



ماموگرافی

به طور کلی هر دستگاه ماموگرافی از چهار جزء اصلی تشکیل شده است:

1. تیوب اشعه X

2. کمپرسور

3. سیستم گیرنده تصویر

4. صفحه کنترل عوامل تابش



اصول فیزیک دستگاه ماموگرافی

اساس اشعه X از یک کاتد و یک آند تشکیل می شود که داخل یک حباب شیشه ای و خالی از هوا قرار گرفته است. با ایجاد اختلاف پتانسیل بین آند و کاتد و ایجاد میدان الکتریکی قوی حاصل از آن ، الکترونهای سطح کاتد شتاب یافته و با سرعت به آند برخورد می کنند(بمباران الکترونی).

کمتر از ۲ درصد الکترونها پس از برخورد به سطح آندبه لایه های مداری اتمهای آند نفوذ می کنند و در اثر جاذبه هسته اتم در آند متوقف شده یا تغییر مسیر می دهند مقداری از انرژی جنبشی آنها به صورت فوتونهای اشعه X آزاد می شود و به این دلیل در اصطلاح به آن اشعه ترمزی می گویند.

در یک لامپ اشعه X باافزایش اختلاف پتانسیل ، تعداد الکترونهای شتاب گرفته هم افزایش پیدا می کندو این افزایش ادامه می یابد تا زمانی که پس از آن با بالاتر بردن اختلاف پتانسیل تعداد الکترونهای ساطع شده ثابت بماند. به این نقطه کار تیوب اشعه X **نقطه اشباع** گفته می شود

اصول فیزیکی دستگاه ماموگرافی

در تیوبهای جدید ، آند به صورت صفحه ای از جنس بسیار مقاوم در برابر گرما ساخته می شود. به منظور افزایش سطح برخورد الکترونها، آند را به کمک یک موتور الکتریکی می چرخانند تا به این ترتیب در هر لحظه یک نقطه از محیط دایره در مقابل الکترونهای شتابدار ساطع شده قرار گیرد و سطح کوچک آند افزایش می یابد. لامپ آند دوار در دستگاههای مدرن تصویر برداری امروزی مانند آنژیو گرافی، فلوروسکوپی، رادیولوژی معمولی، CT اسکن و ماموگرافی به کار می رود. سطحی از آند که از آن تشعشع ساطع می شود، **نقطه کانونی (focal spot)** نام دارد. هر قدر این سطح کوچکتر باشد، رزولوشن تصویر بهتر خواهد بود. از طرف دیگر با کوچکتر شدن اندازه نقطه کانونی احتمال صدمه آند به دلیل گرمای زیاد افزایش یافته و در نهایت موجب کاهش طول عمر تیوب می شود

مشکلات ماموگرافی

موضوع تابش پرتوهای یون ساز X و خطر آن برای بیماران همواره مهمترین ریسک در کار با دستگاه ماموگرافی است.

به صورت تئوری نشان داده شده است که هر بار تابش به میزان ۴ در میلیون احتمال ابتلا را افزایش می دهد.

احتمال ابتلای فرد به سرطان سینه در حالت معمولی ۱۵۰۰ در میلیون است بنابراین افزایش ریسک چندان زیاد نیست . با اینحال برای حل این مشکل به تازگی روشهایی ارائه شده است که از اولتراسوند یا لیزر برای ماموگرافی استفاده می کنند.

فواید ماموگرافی

با توجه به اینکه دستگاه ماموگرافی از اشعه X استفاده می کند، آیا احتمال ابتلا به سرطان از این طریق بالا نمی رود؟

با در نظر گرفتن این نکته که سیستم های ماموگرافی جدید برای این کار طراحی شده اند، دز دریافتی بیمار بسیار ناچیز است.

بررسی ها نشان می دهند که دز لازم جهت ایجاد سرطان ۱۰۰ تا ۱۰۰۰ بار بیشتر از دز معمول ماموگرافی است.





سی تی اسکن

تاریخچه سی تی اسکن:

در سال ۱۹۱۷ میلادی یک ریاضیدان اتریشی به نام رادون ثابت کرد که یک شیء دو یا سه بعدی را می توان با گرفتن بینهایت

عکس از آن در جهات مختلف به تصویر کشید که پایه ای برای سی تی اسکن محسوب می شد. در سال ۱۹۵۶ دانشمندی به نام بارسول نقشه خورشیدی از تصاویر شعاع ها درست کرد. در سال ۱۹۶۱ الدندر ف و در سال ۱۹۶۳ آلن کورماک اندیشه هایی از سی تی اسکن را فهمیده و مدلهایی در حد آزمایشگاهی ساخته اند. در سال ۱۹۶۸ kuhl و ادواردز یک دستگاه اسکن مکانیکی برای تصویری از هسته ساخته اند که موفق بودند، اما نتوانستند کار خود را در حد رادیولوژی تشخیصی، توسعه دهند تا اینکه در سال ۱۹۷۰ اصول ریاضی گفته شده توسط ریاضیدان انگلیسی God feryhaunsfield به کار گرفته شد و توانست یک دستگاه سی تی اسکن را بسازد و جهت مصرف بالینی معرفی کند. در سال ۱۹۷۹ جایزه نوبل بطور مشترک به پروفسور کورماک و هانسفیلد تعلق گرفت

سی تی اسکن

اهداف سی تی اسکن:

- پیشرفت وضوح تصویر
- اندازه گیری تفاوت‌های کوچک در تصویر دریافتی از بافتهای مختلف بدن
- نوسازی و بازسازی تصویر و حل مسائل رادیوگرافی عمومی

هدف اصلی CT به دست آوردن تعداد زیادی پروجکشن (طرح) از اطراف بیمار است تا پس از بازسازی امکان نمایش یک برش دوبعدی از اطلاعات سه بعدی را فراهم کند. یک ردیف آشکارساز به طریقی قرار می گیرند که در هر مرحله جمع آوری اطلاعات , پروجکشن ها (طرحها) در طول یک خط از یک لایه داخل بدن بیمار به دست آید و برای لایه های بعدی , تختی که بیمار روی آن قرار گرفته به طرف سر یا پا کمی حرکت می کند. حدود ۶۰۰ نقطه یا بیشتر اطلاعات از هر پروجکشن حاصل می شود و تعدادی با تغییر زاویه اطراف بافت حاصل می شود.

نمایش اطلاعات پروجکشن را روی یکدیگر **تصویر سینوگرام** می نامند.

اجزای اصلی دستگاه سی تی اسکن



1. گانتری شامل: لامپ اشعه X , تجهیزات کلیماتور , آشکارساز
2. ژنراتور اشعه X
3. میز با حرکت دهنده ها(درایوها) موتوری با کنترل و موقعیت یابی دقیق نسبت به پرتو
4. کنسول جهت عملکردهای مختلف پیچیده انتخاب و نمایش
5. کامپیوتر به منظور دستکاری , بازسازی , نمایش و پردازش سیگنالهای آشکار شده
6. حافظه کامپیوتر جهت ذخیره سازی و بازیابی اطلاعات
7. دستگاه چاپ یا هارد کپی با استفاده از تصویر گیرنده لیزری
8. تجهیزات پایدار کننده دما و رطوبت

گانتري

این بخش اصلی ترین و مهم ترین بخش دستگاه است که مجموعه تیوب اشعه X و آشکارسازها در آن قرار دارند.

گانتري شامل تیوب , دتکتورها, فیلترها, کلیماتورها, و مبدل آنالوگ به دیجیتال(ADC) می باشد.

گانتري دارای دوبخش کلی است:

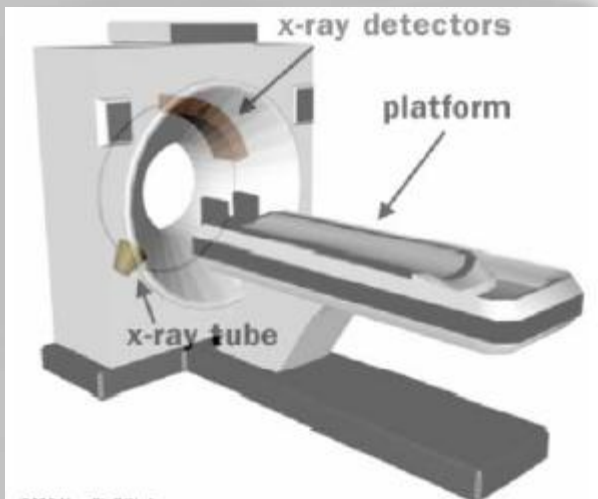
1) قسمت دوار

مجموعه تیوب و آشکارسازها و ضمايم آنها در این

قسمت هستند

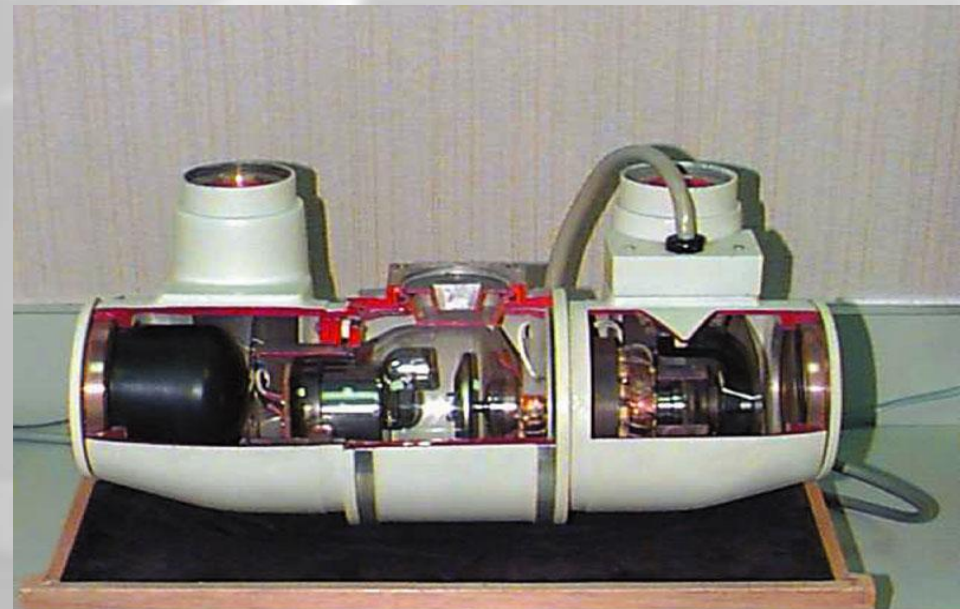
1) قسمت ثابت

در این قسمت کلیه مدارهای رابط و مسیرهای ارتباطی بین قسمت دوار و دیگر بخشهای دستگاه قرار دارد.

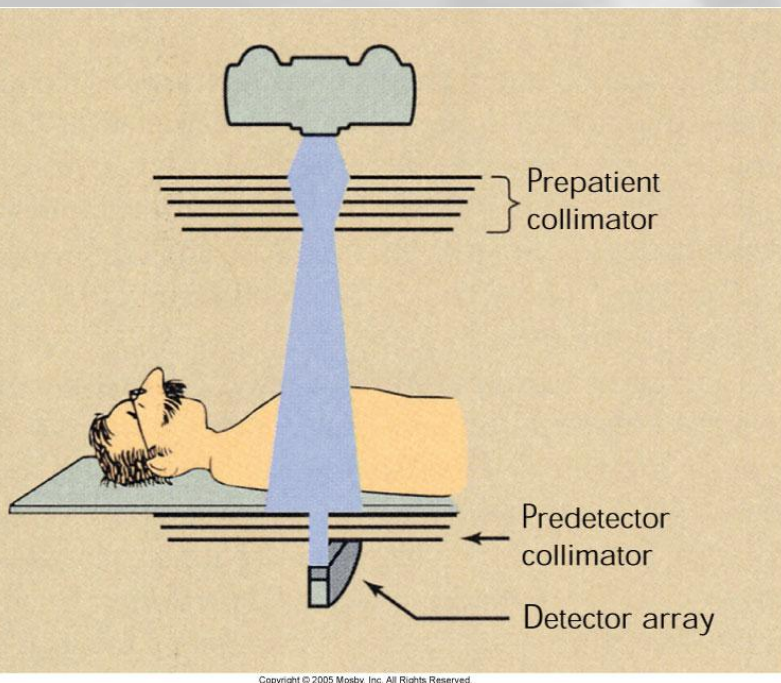


تیوبهای CT

- تیوب اشعه X جهت دستگاه CT اسکن شبیه به تیوب دستگاه رادیوگرافی است با این تفاوت که جهت هدایت حرارتیهای بیش از حد و بالاتر طراحی شده است
- در قسمت عقب آن یک target سرامیکی قرار گرفته است، که باعث کاهش وزن تیوب می شود.



کلیماتور CT



- مسیر پرتو و سیستم کلیمیشن دستگاهی با پرتو پره ای شکل و با آشکارسازهای دوار می باشد.
- سیستم کلیمیشن در سمت تیوب تا حد امکان به بیمار نزدیک است و کمک می کند تا دز دریافتی بیمار تا حد لازم محدود گردد.
- کلیماتور باید ساختار بی نهایت دقیقی داشته باشد و اگر درجه بندی آن با فواصل مساوی از یکدیگر نباشد یا خطای مکانیکی بزرگی وجود داشته باشد بلافاصله تصویر تحت تاثیر قرار گرفته و آرتیفکت هایی در آن ایجاد می شود.

تخت بیمار

- وظیفه عمده تخت , حرکت دادن بیمار در زمان اسکن است.
- چهار جهت حرکت تخت شامل حرکت به سمت گانتری و در جهت دور شدن از گانتری و بالا و پایین شدن تخت است.
- ارتفاع تخت قبل از شروع اسکن تعیین می شود و در زمان اسکن , تخت بالا و پایین نمی شود.
- کاربر باید ارتفاع تخت را به گونه ای تنظیم کند که ناحیه مورد نظرش در مرکز دایره گانتری قرار گیرد تا تصویر به دست آمده به طور کامل حاصل شود.
- میزان مانور تخت در جهت افقی در حدود ۲ متر و در جهت عمودی ۱ متر است.

میز

- وسیله ای اتوماتیک است که با کامپیوتر و گانتری لینک شده است.
- جهت افزایش حرکت پس از هر بار اسکن مطابق با تکنولوژی مورد نیاز طراحی شده است.
- دقت و اعتبار حرکات میز جهت کیفیت و دقت تصاویر بسیار ضروری است
- میزهای CT بیشترین محدودیت وزنی را دارند.

کنسول اپراتور

- محلی است که کارشناس , اسکن دریافتی از بیمار را کنترل می کند و شامل کی برد , مانیتور می باشد.
- می توان گفت که کنسول کاربر علاوه بر کنترل کل سیستم CT اسکن , وظیفه پردازش اطلاعات وارد شده از واحد دریافت داده و بازسازی تصاویر را به عهده دارد.
- این قسمت واسطه ای بین سیستم و کاربر است به گونه ای که کاربر تمامی فرامین مورد نظر خود اعم از مشخصات اسکن شامل میزان KV , MA , سرعت اسکن , ضخامت اشعه یا ضخامت تصویر را نیز از طریق آن انجام می دهد.



صفحه نمایش مانیتور

- برای اینکه تصویر CT روی یک مانیتور CRT به شکل قابل تشخیص باشد , دیتای CT دیجیتال باید به صورت تصویر gray – scale مشخص شود.
- هر تعداد CT دیجیتال ماتریسی است که به یک ولتاژ آنالوگ تبدیل می شود.



مراحل عملکردی دستگاه CT اسکن

- مراحل عملکردی دستگاه CT اسکن را می توان به ترتیب زیر تقسیم بندی کرد:

(1 دریافت داده (Data Acquisition System

(2 پردازش داده (Data Processing

(3 نمایش تصاویر (Image Display

(4 ذخیره و مستندسازی اطلاعات

