف اصلی این اسکنرهای در حال توسعه با افزایش تعداد اسلایس‌ها (۴ و ۸ و ۱۶ و ۳۲ و ۴۰ و ۶۴ و ۳۲۰ اسلایس) در هر چرخش تیوب اشعه‌ایکس و آشکارسازها پیرامون بیمار، تصویربرداری همسانگرد[6] است.

[5] Windowing

[6] Isotropic Imaging



شکل ۱۱- ۴۹. نمایش جمع‌آوری اطلاعات همسانگرد و ناهمسانگرد. داده‌های ناهمسانگرد شامل وکسل‌هایی است که ضخامت مقطع بزرگتری از ابعاد محور x و محور y پیکسل‌های رویوویشان دارند. ضخامت هر بخش در امتداد محور z چهار برابر اندازه هر اسلایس در A و دو برابر اندازه اسلایس در B است. گرچه هردو مجموعه اطلاعات ناهمسانگرد هستند یک تفاوت قابل توجهی در کیفیت تصویر کاربردهای سه بعدی با بهبود رزولوشن فضایی طولی B در مقایسه با آنچه در A است وجود دارد. هنگامی که ضخامت بخشی مساوی با اندازه پیکسل (یعنی C) است، اطلاعات همسانگرد هستند (From Dalrymple, N. C., Prasad, S. R., El-Mehri, F. M., & Chintapalli, K. N. (2007). [Radiographic, 27, 49-62. Figure



شکل ۱۱- ۵۰. ساختار آشکارساز و ابعاد وکسل در اسکنر MDCT کاناله. شکل A سمت چپ نمودار کولیماسیون باریک با تابش ۱۶المان مرکزی آشکارساز را نشان می‌دهد. هر قسمت به صورت یک واحد جدا عمل کرده و ۱۶ قسمت با ضخامت ۰/۶۳۵ mm در هر چرخش گانتری را به دست می‌آورد. شکل سمت راست وکسل‌های بازسازی شده همسانگرد با طول‌های مساوی در هر بعد را نشان می‌دهد. نمودار B سمت چپ کولیماسیون پهن با تابش محدوده بزرگی از اجزای آشکارساز در مرکز و پیرامون را نشان می‌دهد. اجزای مرکزی به صورت جفت و اجزای محیطی به صورت تکی کار می‌کنند. در نتیجه ۱۶ قسمت با ضخامت ۱/۲۵mm در هر چرخش به دست می‌آید. شکل سمت راست نمودار بازسازی شده ناهمسانگرد که اندازه آن در صفحه طولی دو برابر اندازه در صفحه عرضی است، را نشان می‌دهد.

تعریف تصویربرداری همسانگرد

پیشرفت‌های تکنیکی در اسکنرهای MSCT بر اساس امکان‌پذیر ساختن تصویربرداری همسانگرد انجام گرفته است. اصطلاح همسانگرد برای اشاره به اندازه وکسل‌های مورد استفاده در داده‌های حجمی مورد استفاده قرار می‌گیرد. هنگامی که ضخامت اسلایس با اندازه پیکسل مساوی باشد، تمام ابعاد یک وکسل (x, y, z) با هم برابر خواهد بود. به عبارت دیگر وکسل کاملا مکعبی و اطلاعات جمع‌آوری شده همسانگرد هستند. اگر با این حال تمام ابعاد وکسل با هم برابر نباشند به این معنی نیست که ضخامت اسلایس مساوی اندازه پیکسل نیست، بلکه گفته می‌شود که تصویر ناهمسانگرد[1] است. مشخصات داده‌های همسانگرد و ناهمسانگرد در شکل نشان ۱۱-۴۹ داده شده است.

اهداف تصویربرداری همسانگرد

یکی از اهداف مهم تصویربرداری سی‌تی همسانگرد، به دست آوردن رزولوشن فضایی خوب (جزئیات) در تمام سطوح تصویربرداری به خصوص در MPR و تصویربرداری سه بعدی است. مزایای دیگری نیز وجود دارد اما در ازای آن در بیمار بیش‌تر می‌شود (Dalrymple et al., 2007; Paulson et al., 2004, 2005). به علاوه استفاده از کولیماسیون باریک زمان اسکن را افزایش می‌دهد. همانطور که توسط Dalrymple et al. (2007) مطرح شد، پارامترهایی که بر دز تابشی و زمان پرتودهی موثر هستند به طور قابل توجهی به طراحی اسکنر وابسته است و این تغییرات میزان افزایش در تابشی و زمان تصویربرداری را بسته به اندازه وکسل، تعیین می‌کند. بنابراین در اسکن MSCT، پرسنل باید از چگونگی تاثیر اندازه وکسل بر رزولوشن فضایی و دز تابشی اطلاع داشته باشند. بهره‌مند بودن از چنین دانشی باعث می‌شود که پرسنل در محدوده ALARA[2] (دریافت دز در حد امکان کم و معقول) به منظور بهینه‌سازی کیفیت تصویر و دز تابشی کار کند.

جمع‌آوری اطلاعات

تصویربرداری همسانگرد با اسکنرهای MSCT، ۴، ۱۶، ۴۰ و ۶۴ کاناله با برخی جزئیات توسط Dalrymple et al.(2007) ارائه شده است. یکی از پارامترهای تکنیکی اصلی که بر همسانگردی اثر می‌گذارد ساختار آشکارساز است به این صورت که، چگونه المان‌های آشکارساز به همراه ضخامت اسلایس موثر استفاده می‌شوند. اگرچه اسکنر MSCT ۴ کاناله می‌تواند تصاویری شبیه به همسانگرد به وجود آورد، اسکنرهای MSCT ۱۶ و ۴۰ و ۶۴ کاناله می‌توانند وکسل‌های همسانگرد تولید کنند و همسانگردی به دست بیاید. همانطور که توسط Dalrymple et al. (2007) نشان داده شد، اسکنرها (با بیش از ۴ اسلایس) وکسل‌های ناهمسانگرد تولید می‌کنند.

ساختار آشکارساز و ابعاد وکسل برای تصویربرداری همسانگرد و ناهمسانگرد برای یک سی‌تی اسکنر ۱۶ کاناله در شکل ۱۱-۵۰، A و برای سی‌تی اسکنر ۶۴ کاناله شکل ۱۱-۵۱، A نشان داده شده است. اصول اساسی برای وکسل‌های بازسازی شده همسانگرد در شکل ۱۱-۵۰، B و اصول وکسل‌های بازسازی شده ناهمسانگرد در شکل ۱۱-۵۱، B نشان داده شده‌اند. اثرات جمع‌آوری اطلاعات همسانگرد و ناهمسانگرد در تصاویر با نمایش حجمی و سه بعدی در شکل ۱۱-۵۲ و شکل ۱۱-۵۳ برای سی‌تی اسکنرهای ۱۶ و ۶۴ کانال نشان داده شده است.

---

[1] Anisotropic

[2] As Low As Reasonably Achievable

ملاحظات کیفیت تصویر

کیفیت تصویر سی‌تی با جزئیات در فصل ۹ بررسی شد. در مورد کیفیت سه پارامتر اصلی وجود دارد: رزولوشن فضایی، رزولوشن کنتراست و نویز. رزولوشن فضایی، توانایی اسکنر در تعریف جزئیات تصویر است و با جفت خط در هر سانتی‌متر اندازه‌گیری می‌شود. رزولوشن کنتراست (یا رزولوشن کنتراست کم) یا رزولوشن بافت، توانایی اسکنر در تمایز اختلاف کنتراست بین بافت‌ها است. نویز، نوسان عدد سی‌تی از یک نقطه به نقطه دیگر در اسکن یک ماده یکنواخت مثل آب است. نویز کیفیت تصویر را کاهش می‌دهد و بر وضوح جزئیات اثر می‌گذارد. آرتیفکت‌ها نیزکیفیت تصویر را کاهش و در تفسیر تصویر مشکل ایجاد می‌کنند.

در MSCT، این پارامترها از نظر تعریف مشابه هستند. هدف MSCT بهبود عملکرد SSCT در سرعت و پوشش است. عملکرد سرعت پوشش حجمی در MSCT در مقایسه با SSCT (بدون مقایسه کیفیت تصویر) بهتر است.

علاوه بر آن، کیفیت تصویر وابسته به دز تابش است. دز در سی‌تی توجه زیادی را در مقالات به خود جلب کرده و به عنوان یک منبع اضافی تابش پرتویی مشخص و تبدیل به یک "مساله بهداشت عمومی در آینده" خواهد شد (Brenner & Hall, 2007). تلاش‌های تکنیکی برای کاهش دز نه تنها در بزرگسالان بلکه به طور خاص برای کودکان افزایش یافته است. یکی از تکنولوژی‌های کاهش دز، تکنیک‌های مدولاسیون جریان تیوب هستند که توسط تولیدکنندگان معرفی شده است. دز سی‌تی با جزئیات در فصل ۱۰ بررسی شد.

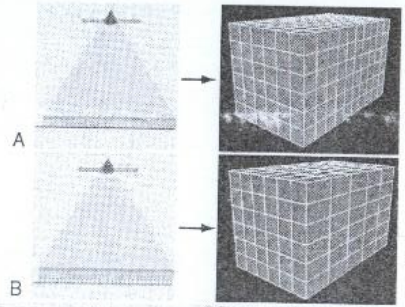
آزمون‌های پذیرش[1] و مطالعات تحقیقاتی، پارامترهای کیفیت تصویر را تایید و اطلاعات بیش‌تری در زمینه کیفیت تصویر و دز تابشی در اسکنرهای MSCT ارائه خواهند کرد.

اسکنرهای MSCT با بیش از ۶۴ اسلایس: تصویربرداری چهاربعدی

محدودیت‌های اسکنرهای MSCT اولیه

سیر تکاملی اسکنرهای MSCT از سی‌تی اسکنرهای ۱۶، ۳۲، ۴۰ و ۶۴ اسلایس ناشی شده است که مزایای کلینیکی زیادی را در تشخیص، پرتودرمانی و شبیه‌سازی جراحی داشته است. یکی از مزایای تصویربرداری MSCT بهبود تصویر سه بعدی از ساختارهای آناتومیکی است. البته تصویربرداری دینامیکی از قلب در حال تپش در تصویربرداری‌های قلب هنوز هم دشوار است. تصویر سه بعدی دینامیکی به عنوان تصویربرداری چهار بعدی عنوان می‌شود (Mori et al., 2004). این اسکنرهای MSCT همچنین سبب افزایش دز بیمار می‌شوند (Brenner & Hall, 2007). آرتیفکت‌های تصویری مخصوصا در تصویربرداری قلب که نتیجه حرکت قلب است، ایجاد می‌شوند و پوشش‌دهی ارگان‌ها به علت اندازه آشکارسازها در این نوع اسکنر (۲۰ تا ۴۰ mm) محدود شده است در نتیجه سبب می‌شود که برای پوشش کل حجم ارگان مانند قلب و ریه‌ها به دو یا تعداد بیش‌تری چرخش نیاز باشد. برای حل این مشکلات اسکنرهای مولتی اسلایسی همچون سی‌تی اسکنر ۲۵۶ اسلایس و ۳۲۰ اسلایس، توسعه یافته و کاربرد کلینیکی پیدا کرده‌اند. اسکنر ۲۵۶ اسلایس در قسمت بعد توضیح داده شده است همچنین اساس اسکنرهای ۳۲۰ اسلایس که به صورت تجاری موجود هستند نیز، طرح شده است.

[1] Acceptance Testing



شکل ۱۱- ۵۱. ساختار آشکارساز و ابعاد وکسل در ۶۴MDCT. کاناله. از آنجا که پهنای پرتو ورودی در بین ساختمان آشکارساز تغییر نمی‌کند، مفهوم کولیماسیون گسترده و باریک صدق نمی‌کند. نمودار A،سمت چپ، ساختار آشکارساز برای جمع‌آوری از بخش‌های نازک را نشان می‌دهد. با هر جز آشکارساز که به صورت جداگانه استفاده شود ۶۴ بخش با ضخامت ۰/۶۲۵mm در هر چرخش به دست می‌آید و پوشش ۴۰mm در امتداد طولی را نتیجه می‌دهد. شکل سمت راست وکسل‌های بازسازی شده در حالت همسانگرد را با اندازه‌های مساوی در هر بعد نشان می‌دهد. نمودار سمت چپ B، ساختار آشکارساز را برای بخش‌های ضخیم‌تر نشان می‌دهد. اگرچه کولیماسیون پرتو تغییر نمی‌کند، سیستم جمع‌آوری اطلاعات هر دو المان مجاور را به یکدیگر جفت می‌کند. در نتیجه ۳۲ بخش با ضخامت ۱/۲۵mm در هر چرخش گانتری و در حالی که پوشش طولی محور ثابت باقی می‌ماند، به دست می‌آید. شکل سمت راست وکسل‌های بازسازی را در حالت ناهمسانگرد نشان می‌دهد که اندازه در امتداد محور طولی دو برابر اندازه در امتداد محور عرضی است (Dalrymple, N. C., Prasad, S. R., El-Mehri, F. M., & Chintapalli, K. N. (2007). Radiographics, 27, 49-62).

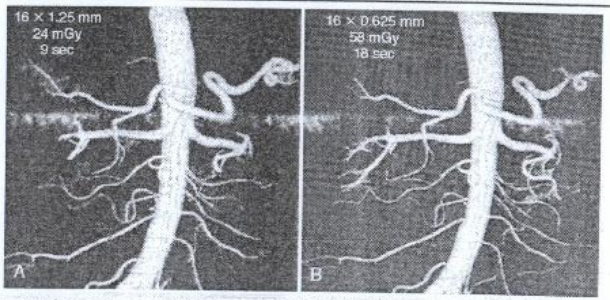
سی‌تی اسکنر چهار بعدی بتا ۲۵۶ اسلایس

اولین مدل از سی‌تی اسکنرهای چهار بعدی ۲۵۶ اسلایس در سال ۲۰۰۳ در موسسه ملی علوم رادیولوژی ژاپن[1] ارائه شد (Moriet al, 2004: personal communications). هدف اصلی این اسکنرها تولید تصاویر سی‌تی چهار بعدی با یک آشکارساز وسیع است که قادر به پوشش کل حجم ارگان (قلب و ریه‌ها) در یک چرخش به جای چرخش‌های متعدد است.

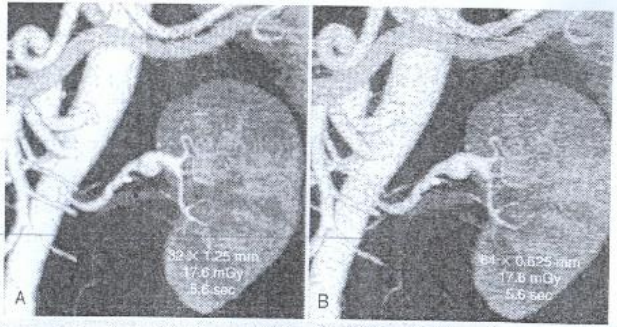
طراحی دومین مدل از سی‌تی اسکنرهای چهار بعدی ۲۵۶ اسلایس (شکل ۱۱-۵۴، A) بر مبنای طراحی اولین مدل است و در سال ۲۰۰۶ و ۲۰۰۷ نمونه‌های اولیه این مدل اسکنر در سه مرکز برای انجام آزمایشات بالینی بتا نصب شد (Fujita Health University, Nagoya, Japan; National Cancer Center, Tokyo, Japan; and Johns Hopkins University,Baltimore, Maryland).

همان‌طور که در شکل ۱۱-۵۴، B نشان داده شده است، مهم‌ترین تفاوت آشکار، نصب یک آشکارساز دوبعدی با محدوده وسیع در فریم گانتری یک سی‌تی اسکنر ۱۶ اسلایس است (Aquilion, Toshiba Medical Systems, Tokyo,Japan). اسکنر از یک پرتو مخروطی با زاویه مخروط بزرگ (حدود ۱۳ درجه) در مقایسه با سی‌تی اسکنر MSCT قبلی، استفاده کرده است که FOV پهن‌تری را پوشش می‌دهد.

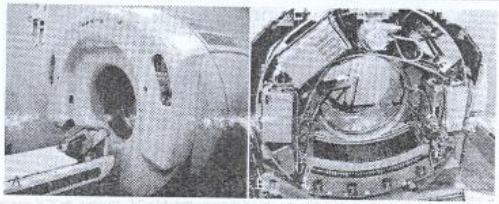
[1] National Institute of Radiological Sciences in Japan



شکل ۱۱- ۵۲. نمایش سه بعدی تصاویر سی‌تی کلیه با اسکنر ۱۶ کانال. اولین ردیف از اطلاعات تصویر مربوط به ساختار آشکارساز، ردیف وسط شاخص دز سی‌تی و ردیف پایین زمان مربوط به اسکن است. شکل A، تصویر بازسازی شده با داده‌های ناهمسانگرد است که آئورت و عروق مرکزی را به خوبی نمایش می‌دهد. شکل B، تصویر بازسازی شده با داده‌های همسانگرد است که عروق کوچک را کمی بهتر از قبلی نشان می‌دهد. برنامه نرم‌افزاری "دانه و رشد" به صورت خودکار برای ایجاد این تصاویر استفاده شده است که نمایش بهتری از انشعابات محیطی عروق کلیوی را با داده‌های همسانگرد ارائه می‌دهد. (From Dalrymple, N. C., Prasad, S. R., El-Mehri, F. M., & Chintapalli, K. N. (2007). Radiographics, 27, 49-62.)



شکل ۱۱- ۵۳. نمایش حجمی تصاویر از ۶۴MDCT کاناله. اولین ردیف داده‌های تصویر ساختار آشکارساز، ردیف وسط شاخص دز سی‌تی حجمی و ردیف پایین زمان اسکن است. شکل A، تصویر بازسازی شده با داده‌های ناهمسانگرد است (ضخامت مقطع: ۱/۲۵ mm و ۰/۶۳۵ mm). یک آنوریسم محیطی در شریان کلیوی چپ به وضوح نشان داده شده است. شکل B، تصویر بازسازی شده با داده‌های همسانگرد است (ضخامت مقطع: ۰/۶۲۵ mm. افزایش یافته تا ۰/۳ mm) که حاشیه عروق را بهتر نشان می‌دهد و تجسم انشعابات کوچک عروق روده‌ای و کمری را امکان‌پذیر می‌کند. (Dalrymple, N. C., Prasad, S. R., El-Mehri, F. M., & Chintapalli, K. N. (2007). Radiographics, 27, 49-62.)



شکل ۱۱- ۵۴. دومین مدل از سی‌تی اسکنر چهاربعدی ۲۵۶ اسلایس. نمای خارجی گانتری به همراه تخت در شکل A و تیوب اشعه‌ایکس، آشکارساز با فواصل گسترده و الکترونیک مربوطه که بر روی قرص چرخان گانتری نصب شده است، در شکل B نشان داده شده‌اند. (A, Courtesy Shinichiro Mori, Radiological Protection Sec- tion, National Institute of Radiological Sciences, Japan. B, Courtesy Toshiba Medical Systems)

پهنای نهایی پرتو ۱۲۸ mm است که چهار برابر بزرگ‌تر از اندازه سی‌تی اسکنر ۱۶ اسلایس Aquilion (شرکت پزشکی توشیبا) است. با استفاده از این پرتو پهن از پوشش کامل کل حجم ارگان (قلب) اطمینان حاصل می‌شود (شکل ۱۱-۵۵).

سی‌تی اسکنر چهار بعدی ۲۵۶ اسلایس دارای آشکارسازی با ۹۱۲ المان عرضی[1] و ۲۵۶ المان کرانیوکدال[2] است، که اندازه هر کدام mm ۰/۵ × mm ۰/۵ در مرکز چرخش است. مقدار BW با اندازه ۱۲۸ mm امکان استفاده پیوسته از چندین مجموعه کولیماسیون را فراهم می‌کند. آشکارساز از عنصر اکسیسولفید گادلیوم[3] و یک فوتودیود بلور سیلیکون، همانند اسکنرهای MSCT فعلی، استفاده می‌کند.

زمان چرخش ۰/۵ ثانیه در هر چرخش و محدوده دینامیکی ۱۸ بیت است. الگوریتم بازسازی استفاده شده در این اسکنر، الگوریتم پرتو مخروطی Feldkamp است. فرایند بازسازی در زمان واقعی[4] با مدارهای مجتمعی قابل برنامه‌ریزی دیجیتالی با سرعت ساعت[5] ۱۲۵ MHz (FPGSs-Virtex II Pro, Xilinx, San Jose, Calif) انجام می‌شود.

برنامه تست کلینیکی بتا در سی‌تی اسکنر ۲۵۶ اسلایس اساس طراحی اسکنر MSCT جدید است که برای تصویربرداری از کل قلب در یک چرخش طراحی شده است. این اسکنر، سی‌تی اسکنر ۳۲۰ اسلایس حجمی دینامیکی AquilionONE توشیبا است که به طور مختصر در قسمت بعد شرح داده می‌شود.

سی‌تی اسکنر حجمی دینامیکی ۳۲۰ اسلایس

در سال ۲۰۰۷، سی‌تی اسکنر ۳۲۰ اسلایس، اسکنر MSCT نوع AquilionONE که در شکل ۱۱-۵۶ نشان داده شده است، در جلسه RSNA در شیکاگو معرفی شد. یکی از ویژگی‌های تکنیکی بارز این اسکنرها آشکارسار دو بعدی با فواصل گسترده است که یک میدان با اندازه mm ۱۶۰ (در مقایسه با مقدار ۱۲۸ mm برای سی‌تی اسکنر prototype ۲۵۶ اسلایس). آشکارساز از تعدادی ردیف با ۳۲۰ المان با رزولوشن بالا ساخته شده است. این ویژگی‌ها امکان تصویربرداری از کل ساختار آناتومیکی مثل قلب، ریه‌ها و مغز را در یک چرخش فراهم می‌کند، بنابراین به اصول اسکن اسپیرال (هلیکال) نیاز ندارد.

---

[1] Transverse
[2] Craniocaudal
[3] Gadolinium Oxysulfide
[4] Real-Time Reconstruction Processing
[5] Speed clock

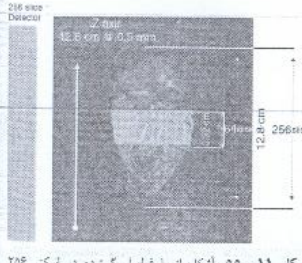
از ویژگی‌های این اسکنر حجمی با سرعت بالا، زمان چرخش ۳۵۰ ms است که برای رزولوشن زمانی در تصویربرداری کل قلب در یک ضربان قلب لازم است، تا بتواند رزولوشن فضایی و رزولوشن کنتراست خوبی را در دزهای کم‌تر ارائه بدهد (Mather, 2007). همچنین در این اسکنرها زمان بازسازی نیز سریع است (کم‌تر از ۱۰ ثانیه) و این امکان از طریق استفاده از پردازشگرهای بازسازی که طراحی خاص دارند، ایجاد شده است. یک چالش مهم در توسعه اسکنر حجمی سی‌تی دارای آشکارساز با فیاصل گسترده، زاویه مخروطی بزرگ است، زیرا واگرایی پرتو بیش‌تر از اسکنر ۲۵۶ اسلایس است. برای حل این مشکل شرکت توشیبا یک الگوریتم بر پایه FDK، که الگوریتم بازسازی coneXact نامیده می‌شود را عرضه کرد که هرگونه آرتیفکت‌های تصویری پرتو مخروطی را حذف می‌کرد.

ویژگی‌های اساسی سی‌تی اسکنر حجمی دینامیکی با ۳۲۰ ردیف آشکارساز نوع AquilionONE، عبارتند از: آشکارساز با عرض ۱۶۰ mm، اسکن حجمی سریع، کاهش تابش‌دهی، تصاویر با کیفیت بالا، بازسازی تصویر با ویژگی انتخاب‌پذیری ضخامت اسلایس، بهبود عملکرد گردش فرایند تصویربرداری، گردش کار سریع داده‌های حجمی، I-station (نمایش سیستم برای اطلاعات بیمار)، کنترل عملکرد تخت بیمار، سیستم دو مانیتوری، اسکن و بازسازی دریچه‌بندی ECG (انتخابی) و SURE Fluoro (انتخابی).

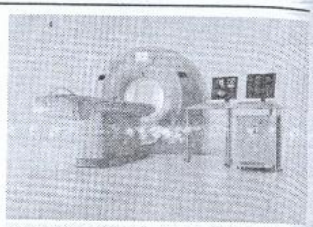
اسکنر حجمی ۳۲۰ اسلایس می‌تواند برای تصویربرداری‌های نورولوژیکی مثل مطالعات پرفیوژن سی‌تی تمام مغز، "برای کاهش احتمال ثبت نا به جای ضایعات صرف‌نظر از محل قرارگیری آن‌ها و تسهیل انتخاب تابع شریان ورودی" (Shankar & Lum, 2011)، در مطالعات پرفیوژن (Motosugi et al., 2012)، سی‌تی آنژیوگرافی (Ganget al., 2012; Luo et al., 2012; Qin et al., 2012; Tatsugami et al., 2012; Tomizawa et al.,2013)، تصویربرداری قلبی (Yang et al., 2012) و همچنین در دیگر کاربردها مثل تصویربرداری کودکان (Sorantin et al., 2013)، جایی که تمام ارگان‌ها (برای مثال قفسه سینه) می‌توانند سریع اسکن شوند، مورد استفاده قرار گیرد. این نتایج اسکن مجموعه اطلاعات بزرگ‌تری را نتیجه می‌دهند که اطلاعات بیش‌تری را به رادیولوژیست ارائه می‌دهد تا در مدیریت تشخیصی بیمار استفاده کند.

اسکنرهای مولتی اسلایس با بیش از یک منبع: سی‌تی اسکنر دو منبعی

در سال ۲۰۰۶، برای اولین بار یک سی‌تی اسکنر برای تصویربرداری قلبی (و همچنین دیگر کاربردها) در جلسه RSNA معرفی شد. این سی‌تی اسکنر دو منبعی (Forchheim, Germany, personal communications) توسط شرکت پزشکی زیمنس معرفی شد. ویژگی یک طراحی منحصر به فرد ترکیب دو تیوب اشعه‌ایکس جفت شده به دو سیستم آشکارساز است که اسکنری با دو DAS ارائه داده است.



شکل ۱۱- ۵۵. آشکارساز با فواصل گسترده در اسکنر ۲۵۶ اسلایس سی‌تی چهاربعدی بتا، کل قلب را در یک چرخش کامل پوشش می‌دهد (شرکت سیستم‌های پزشکی توشیبا).



شکل ۱۱- ۵۶. گانتری، تخت بیمار و کامپیوتر متصل به سیستم در یک سی‌تی اسکنر حجمی دینامیکی ۳۲۰ اسلایس (شرکت سیستم‌های پزشکی توشیبا).

قدمت تصویربرداری سی‌تی قلب با اسکنرهای MSCT به سال ۱۹۹۹ برمی‌گردد. از آنجایی که قلب به طور مداوم در حرکت (ضربان قلب) است، رزولوشن زمانی برای جلوگیری از آرتیفکت‌ها لازم است. به علاوه، در تصویربرداری قلب با سی‌تی، پوشش کل قلب در نگه داشتن نفس مهم است. گرچه سی‌تی اسکنرهای نتایج قابل قبولی را ارائه می‌دهند، اما مشکلات با توجه به آرتیفکت‌های حرکتی، ضربان قلب بیش‌تر، نگه‌داشتن طولانی نفس و رزولوشن فضایی محدود هنوز هم وجود خواهند داشت (Flohr et al., 2006).

معرفی اسکنرهای ۱۶ اسلایس بهبود قابل توجهی در رزولوشن مکانی و زمانی در مقایسه با سیستم‌های چهار اسلایس ایجاد کرد. عرضه سی‌تی اسکنرهای ۶۴ اسلایس بهبود زیادی در الزامات تکنیکی تصویربرداری قلب ارائه داد. برای مثال، این اسکنرها رزولوشن فضایی (با تولید تصویربرداری همسانگرد) و رزولوشن زمانی را با کاهش زمان چرخش گانتری به ۰/۳۳ ms (که برای آهنگ بالا مورد نیاز است) در مقایسه با ۰/۳۷۵ ثانیه برای اسکنرهای ۱۶ اسلایس ارائه دادند (Flohr et al., 2006). یکی از مشکلات در سی‌تی قلب حذف ضرورت کنترل ضربان قلب است، بنابراین اقداماتی برای بهبود رزولوشن زمانی به زیر ۱۰۰ ms در هر ضربان قلب مورد نیاز است.

برای حل این مشکلات، به اسکنرهای دیگری، مثل سی‌تی اسکنرهای با پرتو الکترونی (فصل ۴) نیاز است. گرچه این اسکنر مزایایی در تصویربرداری (برای مثال اسکنر هیچ بخش متحرکی ندارد) دارد اما نسبت سیگنال به نویز مناسبی را برای بیماران با تصویربرداری بزرگ ارائه نمی‌دهد. بنابراین، در حال حاضر این اسکنرها برای تصویربرداری سی‌تی قلب و یا برای کاربردهای کلی رادیولوژی، مناسب نیستند (Flohr et al., 2006).

تلاش برای بهبود رزولوشن زمانی در تصویربرداری سی‌تی قلب با فاکتور ۲ (Cody & Mahesh, 2007, andtheir reference 3)، دیگر اسکنرهای سی‌تی تحت عنوان DSCT، که برای تصویربرداری قلبی اختصاصی می‌باشند، تعریف شده‌اند (developed by Siemens Medical Solutions, Forchheim, Germany,personal communications). اساس طراحی اسکنر بر مبنای استفاده از دو تیوب اشعه‌ایکس جفت شده با دو سیستم آشکارسازی مجزا است.

المان‌های تکنیکی اصلی

المان‌های تکنیکی اصلی اسکنر DSCT در شکل ۱۱-۵۷ نشان داده شده است. متمایزترین تفاوت بین این اسکنر و سایر اسکنرهای MSCT این است که دو DAS، ۹۰ درجه وجود دارد (Engel et al., 2008). گرچه یک سیستم جمع‌آوری داده‌ها با عنوان "Det A" با FOV که قطر ۵۰ cm را پوشش می‌دهد، دارد. یک سیستم جمع‌آوری با عنوان "Det B" از لحاظ اندازه مشابه "Det A" است اما قطر FOV اسکن کوچک‌تر از ۲۶ cm است. این کاهش اندازه یک سیستم جمع‌آوری ناشی از فضای محدود شده در داخل گانتری است.

هر تیوب اشعه‌ایکس از نوع STRATON (محصول شرکت زیمنس) است که از تکنیک نقطه کانونی متحرک در راستای z استفاده می‌کند (فصل ۴) و با استفاده از ساختار پرتو مخروطی دو تصویر ۳۲ اسلایس (۰/۶ mm) را ترکیب کرده تا ۶۴ اسلایس در هر چرخش به دست آید. آشکارسازها مولتی اسلایس با ۴۰ ردیف و طراحی ۳۲ ردیف مرکزی ، یک اسلایس با پهنای ۰/۶ mm و دو ردیف بیرونی با پهنای ۱/۲ mm ایجاد می‌کنند. به علاوه، هر تیوب اشعه‌ایکس می‌تواند به طور جداگانه با توجه به تکنیک تابشی (kVp و mA) عمل کند. این ویژگی‌ها این امکان را برای اسکنر فراهم می‌کند که بتواند تصویربرداری را در دو انرژی انجام دهد، یک تیوب در ۸۰ kVp و دیگری در ۱۴۰ kVp عمل می‌کند (Flohr, 2006).

تصویربرداری قلبی با سی‌تی اسکنر دو منبعی

اسکنر DSCT در درجه اول برای تصویربرداری قلب بسیار مناسب است (Cody & Mahesh, 2007)، برای مثال آنژیوگرافی عروق کرونری مفیدترین کاربرد کلینیکی DSCT است (Ghonge, 2013). یکی از دلایل مهم برای این استفاده خاص به طراحی سیستم مربوط می‌شود، که رزولوشن زمانی بسیار خوبی را در مقایسه با سایر اسکنرهای MSCT ارائه می‌دهد. این رزولوشن برای کاهش آرتیفکت‌های حرکتی ناشی از حرکت قلب لازم است. پرداختن به جزئیات تصویربرداری سی‌تی قلب در محدوده این فصل نیست اما نکات زیر (از چندین کارشناس) در مورد اسکنر DSCT قابل توجه است:

۱. حداقل سرعت چرخش مورد نیاز برای تصویر سی‌تی قلب برابر با بیش از نصف یک چرخش در اسکنر MSCT کانونشنال و همچنین برابر با بیش از یک چهارم چرخش در اسکنر MSCT دو منبعی است (Cody & Mahesh, 2007).

۲. سی‌تی اسکنر با دو منبع، رزولوشن زمانی را برای تصویربرداری سی‌تی قلب با فاکتور ۲ بهبود بخشیده است (Cody & Mahesh, 2007).

۳. در یک آشکارساز تک ردیفی سی‌تی اسپیرال، نویز به پیچ وابسته نیست. برعکس در یک آشکارساز چند ردیفی سی‌تی، نویز به پیچ وابسته است به این علت که الگوریتم درون‌یابی اسپیرال از اطلاعات تکراری ناشی از ردیف‌های مختلف آشکارساز استفاده می‌کند تا نویز را برای پیچ با مقدار کم‌تر از ۱، کاهش و برای پیچ با مقدار بیش‌تر از ۱ افزایش دهد. با این وجود، در سی‌تی قلب اطلاعات تکراری نمی‌توانند استفاده شوند زیرا این اطلاعات میانگین‌گیری شده رزولوشن زمانی را کاهش می‌دهند (Primak et al., 2006).

۴. به علاوه، رابطه ضربان قلب با پیچ (که یک ضربان بالاتر می‌تواند با استفاده از یک پیچ بالاتر مورد بررسی قرار گیرد)، به طور موثر دز را به تابش دریافتی در طول آزمون کاهش می‌دهد و همچنین نیاز به داروهای اضافی را قبل از آزمون سی‌تی قلب برای کاهش ضربان قلب (Mahesh, 2007)، حذف می‌کند (بطور مثال β-blockers).

۵. کم‌ترین مقدار داده‌های جمع‌آوری شده برای بازسازی یک تصویر سی‌تی ۱۸۰ درجه به اضافه زاویه (بر حسب درجه) پرتو اشعه‌ایکس در صفحه تصویر است (که به عنوان زاویه بادبزنی شناخته می‌شود). از این رو الگوریتم‌های کاردیاک از تکنیک بازسازی جزیی (۱۸۰ درجه به علاوه زاویه بادبزنی) استفاده می‌کنند تا یک تصویر را بازسازی کنند. این اطلاعات در طی یک سیکل قلبی (بازسازی تک بخشی) و یا در طول دو یا تعداد بیش‌تری ضربان قلب متوالی (بازسازی چند بخشی) جمع‌آوری شده‌اند. در هر دو حالت تعداد فوتون‌ها (N) به بازسازی قلبی کمک می‌کنند، از آنجا

که زمان چرخش سریع‌تر، به مقدار پیچ کم‌تری در سی‌تی قلب با چند ردیف آشکارساز دارد، در بدون کاهش متناسبی در نویز، افزایش می‌یابد (Primak et al., 2006).

۶. مراحلی که برای کاهش دز می‌توان در نظر گرفت عبارتند از: جریان تیوب کم‌تر در هنگامی که پرتو ایکس از مناطق خاصی از بدن عبور می‌کند، کاهش جریان تیوب در طول فازهای خاص سیکل قلبی و استفاده از پیچ بالاتر (Primak et al., 2006).

دیگر کاربردهای تصویربرداری

دیگر کاربردهای تصویربرداری با اسکنر DSCT عبارتند از:

۱. تصویربرداری از بیماران چاق. از آنجا که اسکنر DSCT می‌تواند در مقادیر با مراتب بالاتر توان (kW)، بالاتر) در مقایسه با میزان توان kW کم‌تردر سی‌تی اسکنر تک منبعی، با استفاده از توان دو تیوب اشعه‌ایکس کار کند، در نتیجه کیفیت تصویر بهتری برای بیماران چاق به دست می‌آید.

۲. تصویربرداری با انرژی دوگانه. اسکنر DSCT بر مشکلات ناشی از تصویربرداری با انرژی دوگانه حاصل از سی‌تی اسکنرهای اولیه غلبه کرده است. دو تیوب اشعه‌ایکس می‌توانند در دو مقدار مختلف kVp عمل کرده و تصاویر با خصوصیات بافتی متفاوت تولید کنند، از آنجا که جذب اشعه‌ایکس در بافت به kVp پرتو مورد استفاده وابسته است. برای مثال انجام اسکن در ۸۰ kVp اعداد سی‌تی برای استخوان و ید ۶۷۰ واحد هانسفیلد (HU) و HU ۲۹۶ است. در ۱۴۰ kVp، این مقادیر به ترتیب عبارتند از HU ۴۵۰ و HU ۱۴۴ (Siemens Medical Solutions, 2006). این تفاوت در CTA برای جاهایی که لازم است استخوان از عروق پر شده باید جدا شود، مفید خواهد بود.

۳. در نهایت، سی‌تی اسکنر دو منبعی مشابه یک اسکنر ۶۴ اسلایس با یک منبع و فقط یک سیستم جمع‌آوری اطلاعات، عمل می‌کند (یک تیوب اشعه‌ایکس متصل به آرایه آشکارساز) (Siemens Medical Solutions, personal communication, 2007).

۴. DSCT در تصویربرداری شکم و لگن (Coursey et al., 2010)، CTA، عروق فوق آئورتی (Lell et al., 2010)، تصویربرداری شکمی (Silva et al., 2011)، تصویربرداری دستگاه اداری تناسلی (Kaza et al., 2012)، و اخیرا نیز در تصویربرداری فشار خون ریوی (Ameli-Renani et al., 2014)، سی‌تی شکمی (Marin et al., 2014) و سی‌تی کولونوگرافی (Karcaaltincaba & Ozdeniz, 2014) مورد استفاده قرار گرفته است.

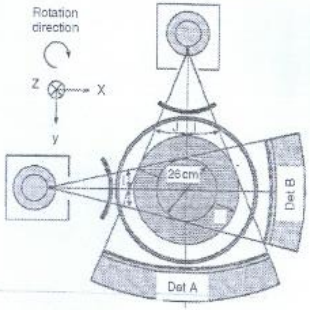
مزایای MSCT

MSCT طیف گسترده‌ای از مزایای کلینیکی و تکنیکی را ارائه می‌دهد. از زمان معرفی MSCT تعدادی از مزایا توسط افرادی چون Saito در سال ۱۹۹۸، Kohl در سال ۲۰۰۵، Mather در سال ۲۰۰۵، Douglas-Akinwande در سال ۲۰۰۶، Kachelriess et al., سال ۲۰۰۶ و Cody و Mahesh در سال ۲۰۰۷ مشخص شد. عوامل متعدد تکنیکی در تصویربرداری MSCT وجود دارد که برای بهبود رزولوشن مکانی، رزولوشن کنتراست و رزولوشن زمانی (آرتیفکت حرکتی کم‌تر) در تصاویر ترکیب شده‌اند. به علاوه MSCT برای سایر کاربردهای کلینیکی مثل تصویربرداری در وضعیت‌های اورژانسی و ICU، تصویربرداری سی‌تی در تروما، تصویربرداری سی‌تی شکم و لگن، تصویربرداری ریوی، تصویربرداری قلب عروقی، تصویربرداری اسکلتی عضلانی، تصویربرداری عصبی و سر و گردن و روش‌های مداخله‌ای با هدایت سی‌تی (Ghonge, 2013) بهبود یافته است. این تکنیک

همچنین این مزایا را دارد: MSCT تصاویر بهبودیافته MPR و تصاویر با نمایش سه‌بعدی را ارائه می‌دهد، retrospective creation از بخش‌های نازک و ضخیم از همان اطلاعات خام، و تحویل داخل وریدی ماده کنتراست تجویزی در آهنگ‌های بالاتر و موارد دیگر.

به طور خاص این مزایا عبارتند از:

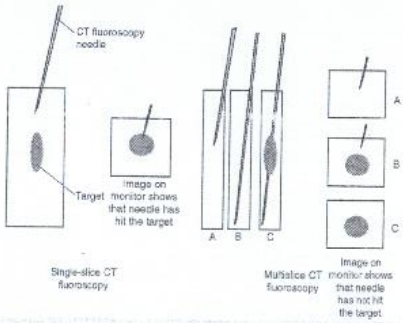
۱. افزایش در سرعت و پوشش حجمی. در MSCT، افزایش پیچ و افزایش سرعت چرخش تیوب اشعه‌ایکس و آشکارسازها اجازه می‌دهد که حجم بزرگ‌تری از بیمار در زمان کم‌تری اسکن شود. برای مثال Hu (1999a) نشان داد که یک سی‌تی اسکنر هلیکال (اسپیرال) چهار اسلایسی برای کیفیت تصویر قابل مقایسه حدود دو برابر سریع‌تر از یک اسکنر SSCT است.



شکل ۱۱– ۵۷. اجزای اصلی سی‌تی اسکنر دو منبعی، شامل دو DAS است که دو تیوب اشعه‌ایکس به دو سیستم تکنارسازی مجزا متصل شده‌اند. Det A کل حجم اسکن از نمای FOV (اسکن برابر با ۵۰ cm در قطر) را پوشش می‌دهد و Det B که FOV مرکزی کوچک‌تری را پوشش می‌دهد (۲۶ cm در قطر). برای اطلاعات بیش‌تر به متن مراجعه کنید. From Flohr, T. G., McCollough, C. H., Bruder, H., et al. (2006). European Journal of Radiology, 16, 256-268.

۲. رزولوشن فضایی بهبود یافته. تصاویر MSCT اسلایس نازک با رزولوشن همسانگرد بهتر. این گاهی اوقات به عنوان تصویربرداری همسانگرد (در این فصل توضیح داده شد) معرفی شده است، در حالتی که همه جهات (آگزیال، عمودی و افقی) از وکسل‌ها در اسلایس در مقایسه با SSCT دارای ابعاد مساوی هستند. این مزایا، MPR بهبود یافته و تصاویر سه بعدی با کاهش آرتیفکت‌های تصویر را ارائه می‌دهد.

۳. استفاده بهینه از اشعه‌ایکس. در MSCT، پهنای دسته پرتو اشعه‌ایکس باید باز شده تا بر روی آرایه آشکارساز دو بعدی در مقایسه با آرایه آشکارساز تک بعدی که از خصوصیات اسکنرهای SSCT است، قرار بگیرد. بنابراین، کل پرتو برای به دست آوردن چهار اسلایس (تصاویر) در هر چرخش ۳۶۰ درجه‌ای بدون اتلاف هیچ بخشی از دسته پرتو ایکس مورد استفاده قرار می‌گیرد خلاف حالت یک اسلایس در هر چرخش ۳۶۰ درجه‌ای در SSCT، که بخشی از دسته پرتو ایکس در طول جمع‌آوری اطلاعات هدر می‌رفت. این چنین استفاده از پرتو، عمر تیوب اشعه‌ایکس را افزایش می‌دهد. امروزه تیوب برای تولید تعداد زیادی اسلایس نازک بدون زمان لازم برای خنک‌سازی، که مشکل سیستم‌های SSCT بود، می‌تواند استفاده شود. در سال ۱۹۹۹، Kopecky et al. (1999) عنوان کرد که با یک تیوب اشعه با طول عمر ۲۰۰۰۰۰ ثانیه، یک اسکنر SSCT تعداد ۲۰۰۰۰۰ تصویر را ارائه خواهد کرد (یک تصویر در هر ثانیه) در مقایسه با ۸۰۰۰۰۰ تصویر در اسکنر MSCT چهار اسلایس (با همان شرایط ذکر شده)، یا ۱/۶ میلیون تصویر اگر گانتری در هر ثانیه دوبار بچرخد یا ۳/۲ میلیون تصویر اگر دو تصویر برای هر چرخش کامل در ۰/۵ ثانیه به دست آید.



شکل ۱۱– ۵۸. مقایسه دقت در قرارگیری محل سوزن در سی‌تی فلوروسکوپی در سیستم‌های SSCT و MSCT.

۴. کاهش تابش‌دهی پرتو. پیشرفت تکنیک‌های کاهش در جدید برای مثال تکنیک‌های مدولاسیون جریان[1] (Kanematsuet al., 2015; McNitt-Gray, 2011) و استفاده‌های اخیر از الگوریتم‌های بازسازی تکرارشونده[2] (Buxi et al.,2014; Kalender, 2014; Kordolaimi et al., 2013; Chapter 6)، نقش مهمی را در کاهش دز سی‌تی بازی خواهد کرد.

۵. افزایش دقت در قرارگیری محل سوزن در سی‌تی فلوروسکوپی. یکی از مشکلات با قرارگیری محل سوزن در سی‌تی فلوروسکوپی که با اسکنر SSCT کنترل شده است، در شکل ۱۱–۵۸ نشان داده شده است. این تصویر "نشان" می‌دهد که سوزن برخورد با هدف دارد که در واقع این طور نیست. این مشکل با اسکنر MSCT حل شد که سی‌تی فلوروسکوپی را به علت به دست‌آوردن تصاویر چندگانه، پیشنهاد داد. در شکل ۱۱–۵۸ مشخص است که به هدف ضربه زده شده است.

[1] Current Modulation Techniques
[2] Iterative Reconstruction Algorithms

۶. تصویربرداری سی‌تی قلب. تکنولوژی MSCT برای سی‌تی اسکنرهای تصویربرداری قلب مثل اسکنر DSCT و سی‌تی اسکنر چهاربعدی ۳۲۰ اسلایس اختصاصی شده است. این اسکنرها می‌توانند قلب (و سایر ارگان‌ها) را با رزولوشن فضایی، کنتراست و زمانی استثنایی و همچنین با کاهش دز در مقایسه با سی‌تی اسکنر ۶۴ اسلایس تصویر بگیرند. به علاوه، استفاده از الگوریتم‌های بازسازی خاص قلب می‌تواند تاثیری بر کاهش آرتیفکت‌ها زمانی که ضربان قلب تصویربرداری می‌شود، داشته باشد (Cody & Mahesh, 2007; Dowe, 2006; Flohr, 2006; Flohr et al., 2006; Kachelriess et al., 2006; Mather, 2005b, 2007; Primak et al.,2006).

کاربردهای تکنیکی

علاوه بر حالت‌های تصویربرداری معمول که تصاویر آگزیال عرضی تولید می‌کنند، قابلیت اسکن حجمی MSCT ابعاد جدیدی را تصویربرداری سی‌تی ایجاد کرده است. مقدار زیادی از اطلاعات جمع‌آوری شده از حجم بدن، وقتی که تابع پردازش کامپیوتری مناسب ایجاد شده

است از قبیل سی‌تی فلوروسکوپی در زمان واقعی (تصویربرداری پیوسته)، تصویربرداری سه بعدی، سی‌تی آنژیوگرافی و تصویربرداری واقعیت مجازی یا سی‌تی آندوسکوپی. امروزه این کاربردهای تکنیکی بیش‌تر خالص و کاربردی شده‌اند و اطلاعات کلینیکی اضافی برای مدیریت پزشکی بیمار ارائه می‌دهند. هر کدام از این کاربردهای تکنیکی از اسکن سی‌تی حجمی به‌طور مفصل در فصل‌های ۱۲ و ۱۳ توضیح داده شده‌اند.

کاربردهای کلینیکی

تعدادی از کاربردهای کلینیکی اسکن MSCT در این فصل مشخص شده‌اند. مزایای ضروری MSCT سرعت جمع‌آوری حجمی و کاهش بار جریان اعمالی بر تیوب اشعه‌ایکس است. پوشش آناتومیکی مشابه ممکن است در یک چهارم زمان و در یک چهارم حرارت آند با تمام پارامترها باقیمانده مشابه به دست آید. پیامدهای مثبت این حالت برای تیوب اشعه‌ایکس فراوان است. نه تنها بسیاری دیگر از جمع‌آوری‌ها را ممکن است قبل از مکث لازم برای خنک‌سازی تیوب، انجام دهد اما ساییدگی و پارگی بر تیوب تا حد زیادی برای حجم اسکن مشابه کاهش یافته است. برای مثال، یک اسکن تمام بدن از سر تا لگن، که بیش از ۹۵ ثانیه از اطلاعات جمع‌آوری شده در یک ثانیه، اسکنر تک اسلایس (به جز تاخیرهای درون اسکن)، باید کم‌تر از ۱۲ ثانیه از جمع‌آوری اطلاعات برای سیستم مولتی اسلایس نیم ثانیه‌ای انجام شوند.

چنین سرعت‌های بالایی در بررسی بیماران تروماییی و کودکان سودمند است. در حال حاضر، تفکیک فازی بهتر در تصویربرداری با کنتراست ممکن شده است که به طور امیدوارانه‌ای منجر به بهبود اطلاعات تشخیصی می‌شود. اگرچه به محض معرفی سی‌تی اسپیرال بر نیاز به تصویربرداری با کنتراست تاکید شده است، سرعت‌های بالا در سی‌تی مولتی اسلایس دقت لازم را جبران‌تر می‌کنند. موارد مطرح قبلی در تکنولوژی تکنیک‌های ردیابی دقیق کنتراست است همانند تصویربرداری پیوسته، نقش مهمی در بهینه‌سازی جذب کنتراست در آزمون‌های روتین و اختصاصی بازی می‌کند.

در نتیجه با اسکن اسپیرال (هلیکال)، سرعت ممکن است برای بهبود کیفیت تصویر تغییر کند. با اسکنر تک اسلایس، انتخاب تکنیک باید حجم پوشش داده شده را در مقابل ضخامت اسلایس و پیچ متعادل کند. سیستم‌های مولتی اسلایس امکان پوشش گسترده را با اسلایس‌های نازک ارائه داده‌اند، که رزولوشن در امتداد محور z بهبود یافته و میانگین حجم جزیی کاهش یافته است. این اثرات به خصوص باید در سه بعد و MPRهای داده‌های اسکن در سی‌تی آنژیوگرافی مورد توجه قرار گیرند.

نشان داده شده است که برای مثال اسلایس‌های ۰/۵ mm می‌توانند در زمان اسکن معقولی به دست آیند، که سبب به وجود آمدن رزولوشن همسانگرد در بازسازی‌های سه بعدی در دسترس، می‌شود. این حالت مخصوصا در سی‌تی آنژیوگرافی مغز برای تجسم دقیق‌تر عروق کوچک اهمیت دارد. آنوریسم و تنگی‌ها ممکن است به صورت کمی مشخص شوند تا اطلاعات تشخیصی بهتری به دست آید و موجب آماده‌سازی پیش از جراحی با استنت اختصاصی و سایر وسایل برای درمان موثرتر شود. بهبودهای مشابه در CTA گردن، آئورت و عروق کلیوی با این اسکنرها موجود است به این دلیل که سرعت و اسلایس‌های باریک را برای به دست آوردن رزولوشن آگزیال بالا ترکیب می‌کند. در واقع نمونه‌هایی از مطالعات ثانویه در جریان نشان داده شده‌اند به خوبی در سی‌تی آنژیوگرافی آئورت و اندام تحتانی می‌تواند در ۷۵ ثانیه با حجم کنتراست قابل ملاحظه‌ای کم‌تر، کامل شود. علاوه بر دقت بیش‌تر سی‌تی آنژیوگرافی، توانایی پوشش حجم بزرگ با رزولوشن فضایی عالی مجموعه داده‌های

دقیق‌تری را برای انجام سی‌تی آندوسکوپی و تشخیص امبولی ریه فراهم می‌کند.

یکی دیگر از جنبه‌های جالب در استفاده از آشکارسازهای مولتی اسلایس، پیشرفت مداوم تصویربرداری سی‌تی عملکردی[1] است (فصل ۱۴)، مثال‌هایی از سودمندی سی‌تی در ارزیابی پرفیوژن و کاربردهای دیگر در قسمت‌های مختلفی از بدن گزارش داده شده‌اند (فصل ۱۴)، امروزه که حجم بزرگتری از داده‌ها به طور پیوسته می‌تواند به دست آید، پتانسیل سی‌تی در مطالعات عملکردی کاملا درک شده است. یک کاربرد این تکنیک ارزیابی پرفیوژن مغز با مشاهده اولین جریان عبوری از ماده کنتراست در بیماران مشکوک به انفارکتوس حاد است. جزئیات این کاربردهای کلینیکی در فصل‌های ۱۵ تا ۱۷ بررسی شده است.

سوالات مروری

به منظور بررسی دانسته‌هایتان از موضوعاتی که مطالعه کرده‌اید، به سوالات زیر پاسخ دهید:

۱. محدودیت‌های سی‌تی کانونشنال عبارتند از:

۱- تولید تصاویر سه‌بعدی ضعیف با آرتیفکت‌های پله‌ای

۲- ثبت نکردن اسلایس به اسلایس

۳- زمان آزمون طولانی‌تر

الف) فقط ۱ ب) فقط ۲

ج) ۱ و ۲ د) ۱، ۲ و ۳

۲. کاستی‌های تصویربرداری سی‌تی حجمی تک اسلایس عبارتند از:

۱- سرعت پوشش حجمی محدود

۲- مدت زمان محدود برای پوشش حجم‌های بزرگتر

۳- محدودیت در توانایی استفاده از تجهیزات آزمون‌های زمان بحرانی

الف) فقط ۱ ب) فقط ۲

ج) ۱ و ۲ د) ۱ و ۲ و ۳

۳. تعریف پیچ توسط کمیسیون بین‌المللی الکترونیکی در یک اسکنر مولتی اسلایس عبارت است از:

الف) کولیماسیون کل (W) / مسافتی که تخت در هر پرخش طی می‌کند(d)

ب) مسافتی که تخت در هر چرخش طی می‌کند(d) ÷ کولیماسیون کل(W)

ج) مسافتی که تخت در هر چرخش طی می‌کند(d) × کولیماسیون کل(W)

د) مسافتی که تخت در هر چرخش طی می‌کند(d)/ کولیماسیون کل(W)

۴. پیچ مستقیما وابسته است به:

۱- راحتی بیمار

۲- دز بیمار

۳- حجم اسکن شده

الف) ۱ و ۲ ب) ۲ و ۳

ج) ۱ و ۳ د) ۲ و ۳

۵. در توموگرافی مولتی اسلایس، یک پرتو به شکل .....، نتیجه بهتری نسبت به پرتو بادبزنی در اسکنرهای توموگرافی کامپیوتری تک اسلایس می‌دهد

الف) مدور ب) مخروطی

ج) مثلثی د) مستطیلی

۶. با افزایش پیچ، کیفیت تصویر:

الف) افزایش می‌یابد. ب) کاهش می‌یابد.

ج) تغییر نمی‌کند. د) رابطه مستقیم ندارند.

۷. در یک اسکنر توموگرافی کامپیوتری مولتی اسلایس، کدام نوع الگوریتم در صورت کم بودن تعداد ردیف‌های آشکارساز می‌تواند استفاده شود؟

الف) بازسازی پرتو مخروطی

ب) بازسازی پرتو بادبزنی

[1] Functional CT imaging

ج) بازسازی محوری x

د) بازسازی محوری z

۸. همه مواد زیر در آشکارسازهای حالت جامد استفاده می‌شوند به جز:

الف) تنگستن کلسیم

ب) اکسیسولفید گادولینیوم

ج) اکسید گادولینیوم

د) اکسید ایتریم گادولینیوم

۹. کدام اصطلاح برای توصیف تعداد کانال‌های جمع‌آوری اطلاعات و ضخامت موثر بخش که با تنظیم سیستم جمع‌آوری اطلاعات تعیین می‌شود، مورد استفاده قرار می‌گیرد؟

الف) آرایه آشکارساز

ب) ساختمان آشکارساز

ج) ساختار آشکارساز

د) تنظیم آشکارساز

۱۰. زمانی که ضخامت اسلایس برابر با اندازه پیکسل باشد، اطلاعات به دست آمده را چه می‌گویند؟

الف) ناهمسانگرد

ب) دیسترُوفی

ج) همسانگرد

د) unitropic (تک جهت)

منابع

Ameli-Renani, S., Rahman, F., Nair, A., et al. (2014). Dual-energy CT for imaging of pulmonary hyperten- sion: challenges and opportunities. Radiographics, 34, 1769–1790.

Baker, C. C. T. (1961). Dictionary of mathematics. New York: Hart.

Brenner, D. J., & Hall, E. J. (2007). Computed tomography— an increasing source of radiation exposure. New England Journal of Medicine, 357, 22.

Bresler, Y., & Skrabacz, C. (1993). Optimal interpolation in helical scan 3D computerized tomography. National Science Foundation, MIP88-10412, 1472–1475.

Bushong, S. (2013). Radiologic science for technologists (10th ed.). Philadelphia, PA: Mosby.

Buxi, T. B. S., Yadav, A., Singh Rawat, K., & Ghuman, S. S. (2014). Effect of iterative reconstructions in low dose computed tomography. Journal of Biomedical Graphics and Computing, 4(3), 1–9.

Chen, L., Liang, Y., & Heuscher, D. J. (2003). General surface reconstruction for cone-beam multislice spiral computed tomography. Medical Physics, 30, 2804–2812.

Cody, D. D., & Mahesh, M. (2007). Technologic advances in multi-slice CT with a focus on cardiac imaging. Radiographics, 27, 1829–1837.

Coursey, C. A., et al. (2010). Dual-energy multidetector CT: how does it work, what can it tell us, and when can we use it in abdominopelvic imaging? RadioGraphics, 30(4), 1037–1055.

Journal of the International Medical Sciences Academy, 26(1), 35–42.

He, H. D. (1999). Personal communication, General Electric Medical Systems, 1999.

Heich, J., et al. (2013). Recent advances in CT image reconstruction. Current Radiology Reports. Published online. doi: 10.1007/g40134-012-0003-7.

Hu, H. (1999a). Multislice helical CT: scan and reconstruction. Medical Physics, 26, 5.

IEC (International Electrotechnical Commission). (1999). Medical Electrical Equipment-60601 Part 2-44: particu- lar requirements for the safety of x-ray equipment for computed tomography. Geneva: Switzerland.

James, G., & James, R. (Eds.). Mathematics dictionary (4th ed.). New York: Van Nostrand Reinhold.

Kachelriess, M. (2006). Clinical x-ray computed tomog- raphy. In W. Schlegel, et al. (Ed.), New technologies in radiation oncology. New York: Springer.

Kalender, W. A. (1990). Spiral CT scanning for fast and continuous volume data acquisition. In W. A. Fuchs (Ed.), Advances in CT. New York: Springer- Verlag.

Kalender, W. A. (1994a). Spiral or helical CT: right or wrong? Radiology, 193, 583.

Kalender, W. A. (1995). Principles and performance of spiral CT. In L. W. Goldman, & J. B. Fowlkes (Eds.), Medical CT and ultrasound: current technology and ap- plications. College Park, MD: American Association of Physics in Medicine.

Kalender, W. A. (2005). Computed tomography: fundamentals, system technology, image

Dalrymple, N. C., Prasad, S. R., El-Merhi, F. M., & Chin- tapalli, K. N. (2007). Price of isotropy in multidetector CT. Radiographics, 27, 49–62.

Douglas-Akinwande, A. C., Buckwalter, K. A., Rydberg, J., Rankin, J. L., & Choplin, R. H. (2006). Multichannel CT: evaluating the spine in postoperative patients with orthopedic hardware. Radiographics, 26, S97–S110.

Dowe, D. A. (2006). Prospectively gated CTA dramatically reduces dose. Diagnostic Imaging, 28, S1–S5. Dowsett, D., et al. (2006). The physics of diagnostic imag- ing. London: Hodder Arnold.

Engel, K. J., Hermann, C., & Zeitler, G. (2008). X-ray scat- tering in single- and dual-source CT. Medical Physics, 35, 318–332.

Feldkamp, L. A., Davis, L. C., & Kress, J. W. (1984). Practi- cal cone-beam algorithm. Journal of the Optical Society of America, 1, 612–619.

Flohr, T. G. (2006). Radiation dose with dual source CT. Siemens Medical Solutions, June 94–97.

Flohr, T. G., Schaller, S., Stierstorfer, K., et al. (2005). Multi-detector row CT systems and image reconstruc- tion techniques. Radiology, 235, 756–773.

Flohr, T. G., McCollough, C. H., Bruder, H., et al. (2006). First performance of a dual-source CT PSCT system. European Journal of Radiology, 16, 256–268.

Gang, S., Min, L., Li, L., Guo-Hing, L., Lin, X., et al. (2012). Evaluation of CT coronary artery angiography with 320-row detector CT in a high-risk population. British Journal of Radiology, 85, 562–570.

Ghonge, N. P. (2013). Computed tomography in the 21st century: current status and future prospects.

Kudo, H., & Saito, T. (1991). Helical-scan computed to- mography using cone-beam projections. In IEEE Conf. Record 1991 Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference (pp. 1958–1962). Santa Fe, New Mexico.

Lell, M. M., et al. (2010). Dual energy CTA of the supra- aortic arteries: technical improvements with a novel dual source CT system. European Journal of Radiology, 76(2), e6–e12.

Liang, Y., & Kruger, R. A. (1996). Dual-slice spiral versus single-slice spiral scanning: comparison of the physical performance of two computed tomography scanners. Medical Physics, 23, 205–217.

Luo, Z., Wang, D., Sun, X., Zhang, T., et al. (2012). Com- parison of the accuracy of subtraction CT angiogra- phy performed on 320-detector row volume CT with conventional CT angiography for diagnosis of intracra- nial aneurysms. European Journal of Radiology, 81(1), 118–122.

Marin, D., Boll, D. T., Mileto, A., & Nelson, R. C. (2014). State of the art: dual-energy CT of the abdomen. Radi- ology, 271(2), 327–342.

Mather, R. (2005b). Patient focused imaging—Aquilion's low dose vision. Toshiba Med Rev, 17, July 4–8.

Mather, R. (2005a). Meeting the cone-beam challenge— Aquilion's sureCardio™ and TCOT. Toshiba Med Rev October 15, 16–21.

Mather, R. (2007). Aquilion ONE—dynamic volume com- puted tomography. Toshiba Medical Systems.

McNitt-Gray, M. (2011). Tube current modulation approaches: overview, practical issues and potential pitfalls. AAPM 2011 Summit on CT dose. American Association of Physicists in Medicine.

quality, applications. Erlangen, Germany: Publicis Corporate Publishing.

Kalender, W. A. (2014). Dose in x-ray computed tomogra- phy. Physics in Medicine and Biology, 59, R129–R150.

Kanematsu, M., Kondo, H., Miyoshi, T., & Goshima, S. (2015). Whole-body CT with high heat-capacity X-ray tube and automated tube current modulation—effect of tube current limitation on contrast enhancement, image quality and radiation dose. European Journal of Radiology (in press).

Karcaaltincaba, M., & Ozdemir, I. (2014). Dual-energy CT for diagnostic CT colonography. Radiographics, 334, 847–848.

Kaza, R. K., et al. (2012). A. Dual-energy CT with single- and dual-source scanners: current applications in evaluating the genitourinary tract. Radiographics, 32(2), 353–369.

Kaza, R. K., Platt, J. F., Cohan, R. H., et al. (2012). Dual- energy CT with single- and dual-source scanners: current applications in evaluating the genitourinary tract. Radiographics, 32, 353–369.

Kohl, G. (2005). The evolution and state-of-the-art principles of multi-slice computed tomography. Proceedings of the American Thoracic Society, 2, 470–476.

Kopecky, K., Buckwalter, K. A., & Sokiranski, R. (1999). Multislice CT spirals pass single-slice in diagnostic ef- ficacy. Diagnostic Imaging, 21, 36–42.

Kordolaimi, S. D., Argento, S., Pantos, I., Kelekis, N. L., et al. (2013). A new era in computed tomography dose optimization: the impact of iterative reconstruction on image quality and radiation dose. Journal of Computer Assisted Tomography, 37(6), 924–931.

reformations from isotro- pic voxels at multi-detector row CT. Radiology, 235, 879–885.

Pratx, G., & Xing, L. (2011). GPU computing in medical physics: a review. Medical Physics, 38(5), 2685–2687.

Primak, A. N., McCollugh, C. H., Bruesewitz, M. R., Zhang, J., & Fletcher, J. G. (2006). Relationship between noise, dose, and pitch in cardiac multi-detector row CT. Radiographics, 26, 1785–1794.

Qin, J., Liu, L. Y., Fang, Y., et al. (2012). 320-detector CT coronary angiography with prospective and retrospec- tive electrocardiogram gating in a single heartbeat: comparison of image quality and radiation dose. British Journal of Radiology, 85, 945–951.

Saito, Y. (1998). Multislice x-ray CT scanner. Medical Review, 66, 1–8.

Shankar, J. J., & Lum, C. (2011). Whole brain CT perfu- sion on a 320-slice CT scanner. Indian Journal of Radio- logic Imaging, 21(3), 209–214.

Silva, A. C., et al. (2011). Dual-energy (spectral) CT: applications in abdominal imaging. Radiographics, 31, 1031–1046.

Silverman, P. M., et al. (1993). Helical vs spiral. American Journal of Roentgenology, 162, 1247.

Silverman, P. M., et al. (1994). Helical vs spiral. American Journal of Roentgenology, 162, 1247.

Sorantin, E., Riccabona, M., Stucklschweiger, G., Guss, H., & Fotter, R. (2013). Experience with volumetric (320 rows) pediatric CT. European Journal of Radiology, 82(7), 1091–1097.

Taguchi, K., & Aradate, H. (1998). Algorithm for image reconstruction in multislice helical CT. Medical Physics, 25, 550.

Mori, I. (1987). Computerized tomographic apparatus utilizing a radiation source. U.S. Patent No. 4630202.

Mori, S., Endo, M., Tsunoo, T., Kandatsu, S., et al. (2004). Physical performance evaluation of a 256-slice CT- scanner for four-dimensional imaging. Medical Physics, 31, 1348–1356.

Mori, S., Endo, M., Komatsu, S., Kandatsu, S., Yashiro, T., & Baba, M. (2006a). A combination-weighted Feld- kamp-based reconstruction algorithm for cone-beam CT. Physics in Medicine and Biology, 51, 3953–3965.

Motosugi, U., Ichikawa, T., & Sou, H. (2012). Multi-organ perfusion CT in the abdomen using a 320-detector row CT scanner: preliminary results of perfusion changes in the liver, spleen, and pancreas of cirrhotic patients. European Journal of Radiology, 81(10), 2533–2537.

Napel, S. A. (1995). Basic principles of spiral CT. In E. D. Fishman, & R. B. Jeffrey, Jr. (Eds.), Spiral CT: principles, techniques, and clinical applications. New York: Raven Press.

Oxford English Dictionary. (2008). http://oed.com. Ac- cessed September 19, 2008.

Ozaki, M. (1995). Development of a real-time reconstruction system for CT fluorography. Toshiba Med Rev, 53, 12–17.

Paulson, E. K., Jaffe, T. A., Thomas, J., Harris, J. P., & Nelson, R. C. (2004). MDCT of patients with acute abdominal pain: a new perspective using coronal refor- mations from submillimeter isotropic voxels. American Journal of Roentgenology, 183, 899–906.

Paulson, E. K., Harris, J. P., Jaffe, T. A., Haugan, P. A., & Nelson, R. C. (2005). Acute appendicitis: added diagnostic value of coronal