

جهت خرید فایل word به سایت www.kandoo.cn.com مراجعه کنید
یا با شماره های ۰۹۳۶۶۰۲۷۴۱۷ و ۰۹۳۶۶۴۰۶۸۵۷ و ۰۶۶۴۱۲۶۰-۰۵۱۱ تماس حاصل نمایید

موضوع :

کاربرد سی تی اسکن ها در علم پزشکی و سیر تکاملی آنها

بررسی سی تی اسکن با اشعه الکترون EBCT و مزایای آن

(سی تی اسکن) ELECTRON Beam Computed Tomography (EBCT)

(EBCT) ELECTRON Beam Computed Tomography

با اینکه ظهور دستگاه CT اسکن و عرضه انواع spiral و multislice آن ابزار توانمندی را برای تصویربرداری از اندامهای درون بدن فراهم کرده اند، ولی هنوز هم تصویربرداری از اندامهای متحرک مثل قلب یکی از محدودیتهای این ابزار است. هر نوع حرکتی در حین تصویربرداری باعث ایجاد آرتیفکت و ناواضحی و در نتیجه کاهش قدرت تفکیک فضایی می شود.

با پیشرفت سیستم های CT زمان لازم برای اسکن کوتاهتر می شد ولی هنوز هم این زمان برای تصویربرداری از قلب به اندازه کافی کم نبود زیرا برای تصویربرداری از قلب زمانهایی در حد یک دهم ثانیه یا کمتر لازم است تا آرتیفکت های ناشی از حرکت ایجاد نشود. این محدودیت با استفاده از CT اسکن با اشعه الکترونی (EBCT) رفع شد

EBCT یک سیستم CT اسکن با سرعت بسیار زیاد است که مخصوص تصویربرداری از قلب در حال ضربان طراحی شده است. EBCT با عناوینی همچون CineCT، Fifth generation CT، Scanning electron beam CT و ultra fast CT نامیده می شود. - مراحل تکامل اسکنر EBCT اساس و کارکرد اسکنر EBCT برای اولین بار توسط Douglas Boyd و colleagues در سال ۱۹۷۹ در نتیجه تحقیقات انجام شده در دانشگاه کالیفرنیا واقع در سانفرانسیسکو در دهه هفتاد میلادی بیان گردید.



در سال ۱۹۸۳ شرکت Imatron اسکنر CT بسیار سریع Boyd را برای تصویربرداری از قلب و سیستم گردش خون بهبود بخشید. در آن زمان این دستگاه با نامهایی چون cardiovascular computed tomography (CVCT) یا CineCT شناخته می شد. امروزه این دستگاه EBCT نامیده می شود و انتظار می رود در آینده ای نزدیک تعداد بسیار بیشتری از این دستگاه ها مورد استفاده قرار گیرد. (تا

اواخر سال ۲۰۰۰ میلادی تعداد ۲۵ دستگاه EBCT در امریکا و ۳۰ دستگاه نیز در اروپا و آسیا مورد استفاده قرار گرفته اند (توانمندی های بالقوه EBCT موجب تولید تصاویری با قدرت تفکیک بالا از اندامهای متحرک مثل قلب بدون آرتی فکت ناشی از حرکت می شود .

از این اسکنر می توان برای تصویربرداری از قلب و سایر قسمتهای بدن در کودکان و بزرگسالان استفاده کرد زیرا طراحی این دستگاه امکان جمع آوری اطلاعات را ده برابر سریعتر از CT های مرسوم فراهم کرده است .

اصول و اجزاء EBCT طراحی سیستم EBCT با CT های مرسوم متفاوت است که این تفاوتها در زیر آورده شده است:

۱- مبنای اسکنر EBCT استفاده از فن آوری اشعه الکترونی است و در این سیستم ها تیوب اشعه X وجود ندارد.

۲- در این سیستم ها حرکات مکانیکی در اجزاء دستگاه وجود ندارد

۳- نحوه جمع آوری اطلاعات در EBU با CT های مرسوم متفاوت است . در انتهای دستگاه EBCT یک تفنگ الکترونی قرار دارد که یک دسته الکترونی با انرژی ۱۳۰ کیلو الکترون ولت تولید می کند.

این دسته الکترونی بوسیله یک کویل الکترومغناطیسی شتاب می گیرد و کانونی می شود که با یک زاویه معین منحرف می شود و به یکی از چهار حلقه هدف تنگستنی برخورد می کند . حلقه های هدف ثابت هستند و شعاع آنها ۹۰ cm است که یک قوس ۲۱۰ درجه را تشکیل می دهند . شعاع الکترونی در طول حلقه هدایت می شود که می تواند به صورت منفرد یا به صورت توالی به کار رود .

در نتیجه پخش حرارت مشکلی مانند آنچه در سیستمهای CT اسکن مرسوم وجود دارد ایجاد نمی کند . وقتی که شعاع الکترونی با هدف تنگستنی برخورد می کند اشعه X تولید می شود . محدود کننده ها

دسته اشعه X تولید شده را به شکل یونی در می آورند که از یون بیمار عبور می کنند . که در یک میدان اسکن ۴۷ سانتی متر قرار دارد تا به دکتورها به صورت یک قوس در دو ردیف کنار هم قرار

گرفته اند برخورد کنند . دکتورها در مقابل حلقه تنگستنی قرار دارند و در دو ردیف جداگانه قرار گرفته اند که شعاع آنها ۶۷/۵ سانتی متر است که تشکیل یک قوس ۲۱۶ درجه را می دهند . ردیف

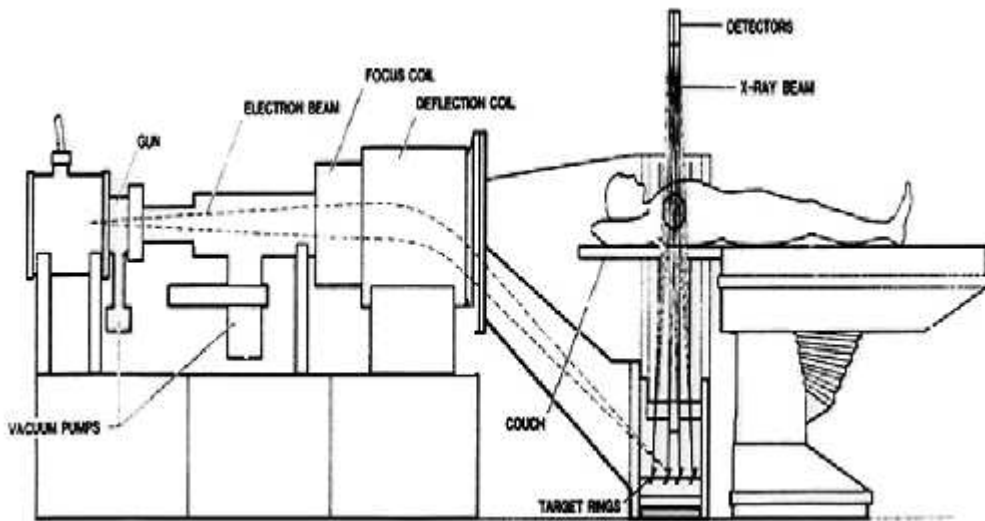
اول شامل ۸۶۴ دکتور است که اندازه هر کدام نصف دکتورهای حلقه دوم است که ۴۳۲ دکتور دارد . این نحوه قرارگیری دکتورها این امکان را فراهم می کند که در زمان استفاده از یکی از حلقه

های هدف اطلاعات مربوط به دو مقطع جمع آوری شود وقتی به طور متوالی از هر چهار حلقه استفاده می شود می توان اطلاعات مربوط به هشت مقطع را جمع آوری کرد . دکتورها از مواد جامد که

شامل کریستالهای لومینسانت و کادمیوم تنگستن هستند تشکیل شده اند (که اشعه X را به نور تبدیل می کنند) این قسمت به یک سلیکونی چسبیده است که نور را به جریان تبدیل می کند که خود این

جهت خرید فایل word به سایت www.kandooon.com مراجعه کنید
یا با شماره های ۰۹۳۶۶۰۲۷۴۱۷ و ۰۹۳۶۶۴۰۶۸۵۷ و ۰۶۶۴۱۲۶۰-۵۱۱ تماس حاصل نمایید

قسمت نیز به یک پیش تقویت کننده متصل است . خروجی دتکتورها به سیستم جمع آوری اطلاعات
(DAS) data acquisition system فرستاده میشود



توموگرافی (سی تی اسکن)

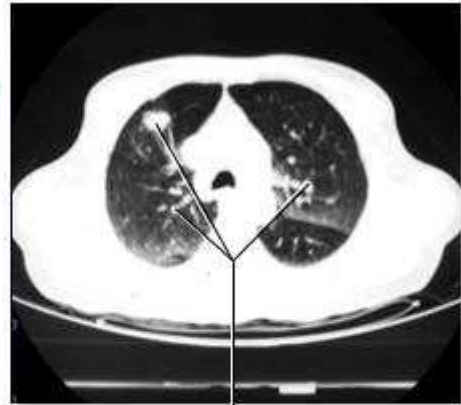
توموگرافی

- سیستمهای توموگرافی حرکتی:

اطلاعات مربوط به عمق را در بر دارد و در همه سطوح به جز سطح مورد نظر، عدم وضوح یا رنگ باختگی حرکت عمومی ایجاد می کند.



Sectional view
through chest
seen from below



Bronchial cancer (white areas)
in the lung (black area)

ADAM.

در این روش لوله اشعه ایکس و فیلم را حول محوری واقع در صفحه مورد نظر از بدن حرکت میدهند. و اسکن به صورت خطی یا پیچشی یا دایره ای صورت می گیرد. قدرت این روش برای جدا کردن یک روش خاص محدود است چون فقط می تواند صفحات غیر دلخواه را کم رنگ کند. کیفیت وضوح تصویر با رادیوگرافی معمولی فرقی ندارد. توموگرافی محوری کامپیوتری این مزیت را دارد که قادر به تولید تصویر ایزوله از یک قسمت و حذف کامل قسمت‌های دیگر است.

– اسکنرهای توموگرافی محوری کامپیوتری (CAT)

– محاسن:

۱. به دلیل تولید تصاویر مقطعی مستقل عوامل تداخلی سطح دلخواه را کاهش نمیدهند.
۲. فقط قسمت مورد نظر پرتودهی می شود، در نتیجه دوز اشعه ایکس کم است.
۳. اختلافات تضعیف بافتی کمتر از یک درصد را می توان مشاهده کرد.

۱، ۱، ۲. CT اسکن

مقطع نگاری کامپیوتری:

اسکنر آن انقلابی در عرصه پزشکی بوجود آورده است زیرا این اسکنر تصویر را به طور معمول ثبت نمیکند. در این اسکنر هیچ گیرنده تصویر عمومی مثل فیلم یا تیوب تقویت کننده تصویر وجود ندارد در این جا بیمار مستقیماً در عرض باریکه پرتو X قرار میگردد. پرتو تشکیل دهنده تصویر تضعیف شده بوسیله آشکار ساز اندازه گیری میگردد. حاصل این اندازه گیر به یک کامپیوتر فرستاده می شود، سپس کامپیوتر سیگنال رسیده از آشکار ساز را تحلیل کرده و تصویر را بازسازی می کند و تصویر نهایی را بر روی یک نمایشگر نشان می دهد. این تصویر را می توان برای ارزیابی های بعدی به صورت عکس در آورد. بازسازی تصویری که از برش عرضی آناتومی بدن بدست آمده با استفاده از الگوریتم صورت میگردد کیفیت تصویری که از اسکنرهای آن بدست می آید و بسیار بیشتر از رادیوگرافی معمولی است. اصول عملکرد:

هنگامی که با تکنیک رادیوگرافی معمولی محدوده شکم به تصویر کشیده می شود تصویر به طور مستقیم بر روی گیرنده تصویر به وجود می آید که این تصویر دارای کنتراست نسبتاً کمی است. تصویر به اندازه مورد نظر واضح نیست زیرا همه ساختارهای آناتومی داخل شکم بر روی هم افتاده اند. برای مشاهده بهتر یک ساختار شکم مثل کلیه ها مقطع نگاری معمولی (conventional tomography) را میتوان مورد استفاده قرار داد در مقطع نگاری معمولی به علت اینکه ساختارهایی که بالا و پایین ساختار مورد نظر قرار دارند محو می شوند ساختار مورد نظر دارای کنتراست بیشتری خواهد بود و ضمناً تصاویر کمتر دچار تیرگی و محو شدگی خواهد بود مقطع نگاری معمولی مقطع نگاری محوری (axial tomography) است زیرا صفحه تصویر موازی با محور طولی بدن است که نتیجه این امر تصاویر coronal و sagittal است. در آن تصویر بصورت عرضی یا مقطعی است و تصویر عمود بر محور طولی بدن است.

منبع پرتو ایکس و آشکار ساز به گونه ای به یکدیگر متصل می شوند که همزمان با هم حرکت کنند. هنگامی که منبع آشکار سازی جاروب روی مقطع عرضی بیمار را انجام میدهد ساختارهای داخلی بدن بنابر چگالی جرمی و عدد موثرشان باریکه پرتو X را تضعیف می کنند. شدت پرتو گرفته شده

توسط آشکار ساز مطابق با الگوی تضعیف یک intensity profile را تشکیل می دهد با تکرار حرکت انتقالی منبع آشکار ساز تعداد بیشتری protection بدست می آید. سپس این داده های بدست آمده برای پردازش و بازسازی تصویر به کامپیوتری فرستاده می شود.

اسکن با اشعه الکترونی (EBCT) (سی تی اسکن)

EBCT << ELECTRON Beam Computed Tomography

CT اسکن با اشعه الکترونی (EBCT)

با اینکه ظهور دستگاه CT اسکن و عرضه انواع spiral و mutislice آن ابزار توانمندی را برای تصویربرداری از اندامهای درون بدن فراهم کرده اند ، ولی هنوز هم تصویربرداری از اندامهای متحرک مثل قلب یکی از محدودیتهای این ابزار است . هر نوع حرکتی در حین تصویربرداری باعث ایجاد آرتیفکت و ناوضوحی و در نتیجه کاهش قدرت تفکیک فضایی می شود .

با پیشرفت سیستم های CT زمان لازم برای اسکن کوتاهتر می شد ولی هنوز هم این زمان برای تصویربرداری از قلب به اندازه کافی کم نبود زیرا برای تصویربرداری از قلب زمانهایی در حد یک دهم ثانیه یا کمتر لازم است تا آرتیفکت های ناشی از حرکت ایجاد نشود . این محدودیت با استفاده از CT اسکن با اشعه الکترونی (EBCT) رفع شد. EBCT یک سیستم CT اسکن با سرعت بسیار زیاد است که مخصوص تصویربرداری از قلب در حال ضربان طراحی شده است . BECT با عناوینی همچون CineCT ، Fifth.generationCT ، Scanning electron beam CT و ultrafast CT نامیده می شود . - مراحل تکامل اسکنر EBCT اساس و کارکرد اسکنر EBCT برای اولین بار توسط colleagues و Douglas Boyd در سال ۱۹۷۹ در نتیجه تحقیقات انجام شده در دانشگاه کالیفرنیا واقع در سانفرانسیسکو در دهه هفتاد میلادی بیان گردید .

در سال ۱۹۸۳ شرکت Imatron اسکنر CT بسیار سریع Boyd را برای تصویربرداری از قلب و سیستم گردش خون بهبود بخشید . در آن زمان این دستگاه با نامهایی چون cardiovascular computed tomography (CVCT) یا CineCT شناخته می شد . امروزه این دستگاه EBCT نامیده می شود و انتظار می رود در آینده ای نزدیک تعداد بسیار بیشتری از این دستگاه ها مورد استفاده قرار گیرد . (تا اواخر سال ۲۰۰۰ میلادی تعداد ۲۵ دستگاه EBCT در امریکا و ۳۰ دستگاه نیز در اروپا و آسیا مورد استفاده قرار گرفته اند) توانمندی های بالقوه EBCT موجب تولید تصاویری با قدرت تفکیک بالا از اندامهای متحرک مثل قلب بدون آرتی فکت ناشی از حرکت می شود .

از این اسکنر می توان برای تصویربرداری از قلب و سایر قسمتهای بدن در کودکان و بزرگسالان استفاده کرد زیرا طراحی این دستگاه امکان جمع آوری اطلاعات را ده برابر سریعتر از CT های مرسوم فراهم کرده است .

- اصول و اجزاء EBCT طراحی سیستم EBCT با CT های مرسوم متفاوت است که این تفاوتها در زیر آورده شده است :

۱- مبنای اسکتر EBCT استفاده از فن آوری اشعه الکترونی است و در این سیستم ها تیوب اشعه X وجود ندارد .

۲- در این سیستم ها حرکات مکانیکی در اجزاء دستگاه وجود ندارد . ۳

- نحوه جمع آوری اطلاعات در EBU با CT های مرسوم متفاوت است . در انتهای دستگاه EBCT

یک تفنگ الکترونی قرار دارد که یک دسته الکترونی با انرژی ۱۳۰ کیلو الکترون ولت تولید می کند .

این دسته الکترونی بوسیله یک کویل الکترومغناطیسی شتاب می گیرد و کانونی می شود که با یک

زاویه معین منحرف می شود و به یکی از چهار حلقه هدف تنگستنی برخورد می کند . حلقه های هدف

ثابت هستند و شعاع آنها ۹۰ cm است که یک قوس ۲۱۰ درجه را تشکیل می دهند . شعاع الکترونی

در طول حلقه هدایت می شود که می تواند به صورت منفرد یا به صورت توالی به کار رود . در نتیجه

پخش حرارت مشکلی مانند آنچه در سیستمهای CT اسکن مرسوم وجود دارد ایجاد نمی کند . وقتی

که شعاع الکترونی با هدف تنگستنی برخورد می کند اشعه X تولید می شود . محدود کننده ها دسته

اشعه X تولید شده را به شکل یونی در می آورند که از یون بیمار عبور می کنند . که در یک میدان

اسکن ۴۷ سانتی متر قرار دارد تا به دتکتورها به صورت یک قوس در دو ردیف کنار هم قرار گرفته

اند برخورد کنند . دتکتورها در مقابل حلقه تنگستنی قرار دارند و در دو ردیف جداگانه قرار گرفته اند

که شعاع آنها ۶۷/۵ سانتی متر است که تشکیل یک قوس ۲۱۶ درجه را می دهند . ردیف اول شامل

۸۶۴ دتکتور است که اندازه هر کدام نصف دتکتورهای حلقه دوم است که ۴۳۲ دتکتور دارد . این

نحوه قرار گیری دتکتورها این امکان را فراهم می کند که در زمان استفاده از یکی از حلقه های هدف

اطلاعات مربوط به دو مقطع جمع آوری شود وقتی به طور متوالی از هر چهار حلقه استفاده می شود

می توان اطلاعات مربوط به هشت مقطع را جمع آوری کرد . دتکتورها از مواد جامد که شامل

کریستالهای لومینسانت و کادمیوم تنگستن هستند تشکیل شده اند (که اشعه X را به نور تبدیل می کنند

(این قسمت به یک سلیکونی چسبیده است که نور را به جریان تبدیل می کند که خود این قسمت نیز

به یک پیش تقویت کننده متصل است . خروجی دتکتورها به سیستم جمع آوری اطلاعات data

(DAS (acquisition system) فرستاده میشود .

سی تی اسکن (CT-SCAN)

این شیوه تصویر برداری در حقیقت به معنی تصویر گیری مقطعی و عرضی از اعضای بدن می باشد. اما دارای اسامی مختلفی است که از آن جمله می توان به CAT مخفف کلمات Computerized Axial Tomography به معنی توموگرافی کامپیوتری محوری می باشد. CTAT مخفف کلمات Computerized Axial Tomography به معنی توموگرافی کامپیوتری عرضی محوری می باشد. CTR مخفف کلمات computerized trans Recanstration، CDT مخفف کلمات Tomography computerized Digital به معنی توموگرافی دیجیتالی کامپیوتری می باشد. اما نام ترجیحی آن که در کتابها و کاربردهای پزشکی بکار می رود کلمه CT اسکن مخفف کلمات tomography scan computerized می باشد که کلمه scan اسکن به معنی تقطیع کردن و واژه Tomo به معنی برش یا قطعه و graphy به معنی شکل و ترسیم است، گرفته شده است. در اصل به معنی تصویر گیری از برشهای قطع شده از یک عضو به صورت کامپیوتری می باشد.



ساختمان یک دستگاه سی تی اسکن

یک دستگاه اسکن توموگرافی کامپیوتری از یک میز برای قرار گرفتن بدن بیمار، یک گانتری که سر بیمار در آن قرار می گیرد، یک منبع تولید اشعه ایکس، سیستمی برای آشکار کردن تشعشع خارج شده از بدن، یک ژنراتور اشعه ایکس، یک کامپیوتر برای بازسازی تصویر و کنسول عملیاتی که تکنولوژیست رادیولوژی بر آن قرار می گیرد، تشکیل شده است.

اصول کار دستگاه سی تی اسکن

پس از اینکه بدن بیمار بر روی میز و سر آن در گانتری قرار گرفت و شرایط دستگاه بر حسب ناحیه مورد تصویر برداری تنظیم شد، یک دسته پرتو ایکس توسط کولیماتور (محدود کننده دسته اشعه) به صورت یک باریکه در آمده و از بدن بیمار رد می شود (پالس می شود). مقداری از انرژی اشعه هنگام عبور از بدن جذب و باقیمانده اشعه با عنوان پرتو خروجی که از بدن بیمار عبور می کند توسط آشکار سازی که مقابل دسته پرتو ایکس قرار دارد، اندازه گیری شده و بعد از تبدیل به زبان کامپیوتری در حافظه کامپیوتر ذخیره می شود. بلافاصله پس از اینکه اولین پالس اشعه بطرف بیمار فرستاده و اندازه گیری شد و لامپ اشعه ایکس یک حرکت چرخشی بسیار کم انجام داد، دسته پرتو ایکس دوباره پالس شده، مجدداً اندازه گیری می شود و در حافظه کامپیوتر ذخیره می گردد.

این مرحله چند صد یا چند هزار بار بسته به نوع دستگاه تکرار می شود تا تمام اطلاعات مربوط به عضو مورد نظر در حافظه کامپیوتر ذخیره شود. کامپیوتر میزان اشعه ای را که هر حجم معینی از بافت جذب می کند، اندازه گیری می کند. این حجم بافتی را واکسل (Voxel) می نامند که مشابه چند میلیمتر مکعب از بافت بدن می باشد. در سی تی اسکن یک لایه مقطعی از بدن به این واکسلهای ریز تقسیم می شود، که با توجه به مقدار جذب اشعه ای که توسط هر کدام از این واکسلها صورت می گیرد، یک شماره نسبت داده می شود. این شماره ها نیز بر روی تصویر که بر صفحه تلویزیون مانند کامپیوتر می افتد، یک چگالی با معیار خاکستری (از سفید تا سیاه) اختصاص داده می شود.

نمایش هر کدام از واکسلها را بر روی مونیتر یک پیکسل (Pixel) می گویند. یعنی واکسلها حجم سه بعدی و پیکسلها دو بعدی می باشند و هر چه تعداد پیکسلها بر روی مونیتر بیشتر باشد تصویر واضح تر و قابل تفکیک تر است. اعدادی که با توجه به مقدار جذب اشعه به هر بافت اختصاص داده می شود، را اعداد سی تی یا اعداد هانسفیلد می نامند. بطور مثال بافت چربی کمتر از بافت عضلانی و بافت عضلانی کمتر از بافت استخوانی اشعه را جذب می کند. بنابراین بطور مثال استخوان $+400$ ، آب صفر و چربی 50 و هوا 500 می باشد که هر چه مقدار این اعداد کمتر باشد، بر روی فیلم سی تی اسکن آن قسمت طبق معیار خاکستری بیشتر به سمت سیاهی تمایل دارد و برعکس هر چه عدد سی تی مثل استخوان بالا باشد تصویر به سمت سفیدی تمایل دارد. گاهی برای مشخص تر شدن اعضای که دارای چگالی شبیه به هم هستند از مواد کنتراست زا استفاده می شود که تفاوت را به خوبی مشخص کند.

کاربرد

تشخیص بیماریهای مغز و اعصاب

چون سی تی اسکن می تواند تفاوت بین خون تازه و کهنه را به تصویر بکشد، به همین دلیل برای نشان دادن موارد اورژانس بیماریهای مغزی بهترین کاربرد را دارد.

بیمارهای مادر زادی مانند بزرگی یا کوچکی جمجمه .
تشخیص تومورهای داخل جمجمه ای و خارج مغزی .
خونریزی در قسمت های مختلف مغز و سگته های مغزی .
تشخیص بیماری اعضای داخل شکمی مانند کبد ، لوزالمعده ، غدد فوق کلیوی.
بررسی بیماریهای ریه.
سی تی اسکن (CT-SCAN)

این شیوه تصویر برداری در حقیقت به معنی تصویر گیری مقطعی و عرضی از اعضای بدن می باشد. اما دارای اسامی مختلفی است که از آن جمله می توان به CAT مخفف کلمات Computerized Axial Tomography به معنی توموگرافی کامپیوتری محوری می باشد. CTAT مخفف کلمات Computerized trans Axial Tomography به معنی توموگرافی کامپیوتری عرضی محوری می باشد. CTR مخفف کلمات computerized trans Recanstration ، CDT مخفف کلمات computerized Digital Tomography به معنی توموگرافی دیجیتالی کامپیوتری می باشد. اما نام ترجیحی آن که در کتابها و کاربردهای پزشکی بکار می رود کلمه CT اسکن مخفف کلمات computerized tomography scan می باشد که کلمه scan اسکن به معنی تقطیع کردن و واژه Tomoگرافی از Tomo به معنی برش یا قطعه و graphy به معنی شکل و ترسیم است، گرفته شده است. در اصل به معنی تصویر گیری از برشهای قطع شده از یک عضو به صورت کامپیوتری می باشد.

دید کلی

اگر با یک درخواست سی تی اسکن ، به بخش سی تی اسکن یک بیمارستان مراجعه کرده باشید، شاید برای شما این سوال پیش آمده باشد که فرو رفتن در یک دستگاه تونل مانند و بی حرکت ماندن برای مدتی در داخل آن شما را دچار دلهره می کند یا نه. آیا با توجه به اخبارهای رادیو و تلویزیون راجع به خطرات اشعه ایکس خطری شما را تهدید می کند یا نه؟ یا اینکه چگونه یک کارشناس رادیولوژی بعد از قرار دادن شما در داخل دستگاه خود به اتاق دیگری رفته و از پشت یک شیشه بزرگ و یک کامپیوتر چه کاری انجام می دهد و با بلند گو با شما صحبت می کند؟

تاریخچه

در سال ۱۹۱۷ میلادی یک ریاضیدان اتریشی به نام رادون (J.Radon) ثابت کرد که یک شیئی دو یا سه بعدی را می توان با گرفتن بی نهایت 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 (Barcewell) نقشه خورشیدی از تصاویر شعاع ها درست کرد. در سال ۱۹۶۱ الدندرف (oldendorf) و در سال ۱۹۶۳ آلن کورمارک (Allencormarck) اندیشه هایی از سی تی اسکن را فهمیده و مدلهایی در حد آزمایشگاهی ساخته اند. در سال ۱۹۶۸ کول (kuhl) و ادواردز (Edwards) 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 ۷۲-۱۹۷۰ اصول ریاضی گفته شده توسط ریاضیدان انگلیسی (feryhaunsfield God) بکار 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 پروفیسور آلن کورمارک و گاد فری هانسفیلد تعلق گرفت.

سیر تحولی و رشد

مانند تمام رشته های تصویر گیری پزشکی (رادیولوژی) دستگاه های سی تی اسکن بطور مداوم تغییر کرده و بوسیله کارخانه ها و سازندگان مختلف پیش رفته است. دستگاه اولیه که بوسیله هانسفیلد و توسط شرکت EMI ساخته شده بود، فقط برای ارزیابی مغز طراحی شده بود، که دستگاه نسل اول یا EMI نام داشت. مدت زمان کوتاهی نگذشت که نسل دوم دستگاه های سی تی اسکن با امکانات بیشتر به بازار آمد و نسل سوم این دستگاه ها با امکاناتی از جمله کم شدن زمان تصویر گیری معرفی شد. هم اکنون نسل چهارم با سرعت خیلی بالا و امکانات بهینه و نتایج عالی موجود می باشد.

ساختمان یک دستگاه سی تی اسکن

یک دستگاه اسکن توموگرافی کامپیوتری از یک میز برای قرار گرفتن بدن بیمار، یک گانتری که سر بیمار در آن قرار می گیرد، یک منبع تولید اشعه ایکس، سیستمی برای آشکار کردن تشعشع خارج شده از بدن، یک ژنراتور اشعه ایکس، یک کامپیوتر برای بازسازی تصویر و کنسول عملیاتی که تکنولوژیست رادیولوژی بر آن قرار می گیرد، تشکیل شده است.

اصول کار دستگاه سی تی اسکن

پس از اینکه بدن بیمار بر روی میز و سر آن در گانتری قرار گرفت و شرایط دستگاه بر حسب ناحیه مورد تصویر برداری تنظیم شد، یک دسته پرتو ایکس توسط کولیماتور (محدود کننده دسته اشعه) به صورت یک باریکه در آمده و از بدن بیمار رد می شود (پالس می شود). مقداری از انرژی اشعه هنگام عبور از بدن جذب و باقیمانده اشعه با عنوان پرتو خروجی که از بدن بیمار عبور می کند توسط آشکار سازی که مقابل دسته پرتو ایکس قرار دارد، اندازه گیری شده و بعد از تبدیل به زبان کامپیوتری در

حافظه کامپیوتر ذخیره می‌شود. بلافاصله پس از اینکه اولین پالس اشعه بطرف بیمار فرستاده و اندازه‌گیری شد و لامپ اشعه ایکس یک حرکت چرخشی بسیار کم انجام داد، دسته پرتو ایکس دوباره پالس شده، مجدداً اندازه‌گیری می‌شود و در حافظه کامپیوتر ذخیره می‌گردد.

این مرحله چند صد یا چند هزار بار بسته به نوع دستگاه تکرار می‌شود تا تمام اطلاعات مربوط به عضو مورد نظر در حافظه کامپیوتر ذخیره شود. کامپیوتر میزان اشعه‌ای را که هر حجم معینی از بافت جذب می‌کند، اندازه‌گیری می‌کند. این حجم بافتی را واکسل (Voxel) می‌نامند که مشابه چند میلیمتر مکعب از بافت بدن می‌باشد. در سی تی اسکن یک لایه مقطعی از بدن به این واکسل‌های ریز تقسیم می‌شود، که با توجه به مقدار جذب اشعه‌ای که توسط هر کدام از این واکسل‌ها صورت می‌گیرد، یک شماره نسبت داده می‌شود. این شماره‌ها نیز بر روی تصویر که بر صفحه تلویزیون مانند کامپیوتر می‌افتد، یک چگالی با معیار خاکستری (از سفید تا سیاه) اختصاص داده می‌شود.

نمایش هر کدام از واکسل‌ها را بر روی مونیتور یک پیکسل (Pixel) می‌گویند. یعنی واکسل‌ها حجم سه بعدی و پیکسل‌ها دو بعدی می‌باشند و هر چه تعداد پیکسل‌ها بر روی مونیتور بیشتر باشد تصویر واضح‌تر و قابل تفکیک‌تر است. اعدادی که با توجه به مقدار جذب اشعه به هر بافت اختصاص داده می‌شود، را اعداد سی تی یا اعداد هانسفیلد می‌نامند. بطور مثال بافت چربی کمتر از بافت عضلانی و بافت عضلانی کمتر از بافت استخوانی اشعه را جذب می‌کند. بنابراین بطور مثال استخوان $+400$ ، آب صفر و چربی 50 و هوا 500 می‌باشد که هر چه مقدار این اعداد کمتر باشد، بر روی فیلم سی تی اسکن آن قسمت طبق معیار خاکستری بیشتر به سمت سیاهی تمایل دارد و برعکس هر چه عدد سی تی مثل استخوان بالا باشد تصویر به سمت سفیدی تمایل دارد. گاهی برای مشخص تر شدن اعضای که دارای چگالی شبیه به هم هستند از مواد کنتراست ز استفاده می‌شود که تفاوت را به خوبی مشخص کند.

کاربرد

تشخیص بیماریهای مغز و اعصاب

چون سی تی اسکن می‌تواند تفاوت بین خون تازه و کهنه را به تصویر بکشد، به همین دلیل برای نشان دادن موارد اورژانس بیماریهای مغزی بهترین کاربرد را دارد.

بیمارهای مادرزادی مانند بزرگی یا کوچکی جمجمه .

تشخیص تومورهای داخل جمجمه‌ای و خارج مغزی .

خونریزی در قسمت‌های مختلف مغز و سگته‌های مغزی .

تشخیص بیماری اعضای داخل شکمی مانند کبد، لوزالمعده، غدد فوق کلیوی.

بررسی بیماریهای ریه.

سی تی اسکن

Computed Tomography با نام CAT scan هم خانواده می شود و روشی است که طی آن یک سری تصاویر دوبعدی به دست آمده با اشعه X به تصاویر سه بعدی تبدیل می شوند. کلمه tomo از واژه tomos به معنی برش گرفته شده است. سیستم CT اسکن در سال ۱۹۷۲ توسط گاد فری نیوبلد هوزنفلد از آزمایشگاه مرکزی EMI اختراع شد. آلن مک لئود کدمارک از دانشگاه تافت نیز به طور جداگانه ای همین روش را ابداع کرده بود. این دو نفر به طور مشترک برنده جایزه نوبل سال ۱۹۷۹ شدند. اولین نوع اسکنرها، در انجام اسکن از مغز محدودیت هایی داشتند و در آنها منبع اشعه X به صورت یک امتداد باریک مداد مانند بود که روی یک یا دو آشکارساز ثابت شده بود. منبع اشعه X و آشکارسازها در وضعیتی متناسب با یکدیگر قرار داشتند و در امتداد بدن بیمار حرکت می کردند و طی این حرکت، چرخشی یک درجه ای نسبت به یکدیگر داشتند. در نسل دوم اسکنرها، تغییراتی در شکل منبع اشعه X و تعداد آشکارسازها به وجود آمد. منبع اشعه X به شکلی شبیه پنکه تغییر پیدا کرد و زمان اسکن به طور قابل ملاحظه ای کاهش یافت. در نسل سوم اسکنرها، تغییر اساسی در زمان اسکن به وجود آمد و امکان تشکیل تصویر نهایی همزمان با اسکن ایجاد شد. در این اسکنرها، منبع پنکه ای شکل اشعه X در امتداد ردیفی از آشکارسازها که در وضعیتی متناسب با منبع اشعه X قرار داشتند ثابت شده بود و سرعت اسکن از هر برش به ۱۰ ثانیه کاهش پیدا کرد.



پمپ تزریق سرنگ

کاربرد



- برای چه کار می رود؟

برای تزریق مایعات به بدن (همانند داروها، غذای مایع، گلوکز، محلول نمک و ...) استفاده می گردد.

اصول عملکرد

سرنگ پلاستیکی حاوی مایع در قسمت نگهدارنده قرار داده می شود، یک تیوب به همراه ست نگهدارنده (Giving Set) توسط یک سوزن یا کانولا (Cannula) به رگ بیمار یا مستقیماً به معده او متصل می گردد. هنگامیکه نرخ جریان مایع مشخص شد پمپ، پلانجر (Plunger) سرنگ را تحت فشار قرار داده تا مایع جریان پیدا کند. سرعت تزریق (حرکت پلانجر) وابسته به قطر سرنگ و نرخ جریان تنظیم شده برای پمپ است. زمانی که پمپ در حال کار است، میزان نرخ جریان، حجم و فشار مایع دائماً اندازه گیری شده و هرگاه خطایی در این پارامترها یا سایر پارامترهای دیگر رخ دهد، آلامر دستگاه اپراتور را آگاه خواهد نمود.

تزریق زیاد یا حتی کم یک دارو خاص ممکن است برای هر بیمار بسیار خطرناک باشد، سرنگ‌های پلاستیکی تولید شده توسط تولیدکننده‌های مختلف کاملاً با هم یکسان نیست، به همین دلیل پمپ‌ها برای کار با نوع (Brand) خاصی از سرنگ‌ها مشخص می شود (انواع سرنگ‌های قابل استفاده به صورت برجسته بر روی دستگاه مشخص می گردد، در این صورت خطاهای قابل توجه در تغییرات نرخ جریان و حجم مایع زمانی که از سرنگ‌های غیر مجاز استفاده شود، مشخص می گردد. نتیجه استفاده از پمپ‌های تزریق سرنگ، کنترل فشار مایع تزریقی و ممانعت از آسیب رسیدن به رگ بیمار حین افزایش احتمالی بیش از حد فشار تزریق است. فشار بالا، با آلامر بستن و انسداد (Occlusion) تیوب تزریق، همراه خواهد بود.

واحد اندازه گیری: میلی لیتر بر ساعت (ml/h)

مقادیر نوعی و متداول

۰ تا ۲۵۰ میلی لیتر در ساعت (0-250 ml/h)

مشکلات معمول

رسیدن بیش از اندازه یا کمتری حد لازم دارو از نگرانی‌های استفاده از این پمپ‌هاست. در بعضی از مدل‌ها امکان تنظیم مقدار دارو و سپس قفل آن مقدار وجود دارد که تا حدی از این مشکل می‌کاهد. در مواردی که این قابلیت بر روی سیستم وجود ندارد، مراقبت متناوب لازم است. سرکشی مداوم

جهت اطمینان از مناسب بودن فشار سیستم نیز توصیه شده است. افزایش فشار مایع، آسیب‌های فراوانی ایجاد می‌کند.

ملاحظات خرید

انتخاب سیستم با توجه به سن و مشکل بیمار بسیار مهم است. معمولاً انتخاب بهترین انتخاب از بین مدل‌های مختلف، کار سختی است. در خرید این پمپ‌ها، لازم است وسایل مصرفی جنبی آن نیز در نظر گرفته شود. برخی پارامترهای مهمی که بسته به کاربرد باید در نظر گرفته شود، عبارت است از مکانیسم ایجاد فشار، محدوده و دقت جریان، حجم سیستم، زمان وارد شدن دارو، انواع آلارم‌ها، قفل تزریق، عمر باتری، وزن و ابعاد است.

تزریق سرم (ولومتریك)

اختصار/ نام دیگر

پمپ پرستالتیک (Peristaltic)

کاربرد

برای تزریق مایعات به بدن (همانند داروها، غذای مایع، گلوکز، محلول نمک و ...) استفاده می‌گردد. یک کیسه مایع از یک دسته یا یک قلاب بالای پمپ آویخته شده و یک تیوب به آن متصل می‌گردد. در درون پمپ، تیوب پر شده از مایع بر روی یک سری دنده کوچک و یک غلتک، ثابت می‌گردد. هنگامی که غلتک به حرکت درآمده و دنده‌ها شروع به حرکت می‌کنند، مایع از تیوب به بیمار منتقل می‌گردد. کاربرد نرخ جریان مایع و حجم مورد نیاز آن را از روی دستگاه تنظیم نموده، بنابراین دنده‌ها و غلتک بر اساس سرعت تنظیم شده شروع به حرکت می‌کنند. هر زمان که حجم مورد نیاز مایع آزاد شد، آلارم مخصوص به صدا در می‌آید.

تیوب از میان یک سنسور آشکار ساز هوا (air-in-line) می‌گذرد و به محض عبور حباب هوا، آلارم به صدا درآمده و جریان مایع متوقف می‌گردد.

پمپ‌های تزریق ولومتریك میزان فشار مایع را مانیتور کرده که نتیجه آن کنترل فشار مایع تزریقی و ممانعت از آسیب رسیدن به رگ بیمار حین افزایش احتمالی بیش از حد فشار تزریق است. با افزایش بیش از حد فشار، آلارم بستن و انسداد (Occlusion) تیوب تزریق، کاربر را آگاه خواهد نمود.

واحد اندازه گیری

میلی لیتر بر ساعت (ml/h)

مقادیر نوعی و متداول

۰ تا ۲۵۰ میلی لیتر در ساعت (0-250 ml/h)

مشکلات معمول

بیشترین نگرانی از عملکرد نادرست این سیستم‌ها در هنگام استفاده برای نوزادان است. فشار بیش از اندازه پمپ می‌تواند برای آنان بسیار خطرناک باشد. به همین دلیل بازدید متناوب شدیداً توصیه می‌شود.
پمپ تزریق چیست؟

دستگاه کوچکی است که حدود ۲ کیلو گرم وزن دارد و قابل نصب روی پایه‌ی مخصوص می‌باشد. این دستگاه قادر است از مقادیر بسیار کم ۱ ml/hr تا ۴۵۰ ml/hr را با دقت تمام تزریق کند. دستگاه به یک رایانه هوشمند مجهز است که با کاهش یا افزایش فشار، می‌تواند یک جریان پیوسته را به دقت برقرار کند. تغییر فاصله بیمار تا پمپ و یا کاهش ارتفاع ستون مایع، تغییری در جریان و سرعت تزریق ایجاد نمی‌کند. کوچکترین حجم هوای داخل ست، توسط دستگاه تشخیص داده شده و به طور خودکار جریان مایع قطع می‌گردد. اگر ماده‌ای با جرم حجمی متفاوت تزریق شود دستگاه، قابلیت کالیبره شدن با آن را دارد. بطوریکه حجم ماده تزریق شده دقیقاً محاسبه می‌گردد. هر گونه مقاومت در برابر جریان مایع، مثل انسداد رگ و یا جابجائی انژیوکت (وسیله‌ای که به شریان بیمار متصل می‌شود و از طریق آن انواع محلولهای تزریقی و داروها به بدن بیمار تزریق می‌شود) از رگ به زیر پوست، توسط الارم‌های خاص دستگاه گزارش می‌شود. بعد از تزریق حجم معین از ماده مورد نظر، دستگاه بطور خودکار، جریان را قطع می‌نماید و در حالت kno باقی می‌ماند. در موارد اورژانس دستگاه قادر به فرستادن مایع با فشار مثبت به داخل رگ است، بطوریکه می‌تواند سرعت اینفیوژن را تا ۷,۵ cc/min بالا ببرد. دستگاه قادر است تا دو ساعت بدون برق کار کند، که این مورد در مواقع جابجائی بیمار اهمیت دارد.

مزایای استفاده از پمپ تزریق:

۱. قابلیت تنظیم دقیق از ۱ تا ۴۵۰۰ cc/hr

۲. توانائی تزریق حجم معینی مایع در زمان خاص و اعلام پایان تزریق

۳. قابلیت کالیبره شدن با مایع‌های مختلف

۴. اعلام وجود هوا در ست تزریق

۵. اعلام انسداد مسیر خروجی مایع

۶. قابلیت کار با باتری در هنگام انتقال بیمار



طریقه کار با پمپ تزریق :

۱. کلید on/off پشت دستگاه را در وضعیت on قرار دهید .
۲. دکمه power را برای یک ثانیه فشار دهید تا دستگاه روشن شود .
۳. ست سرم را طوری به محلول تزریقی متصل کنید که یک سوم محفظه ست پر از مایع شود .
۴. در جلوی دستگاه را باز کنید ، ست سرم را از شیار بالای آن وارد کنید و از پشت علامت فلش عبور دهید سپس از شیار زیری رد کنید و مستقیماً روی دندان‌های finger cassette قرار دهید.
۵. اهرم air detector را بکشید و لوله ست را از بین دو دکمه سنسور هوا عبور دهید و اهرم را رها کنید .
۶. در جلوی دستگاه را ببندید .
۷. اشکار ساز قطره را طوری به محفظه چکیدن قطره متصل نمایید که بین محل ریزش قطره در بالای محفظه و سطح محلول در پائین محفظه قرار گیرد .
۸. مقدار drops/ml را مطابق ست سرم استفاده شده تنظیم کنید .
۹. سرعت تزریق را تنظیم کنید Rate .
۱۰. محدوده حجم تزریق را معین کنید . Volume .
۱۱. با فشردن دکمه start/stop تزریق آغاز می شود .
۱۲. برای مشاهده محدوده حجم تزریق در حین تزریق دکمه → را فشار دهید .
۱۳. در صورت نیاز به هواگیری ست سرم دکمه purge را فشار دهید .
۱۴. برای خاموش کردن دستگاه دکمه power را بیش از یک ثانیه فشار دهید .

طرز کار با مانیتورهای پزشکی



مانیتور

مشخصات ظاهری :

نمای جلو و کنار دستگاه شامل کانکتورهای کنار دستگاه، کلیدهای کنترل کننده عملیاتی، صفحه نمایش، نشانگرها، نمای پشت دستگاه می باشد.

کانکتور های کنار دستگاه :

تمامی کانکتور هانسبت به استفاده همزمان با Defibrillator محافظت شده اند .

کلید های کنترل کننده عملیاتی :

:ALARM SILENCE

با فشردن این کلید می توان صدای الارم را به طور موقت به مدت ۲ دقیقه قطع کرد.

:FREEZE

از این کلید جهت ثابت کردن سیگنال های روی صفحه استفاده می گردد . با فشار مجدد آن ، ترسیم سیگنال ها ادامه خواهد یافت .

:HOME MENU

با این کلید می توان همواره به منو یا صفحه قبل بازگشت.

:POWER

از این کلید جهت روشن یا خاموش کردن سیستم استفاده می گردد .

@: با این کلید می توان روشنایی تصویر را کم و زیاد نمود .

علاوه بر این کلیدها ، ۵ کلید فشاری در قسمت پایین صفحه نمایش برای استفاده از امکانات و عملکردهای سیستم قرار دارند .

صفحه نمایش :

در این صفحه شکل موج ها ، حالت ها و مقادیر انتخاب شده ، پیغام های خطا ، مقادیر تنظیم محدوده های الارم دستگاه ، تاریخ ، ساعت و صفحه TREND و صفحه SET UP قابل رویت می باشد .

نمای پشت دستگاه :

در پشت دستگاه چند کانکتور و یک فیوز تعبیه شده است .

جهت اتصال ولتاژ مستقیم به سیستم یا از برق ۱۲ ولت اتومبیل و یا از برق منبع تغذیه ی ایزوله استفاده شود .

راهنمای مختصر برای کار با دستگاه :

۱. پرابهای مربوط به پارامترهای مختلف علائم حیاتی را در کانکتورهای مربوطه محکم نمایید .

۲. الکترودها و پرابهای دستگاه را به بیمار وصل نمایید .

۳. دستگاه را روشن نموده و منتظر نمایش صفحه اصلی بعد از انجام تست داخلی که توسط خود دستگاه انجام می گیرد ، باشید .

۴. محدوده های الارم را چک نمایید و در صورت نیاز آنها را تنظیم نمایید .

۵. در صورت نیاز می توانید روشنایی نور دستگاه را با استفاده از کلیدهایی که برای این منظور در نظر گرفته شده اند ، تنظیم نمایید .

۶. در صورت استفاده از امکانات شبکه سانترال ، کابل شبکه را به کانکتور مربوطه متصل نمایید
خصوصیات دستگاه :

فیزیکی / مکانیکی :

دستگاه مراقبت بیمار موجود در بیمارستان مدل S630 دیده شده است . این دستگاه پرتابل قابل حمل با وزن کم و به ابعاد کوچک (26 * 21 * 17 CM) که دارای قابلیت اندازه گیری پارامترهای مختلف حیاتی بیمار می باشد . بدون قطع ارتباط بین دستگاه و بیمار ، دستگاه با قابلیت استفاده از باتری داخلی می تواند در حین انتقال بیمار ، علائم حیاتی او را نشان دهد .

مشخصات الکتریکی :

دستگاه توسط برق متناوب با دامنه های متغیر بین ۲۰۰ تا ۲۴۰ V و بسامد ۵۰ HZ ، همچنین با برق مستقیم با دامنه های متغیر بین ۱۲ تا ۱۴ V و جریان ۱,۵ mp قابل تغذیه است . علاوه بر این می توان از

باتری قابل شارژ داخلی سیستم نیز استفاده نمود. زمان شارژ باتری تا ۹۰٪ حدوداً ۱۶ ساعت است.
دستگاه با باتری کاملاً شارژ شده بسته به نوع مدل دستگاه بین ۲ تا ۴ ساعت کار خواهد کرد.
مشخصات باتری:

شارژ باتری با اتصال دستگاه به برق شهر به طور اتوماتیک انجام می پذیرد. در اینصورت روشن یا خاموش بودن دستگاه در روند شارژ باتری تاثیری ندارد. از طریق ورودی برق مستقیم باتری شارژ نخواهد شد. وضعیت شارژ باتری در هنگام شارژ توسط نشانگر مربوطه مشخص می شود. در صورت استفاده از باتری، نشانگر نوری مربوطه کلاً خاموش بوده و میزان شارژ باقی مانده در هر لحظه روی صفحه نمایش با شکل گرافیکی مشخص می شود. فیوز تعبیه شده در پشت دستگاه جهت محافظت باتری هنگام شارژ و یا استفاده از آن می باشد. در صورتیکه فیوز معیوب شده باشد، هنگام اتصال به برق، نشانگر وضعیت شارژ همواره به رنگ سبز روشن خواهد بود و همچنین سیستم در مورد کار با باتری داخلی با مشکل مواجه خواهد شد.

ارتباط با سانترال:

ارتباط با شبکه سانترال از طریق کانکتور UTP۸ پشت دستگاه صورت می گیرد.
تجهیزات همراه:

بسته به مدل دستگاه، برخی از تجهیزات زیر همراه دستگاه خواهد بود:

۱. کابل برق

۲. کابل ECG

۳. کاف و شلنگ NIBP

۴. پراب SPO2

۵. پراب TEMP

۶. فیوز ۲ یا ۳ آمپر و گیره ی نگهدارنده کابل

صفحه نمایش:

صفحه های نمایش دستگاه می تواند به یکی از شکل های زیر نمایش داده شود:

مدل ERT، توانایی اندازه گیری و نمایش پارامترهای زیر را دارد:

۱. ECG

۲. RESP

۳. TEMP

مدل ESN، توانایی اندازه گیری و نمایش پارامترهای زیر را دارد:

۱. ECG

۲. SPO2

۳. NIBP

مدل EST، توانایی نمایش و اندازه گیری پارامترهای زیر را دارد: SPO2 و TEMP
مدل ENTR، توانایی نمایش و اندازه گیری پارامترهای زیر را دارد: ECG و NIBP و TEMP
و RESP ناحیه عددی در قسمت راست صفحه، پنجره هایی وجود دارد که پارامترهای عددی
SPO2, HR, NIBP, TEMP, RR در آنها نمایش داده میشوند. برخی پارامترهای قابل تنظیم تنظیم
بزای ماژولها نیز در پنجره های مربوط به ان نمایش داده میشوند. در ضمن در بالای صفحه، ساعت
، شماره ی BED، همچنین در صورت کار کردن دستگاه با باتری مقدار شارژ باقی مانده از باتری به
صورت گرافیکی قابل مشاهده است.

ناحیه ی گرافیکی

در قسمت سمت چپ صفحه، از بالا تا پایین ۳ ناحیه ی گرافیکی جهت نمایش سیگنال ها در نظر
گرفته شده است. ناحیه ی اول و دوم اختصاص به ECG دارد که ناحیه ی دوم دنباله ی ناحیه ی اول
محسوب می گردد. ناحیه ی سوم بسته به مدل دستگاه، نمایش سیگنال PLETH و یا RESP را به
عهده خواهد داشت.

ناحیه نمایش پیغامهای خطا

در ناحیه های گرافیکی در قسمت پایین نمایش هر سیگنال قسمتی جهت نمایش پیغامها در نظر گرفته
شده است. در این قسمتها پیغامهای خطای مربوط به ماژولهای مختلف قابل مشاهده است.
آلارم ها و محدوده ها

اطلاعات عمومی

هنگامی که شرایط ویژه اتفاق می افتد و لازم است به کاربر اطلاع داده شود S630 با استفاده از علامت
های صوتی و تصویری ظهور شرایط الارم را اعلام می کند. در هنگام وقوع الارم، ادامه مانیتورینگ
بیمار از طریق S630 امکان پذیر است و الارم ها تنها برای اطلاع کاربر از وضعیت بیمار یا شرایط
مانیتورینگ میباشد. الارم صوتی موقع خروج از محدوده های تعیین شده برای هر پارامتر عددی و
همچنین بروز خطا ها فعال می شود. موقع فعال شدن الارم صوتی، صدا با دو فرکانس مختلف،
فرکانس اول ۱۲۰۰ هرتز، فرکانس دوم ۸۵۰ هرتز و زمان سکوت (۵. ثانیه) ایجاد می شود. الارم های
تصویری همزمان با الارم های صوتی فعال می شوند و برای پارامتری که از محدوده خارج شده است
، مقدار عددی ان بصورت چشمک زن مشخص می گردد. چشمک زدن در زمان الارم، ثانیه ای یکبار
اتفاق می افتد و برای مشخص شدن نوع خطا نیز پیغامی بر روی صفحه نمایش ظاهر می شود.

تنظیم محدوده های الارم :

با فشردن کلید الارم در منوی اصلی ، صفحه الارم مربوطه ، همچنین کلیدهایی که به جهت تغییر و تنظیم محدوده های الارم و فعال یا غیرفعال نمودن الارم در نظر گرفته شده اند ، مشاهده می شوند . در این منو بصورت پیش فرض ابتدا حد بالای الارم جهت تغییر انتخاب شده است . این امادگی تغییرات بصورت تغییر رنگ پس زمینه ی محدوده ی الارم مورد انتخاب قابل مشاهده می باشند .
کلیدهای کاربردی :

کلیدهای کاربردی که در جهت تنظیم محدوده ها و روشن یا خاموش کردن الارم ها در منوی الارم مورد استفاده قرار می گیرند به شرح زیر می باشند :

: SELECT

با فشردن این کلید میتوان هر یک از متغیرهای محدوده ی بالا و پائین الارم مربوط به پارامترهای عددی را جهت تغییر و تنظیم انتخاب نمود . این امادگی بصورت تغییر رنگ پس زمینه ی پارامتر عددی قابل مشاهده می باشد .

: ON/OFF

با این کلید می توان دستگاه را نسبت به الارم پارامترهای موجود فعال یا غیرفعال نمود .

: INC

با این کلید می توان محدوده ی عددی الارم انتخاب شده را زیاد کرد .

: DEC

با این کلید می توان مقدار محدوده ی عددی الارم انتخاب شده را کم کرد .

: SAVE

با این کلید می توان تغییراتی را که در صفحه ی الارم ایجاد شده ذخیره و اعمال کرد .

: HOME/MENU

جهت خارج شدن از صفحه الارم و برگشت به منوی اصلی مورد استفاده قرار می گیرد .

مانیتورینگ و کابل ECG :

کابل ECG ولیدهای متصل به ان بوسیله ی کانکتور قفلی که جهت اتصال محکم کابل ECG به مانیتور انتخاب شده است ، به مانیتور وصل می گردد .

۱. کابل ECG را به کانکتور مربوطه در کنار دستگاه متصل نمایید .

۲. CHEST LEAD ها را در محل مناسب روی سینه ی بیمار قرار دهید .

۳. الکترودها را به CHEST LEAD ها متصل نمایید .

۴. با استفاده از کلیدهای مناسب ، لید موردنظر خود را انتخاب نمایید که بهترین دامنه را در صفحه

نمایش مشاهده کنید

۵. فیلتر ECG را در حالتی قرار دهید که مورد نظرتان است. توجه داشته باشید که اگر در محیطی به شدت نویزی از دستگاه استفاده می‌نمائید از فیلتر MONITOR استفاده کنید.

۶. با استفاده از منوی SET UP، بزرگسال یا نوزاد بودن بیمار را مشخص کنید. دستگاه قادر به تشخیص و حذف پالس PACE MAKER می‌باشد. در صورت فعال بودن PACED ECG، سیگنال ناشی از PACE MAKER تشخیص داده شده و آنها در شمارش نبض دخالت داده نمی‌شوند. سیگنال‌های PACE تشخیص داده شده توسط خط‌های عمودی به ارتفاع یک سانتیمتر روی سیگنال ECG قابل رویت خواهند بود.

پنجره ی عددی :

در پنجره ی عددی که جهت HR در نظر گرفته شده است ، اطلاعات زیر وجود دارد :

۱. عدد HR

۲. شماره ی LEAD

۳. عدد SIZE

۴. محدوده های بالا و پائین الارم و ALARMON/OFF

۵. نوع FILTER

۶. نشانگر ضربان

فیلتر ECG :

فیلترهای دستگاه ، طبق جدول زیر قابل تنظیم است :

تنظیم فیلتر ECG را می توان از طریق منوی SET UP انجام داد.

میانگین گیری HR :

همواره فاصله زمانی بین هر QRS تا QRS قبلی وارد جدول میانگیری شده و HR از میانگین ۴، ۸ و یا

۱۶ ثانیه گذشته QRS ها محاسبه می گردد . تنظیم زمان میانگیری در منوی SET UP ، با عنوان HR

Average امکان پذیر است.

وضعیت پاسخ Spo2:

این امکان وجود دارد که اندازه گیری و نمایش Spo2 در سه حالت زیر در منوی Set up تنظیم گردد.

NORMAL: برای اکثر اوقات این وضعیت توصیه می شود.

FAST: در حالتی که بیمار بیهوش است می تواند مورد استفاده قرار گیرد . در این وضعیت نمایش

SPO2 به حرکت بیمار حساس خواهد بود ، ولی در عوض تغییرات SPO2 سریعتر قابل مشاهده می

باشد .

SLOW: حساسیت نمایش SPO2 به حرکت بیمار در حداقل مقدار خود قرار دارد. در این وضعیت باید توجه داشت که ممکن است تغییرات SPO2 بیمار به کندی نمایش داده شود. مانیتورینگ NIBP

دستگاه S630 با استفاده از تکنیک نوسان سنجی فشار غیرتهاجمی، فشار خون را اندازه گیری می کند. پمپ داخت دستگاه کاف را تا فشار تقریبی 180 mm Hg یا تا زمانی که بطور موثری جریان خون مسدود شود باد می کند. سپس تحت کنترل مانیتور فشار داخل cuff به تدریج کاهش پیدا می کند، در این هنگام یک سنسور فشار، فشار هوا را تشخیص و یک سیگنال به مدار NIBP ارسال می کند. همین طور که به تدریج فشار cuff کاهش داده می شود، خون در شریانی که قبلا مسدود شده بود جریان پیدا می کند و مقدار اندازه گیری شده ی فشار توسط سنسور تغییر میکند. کلیدهای کاربردی:

کلیدهایی که در منوی NIBP قرار دارند به شرح زیر می باشد

1. STOP: جهت قطع کردن ادامه ی کار اندازه گیری NIBP

2. START: جهت شروع اندازه گیری NIBP

3. MODE: جهت انتخاب یکی از حالت های Auto یا Manual

4. List: جهت دیدن فهرست اندازه گیریها، که دارای دو منوی زیر است:

5. NEXT: جهت دیدن پنجره ی فهرست بعدی

6. BACK: جهت دیدن پنجره ی فهرست قبلی مانیتورینگ TEMP

اندازه گیری دمای بدن بیمار با تحلیل سیگنالی که از پراب مربوطه دریافت می گردد انجام میگردد. این سیگنال ناشی از تغییرات مقدار مقاومت قطعه ای است که مقاومت آن بسته به دما میباشد. این قطعات ترمیستور نامیده میشوند. سیگنال ارسال شده از پراب توسط مدار داخلی دستگاه دریافت و پس تحلیل و پردازش جهت اندازه گیری و درج مقدار دمای بیمار مورد استفاده قرار می گیرد. مانیتورینگ RESPIRATION تنفس بیمار بوسیله ی دو الکتروود از سه الکترودهای قابل ECG قابل تشخیص می باشد. یک سیگنال تحریک خیلی کوچک در اثر تغییرات امپدانس بافت های قفسه ی سینه به دلیل تنفس الکتروودها اعمال می شود که جهت نمایش سیگنال و اندازه گیری تعداد تنفس در دقیقه مورد استفاده قرار میگردد. اطلاعات تنفسی بصورت یک شکل موج در قسمت گرافیکی ترسیم می گردد. تعداد تنفس در یک دقیقه در پنجره ی عددی نمایش داده شده و در اطلاعات ترند ذخیره میگردد. کلیدهای کاربردی

RESP SIZE: با این کلید میتوان حساسیت دامنه سیگنال Resp را از بین مقادیر ۱،۲ و ۱،۲ و ۱ و ۲ و ۴ انتخاب کرد، SIZE انتخاب شده در قسمت نمایش سیگنال RESP نمایش داده می شود.

RESP SIZE: با این کلید می توان سرعت جاروب سیگنال RESP را روی مقادیر ۵, ۱۲, ۶ mm/s
25 را تنظیم کرد .

نگهداری و رفع اشکال

پیغام های خطای سیستمی :

یک پیغام خطا موقعی اتفاق می افتد که یک یا تمام قسمت های دستگاه بطور درست عمل نکند و این پیغام خطا تا زمانی که عامل آن از بین نرود، مشاهده میشود . اگر دستگاه نتواند هر کدام از وظایف خود را بطور صحیح انجام دهد و یا بخشی از سخت افزار بطور صحیح کار نکند یک پیغام خطا مشاهده خواهد شد .

سرویس:

مانیتور S630 احتیاجی به سرویس مرتب بجز تمیز کردن ، نگه داری باطری و آنچه که به مراکز درمانی توصیه شده است را ندارد . دستورات سرویس بطور کامل در Service Manual آمده است.
تمیز کردن :

بر روی دستگاه Auto Clave انجام ندهید و انرا با اکسید اتیلن و سایر شوینده های ساینده استریل
نمایند . دستگاه را در مایعات غوطه ور نسازید . برای استریل کردن آن می توانید از محلول فرمالین ،
قرص فرمالین و یا از لامپ uv استفاده کنید.

نگهداری باطری :

اگر به مدت طولانی نمی خواهید از دستگاه استفاده کنید ، فیوزی که در پشت دستگاه تعبیه شده را
خارج کنید . اگر به مدت طولانی از دستگاه استفاده نکرده اید ، جهت استفاده ی مجدد ، باید دستگاه
به مدت حداقل ۱۶ ساعت جهت شارژ کامل به برق AC متصل باشد.

سیستمهای مونیتورینگ سانترال

این سیستمها برای کنترل علائم حیاتی بیمارانی که بر روی تختهای مختلف یک بخش قرار دارند از
داخل استیشن پرستاری به کار می روند . حداقل اجزاء تشکیل دهنده یک سیستم سانترال به شرح زیر
می باشد:

۱- حداقل ۴ سیستم مونیتور علائم حیاتی : توضیح اینکه حتی با یک دستگاه مونیتور نیز می توان سیستم
سانترال داشت لیکن به لحاظ اقتصادی توجیه پذیر نمی باشد

۲- یک دستگاه به عنوان سرور سانترال : به این منظور عموماً از یک سیستم کامپیوتری به عنوان سرور
دستگاه سانترال استفاده می شود . سرور سیستم سانترال باید بتواند امکانات زیر را مهیا کند

*زیر ساخت ارتباطی لازم جهت ارتباط سیستمهای مونیتور علائم حیاتی که می تواند به صورت بیسیم
، تحت شبکه و یا دیگر پروتوکولهای ارتباطی موجود باشد.

* امکان ذخیره سازی علائم حیاتی حداقل تا ۲۴ ساعت برای هر مریض را دارا باشد
* امکان رکورد گیری از اطلاعات ذخیره شده را در بازه های زمانی مورد نیاز داشته باشد.
* امکان ایجاد آلامهای دیداری و شنیداری مناسب به هنگام افت و خیز علائم حیاتی تک تک بیماران را داشته باشد

* امکان آرشیو جهت بیماران به صورت نامحدود وجود داشته باشد
۳- کانالهای ارتباطی مناسب: کانالهای ارتباطی مورد استفاده بسته به نوع سرور مورد استفاده تفاوت می کند و می تواند امواج رادیویی، کابلهای مخابراتی و فیبرهای نوری و... باشد. آنچه مهم است اینکه کانال ارتباطی انتخاب شده با توجه به مشخصات محیطی بخش انتخاب شده و بتواند ارتباط سالم و امن بدون نویز سیستمهای مونیتر علائم حیاتی را با سرور سانترال مهیا سازد.
اجزاء تشکیل دهنده یک سیستم مونیترینگ:



۱- صفحه نمایش: بسته به نوع سیستم باید قابلیت نمایش اطلاعات مورد نیاز جهت نمایش را دارا باشد. با توجه به تعدد عملکردهای یک سیستم و برای آسانی کارکرد و نیز جلوگیری از حجیم شدن دستگاه، اکثر سازندگان سعی می کنند تا سیستمهایی با صفحه نمایش حساس به لمس را ارائه دهند ۲- صفحه کلید یا سلکتورهای مناسب: بوسیله این مجموعه باید بتوان با سرعت و سهولت مناسبی تنظیمات گوناگون سیستم را انجام داد

۳- ماژولهای مختلف: با توجه به نوع و کاربرد دستگاه سیستم از ماژولهای گوناگونی بهره می برد که موارد زیر تعدادی از این ماژولها می باشد:
* ماژول ECG: همانند یک سیستم ECG می باشد با این تفاوت که عموماً فقط ۳ لید از ۱۲ لید قلبی را نمایش می دهد

* ماژول کنترل دما: به طور پیوسته دمای بدن بیمار را نمایش می دهد.
* ماژول SPO2: قابلیت های آن دقیقاً مثل یک پالس اکسی متر می باشد.
* ماژول کنترل فشار: از یک فشارسنج اتوماتیک برای سنجش منظم فشار خون بیمار استفاده می کند
* و....

۴- سنسورها: با توجه به اینکه سیستم از چه ماژولهایی بهره می برد، سنسورهای مختلفی برای انتقال اطلاعات حیاتی به دستگاه مورد استفاده قرار می گیرند. چند مورد که کاربرد بیشتری دارد در زیر معرفی می شوند:

* سنسور دما: اغلب از مقاومتهای متغیر با دما استفاده می شود
* کاف فشارسنج اتوماتیک:

* پروب ثبت ECG :

* پروب پالس اکسی متر :

* سنسور قند خون :

۵- باتری : عموماً دو نوع باتری در یک سیستم مونیتورینگ پیشرفته پیدا می شود :

* باتری BACK UP : این باتری جهت حفظ اطلاعات اساسی سیستم به کار می رود و عموماً یک باتری ۳ ولت کوچک می باشد .

* باتری اصلی دستگاه : می تواند یکی از دو نوع زیر باشد :

* باتری نیکل کادمیوم NI - CD

* باتری سرب و اسیدی SLA

۶- برد تغذیه : این برد وظیفه تبدیل ولتاژ برق شهری را به ولتاژ مورد نیاز دستگاه برعهده دارد و بسته به نوع دستگاه از قسمتهای مختلفی تشکیل می شود که عمده ترین آنها به شرح زیر می باشد :

* سلکتور ۲۲۰/۱۱۰ (فقط در بعضی از مدلها)

* فیوز محافظ (فقط در بعضی از مدلها)

* مدارات ایزولاسیون

* ترانس کاهنده یا اتوترانس کاهنده

* مدارات یکسو کننده

* مدارات تثبیت کننده

* فن (فقط در بعضی از مدلها)

* ورودی برق DC (فقط در بعضی از مدلها)

مانیتورینگ

تعریف : این دستگاه برای نمایش علائم حیاتی بیمار به طور مستمر به کار می رود . بیمارانی که در حالت نا متعادل (un stable) به بیمارستان مراجعه می کنند ، بیماران بستری در بخشهای CCU و ICU ، بیمارانی که تحت اعمال جراحی با ریسک بالا قرار می گیرند از جمله مواردی هستند که به استفاده از این دستگاه نیازمندند .



این دستگاه به همراه ملحقاتی که دارد می تواند موارد زیر را نمایش دهد:

- فعالیت الکتریکی قلب (خصوصاً I و II و III را نمایش می دهند)

- دمای بدن

- درصد اشباع اکسیژن در خون (SPO2)

- تعداد ضربان قلب

- فشار خون

- فشار درون شریانی

به طور کلی می توان گفت که مونیتورینگ مجموعه ایست از سیستمهایی که برای کنترل علائم

حیاتی بیمار در یک جا جمع شده است و لذا سیستم جدیدی برای شناسایی به حساب نمی آید .

انواع سیستم های مونیتورینگ (از نظر نحوه اتصال):

۱- مونیتورینگ کنار تختی (BED SIDE)

۲- مونیتورینگ سانترال

۳- تله مونیتورینگ (tele monitoring)

انواع سیستمهای مونیتورینگ (به لحاظ ماژولها)

۱- مونیتورینگ اتاق عمل

۲- مونیتورینگ CCU

۳- مونیتورینگ اورژانس

۴- مونیتورینگ فشارخون

۵- مونیتورینگ قند خون

۶- هولتر مونیتورینگ

۷- مونیتورینگ عملکرد تنفسی

مانیتورینگ بیمار

مفاهیم پایه مانیتورینگ بیمار

- اختصار/ نام دیگر: سیستم مانیتورینگ
فیزیولوژیک، مانیتورینگ علائم حیاتی، مانیتور کنار
تخت بیمار

Monitor: وسیله ای جهت رسیدگی کردن و

نمایش دادن یک رخداد

در چه مواردی به کار می رود؟

مانیتور بیمار، اطلاعات مربوط به علائم حیاتی بیمار را جمع آوری کرده، آنها را بر روی صفحه نمایش
ظاهر می سازد و در شرایط نامطلوب بیمار، هشدارهای لازم را به تیم پزشکی می دهد.

فیزیولوژی

مانیتور بیمار، پارامترهای بسیاری را از بیمار با استفاده از روش های مختلف ثبت می کند. این پارامترها
شامل ECG، JBP، NIBP، دمای بدن، SpO2، برون ده قلبی، نرخ ضربان قلبی، نرخ تنفس، میزان
گازهای تنفسی، EEG و میزان گازهای خونی.

چگونه کار می کند؟

یک مانیتور پارامترهای مختلف مرتبط با بیمار را به روش های مختلف جمع آوری می کند. ورودی ها
پس از تقویت و پردازش، بسته به نوع اطلاعات قابل نمایش، به صورت یک شکل موج و یا مقادیر
عددی نمایش داده می شود. محدوده آلام دستگاه بر روی مقادیر مشخص مربوط به هر پارامتر تنظیم
می شود تا در شرایط نامناسب بیمار، به تیم پزشکی هشدار داده شود.

واحدهای اندازه گیری

نرخ ضربان قلبی: ضربان بر دقیقه (BPM)

فشار خون، mmHg

دما، درجه سلسیوس (C?)

SpO2: %

برون ده قلبی: لیتر بر دقیقه (L/min)

نرخ تنفس: ضربان بر دقیقه (BPM)

گازهای تنفسی: % یا بخشی از فشار بر حسب میلی متر جیوه (mmHg)

- مقادیر نوعی و متداول

برای افراد بالغ :

نرخ ضربان قلبی : ۵۰-۹۰ BPM

فشارخون : mmHg (۱۰۰) ۱۲۰/۸۰

دما : C ? ۳۷

SpO2 : % ۹۵-۱۰۰

برون ده قلبی : L/min ۶

نرخ تنفس : ۱۲BPM

میزان اشباع گازها : نیتروژن ۷۹٪، اکسیژن ۱۷٪، دی اکسید کربن ۴٪

برای نوزادان :

نرخ ضربان قلبی : ۱۲۰-۱۸۰ BPM

فشارخون : !؟

دما : C ? ۳۷

SpO2 : % ۹۵-۹۸

برون ده قلبی : mL/min !؟

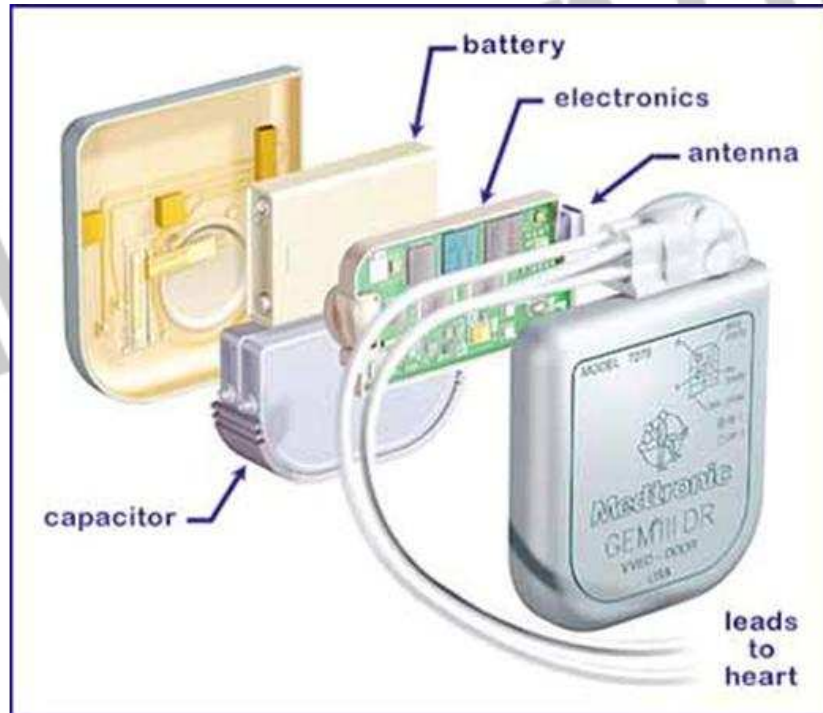
نرخ تنفس : ۴۰-۸۰ BPM

میزان اشباع گازها : نیتروژن ۷۹٪، اکسیژن ۱۷٪، دی اکسید کربن ۴٪

دیفبریلاتور کاردیو ورتر

دیفبریلاتور کاردیو ورتر اتوماتیک قابل کاشت در بدن که معمولا AICD خوانده می شود وسیله ای است که ریتم قلب را به صورت پیوسته نمایش میدهد .

اگر این وسیله ضربان تند غیر طبیعی را تشخیص دهد ، خیلی سریع و به صورت الکتریکی ، قلب را با آن همگام می کند و یا با دادن شوک الکتریکی کوچکی ریتم قلب را به حالت نرمال بازمیگرداند.



بیمار متوجه همگام کردن سریع نمی شود ولی شوک الکتریکی را مانند یک ضربه محکم به قفسه سینه احساس میکند.

این وسیله برای درمان فوری ریتمهای قلبی که به صورت ناگهانی ایجاد شده و زندگی را تهدید می کنند و حالتی که بیمار نمی تواند منتظر رسیدن آمبولانس بماند ، استفاده می شود.(مانند تاکی کاردی بطنی (تند کار کردن) و فیبریلاسیون بطنی (انقباضات نامنظم رشته های ماهیچه ای قلب)) امروزه بعضی استفاده از این وسایل را برای ریتمهای قلبی کم خطرتر مانند فیبریلاسیون دهلیزی بررسی می کنند .

دستگاه در اتاق عمل در بدن کاشته می شود و توسط لیدهای مخصوص AICD (دیفبریلاتور کاردیو ورتر اتوماتیک داخلی) به قلب متصل میشود .

معمولا عمل دو تا سه ساعت طول میکشد و روز بعد بیمار از بیمارستان مرخص می شود .



دستگاههای قدیمتر در دیواره بطنی کاشته می شدند ولی اخیرا دستگاههای کوچکتر مشابه با پیس میکر استاندارد زیر استخوان ترقوه کاشته می شوند. لیدها از میان یک سیاهرگ عبور داده شده و وارد قلب می شوند.

این لیدها گزارشی از فعالیت الکتریکی قلب به دستگاه می دهند و در صورت نیاز، الکتروترابی را به قلب منتقل می کنند.

این وسایل می توانند مانند یک پیس میکر استاندارد هم عمل کنند و در صورت تپش آهسته قلب، ریتم آن را منظم کنند و همانند پیس میکر دائما باید تصویر قلب را به نمایش درآورند. روی این دستگاه و از روی پوست وسیله دیگری قرار می گیرد که می تواند نحوه برنامه ریزی دستگاه و وضعیت باتری را مشخص کند و بررسی کند که آیا هماهنگی یا شوکی روی قلب انجام شده است و درمانی روی آن صورت گرفته است یا خیر.

برنامه ریزی دستگاه مطابق نیاز بیمار و برای ایجاد مناسبترین حالت برای بیماران قابل تغییر است. یک تصویر نگار معمولی نزدیک به پایان یافتن طول عمر باتری، زمان پایان آن را مشخص میکند. زمانی که این اتفاق روی میدهد، وسیله قدیمی را خارج میکنند و دستگاه جدیدی کاشته میشود. ولی لیدها همیشه در جای خود باقی می مانند.

به بیماران توصیه می شود زمانی که شوکی را احساس کردند فوراً به پزشک خود اطلاع دهند. احساس کردن یک شوک الزاماً به معنای این نیست که بیمار باید در بیمارستان بستری شود و معمولاً میتواند روز بعد برای بازبینی دستگاه به مطب پزشک مراجعه کند. با این وجود بیمارانی که بیشتر از یک شوک را تجربه کرده اند، در بیمارستان بستری می شوند.

این وسایل کامل نیستند و گاهی اوقات برای ریتم های سریع قلبی که مخاطره آمیز نیستند هم درمان را انجام میدهند.

به همین علت است که باید بعد از احساس هر شوک دستگاه بررسی شود تا با تغییر برنامه ریزی مشخص شود که برای چه ریتم های قلبی دریافت شوک بکار رود.

آریتمی : عملکرد بد در سیستم الکتریکی قلب.

نشانه های بیماری شامل تپش قلب (احساس کوبیدن ، کار کردن نامنظم ، ضربه زدن و خیلی تند کار کردن در سینه) ، تنفس کوتاه ، احساس سنگینی یا درد در سینه ، ضعف ، سرگیجه ، سستی و از دست رفتن هوشیاری.

IV: سوزن درون وریدی و سرم مایع

گره سینوسی دهلیزی (SA): پیس میکر طبیعی قلب

دیفیبریلاتور

مفاهیم پایه :

وقتی قلب از حرکت بایستد یا ناهماهنگ عمل کند، دستگاهی به نام دیفیبریلاتور، قلب را مجدد به تپش درمیآورد. این ماه به صورتی بسیار مختصر و خلاصه، گوشه چشمی به این سیستم نجاتبخش میاندازیم و تنها به بررسی یک فریم از آن بسنده میکنیم.



دیفیبریلاتور یعنی چه؟

بیانتر کردن، خنثی کردن، در جهت معکوس = reverse De=to undo, or

غیرمتناسب، ناهماهنگ، نامتعادل بدون انقباضات قلبی = fibrillate (فیریله شدن) دیفیبریلاتور = دستگاهی برای خنثی نمودن (بیانتر کردن) انقباضات ناهماهنگ قلبی فیزیولوژی:

سلولهای درون ماهیچه (عضلات) قلبی، جریان الکتریکی را برقرار میسازد. برخی از سلولها در قلب (سلولهای ضربان ساز)، مرتباً توسط خودشان شارژ (باردار) شده و باعث باردار شدن (شارژ شدن) دیگر سلولها نیز میشوند. جریان الکتریکی در درون ماهیچه قلبی در مسیر ویژه ای جاری میگردد. هر زمان که

این اتفاق بیفتد (جریان برقرار گردد) انقباضات ماهیچه قلبی پمپ کردن خون را موجب میشود (ضربان قلب).

این الگوی الکتریکی هماهنگ قلب برای پر و خالی شدن با هر ضربان که موجب گردش خون در سرتاسر بدن میشود، ضروری است. وقتی که این الگوی الکتریکی به هم میخورد و ناهماهنگی ایجاد میگردد (فیبریلاسیون)، انقباضهای ماهیچه قلبی نامتعادل شده و خون پمپ نمیشود. این عمل موجب کاهش فشار خون، کمبود اکسیژن، آسیب ماهیچه قلبی و مرگ نابهنگام میگردد. دستگاه دفیبریلاتور (الکتروشوک) جهت خنثی نمودن عمل فیبریلاسیون و بازگرداندن انقباضات قلبی به حالت متعادل اولیه، مورد استفاده قرار میگیرد؛ همچنین در مواقعی که قلب از کار باز میایستد، برای شروع مجدد ضربان قلبی از این دستگاه استفاده میشود. (به عنوان مثال بعد از یک شوک الکتریکی)



اساس کار :

دفیبریلاتور از یک منبع تغذیه و یا یک باتری داخلی بزرگ برای شارژ نمودن یک خازن حجیم بین مقادیر ۵ تا ۴۰ ژول استفاده میکند. دو قطعه فلزی (پرلس) یا همان الکترودها به دفیبریلاتور متصل است و بر روی هر دو طرف سینه بیمار قرار میگیرد.

انرژی ذخیره شدن در درون خازن از یک الکترودها به الکترودها دیگر از میان سینه بیمار (توسط سینه بیمار) آزاد یا دشارژ میگردد؛ که در نتیجه این شوک به قلب منتقل شده و ضربان ریتمیک (منظم) مجدداً به قلب باز میگردد. دفیبریلاتورها همچنین یک مانیتور مربوط به ECG و ثبتکننده

الکتروکاردیوگرام دارند که دائماً شکل موج ECG را نمایش میدهد و واحد اندازهگیری آن ژول است.

انواع دیفیبریلاتور:

دیفیبریلاتورها در انواع کاشتنی، داخلی، خارجی، خودکار و نیمهخودکار ارایه میشود. نگهداری سیستم در زمانهایی که از دستگاه استفاده نمیشود، لازم است تا شارژ کامل در دمای اتاق که معمولاً بسته به نوع سیستم ۴ تا ۲۴ ساعت به طول میانجامد، در حال شارژ مداوم باشد. بیشتر سازندگان توصیه میکنند که باتریها بعد از هر استفاده حتماً شارژ شود و هر دو سال یک بار، باتریها به صورت کلی تعویض شود.

ایرادهای معمول:

شایعترین مشکل در استفاده از دیفیبریلاتورها، سوختگیهای پوستی در محل اتصال الکتروود-پوست است که در صورت تکرار عمل دیفیبریلاسیون، عمیقتر نیز میگردد. جهت جلوگیری ایجاد این ضایعه، لازم است که کاربران از تماس مستقیم الکتروودها با پوست، اجتناب کنند. ضمن اینکه توان منتقل شده به بیمار نیز بیشتر از حد لازم انتخاب شود.

نوع کاشتنی این وسایل، بسیار حساس است و در هنگام جراحی و پس از آن باید بسیار محتاط با آن برخورد کرد.

ارزش بالینی و نحوه عملکرد دستگاه اسپرومتر

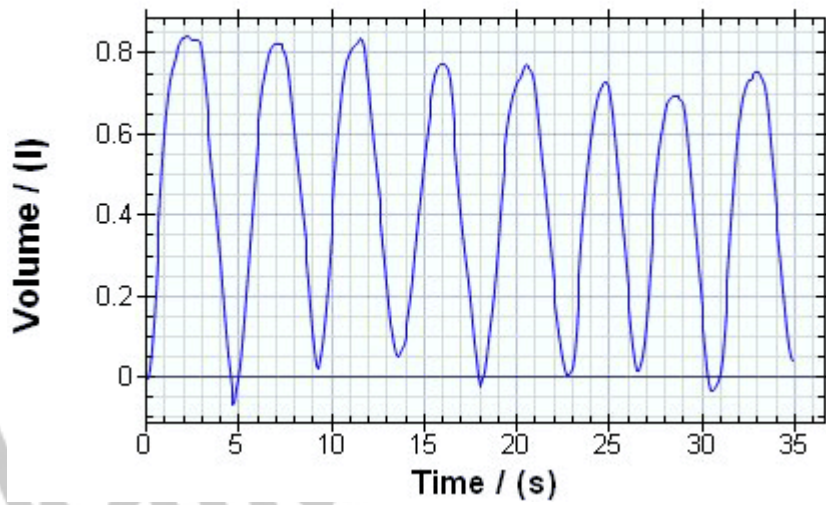
یکی دیگر از تجهیزات پزشکی که امروزه نقش به سزایی در تعیین بیماریهای حاد دستگاه تنفسی دارد دستگاه اسپرومتر است که به وسیله آن میتوان حجم تنفسی شخصی را اندازه گیری کرد و به واسطه تحلیل نتایج آن و مقایسه آن با مقادیر مورد انتظار میتوان بیماری های ریوی از قبیل آسم و... را تشخیص داد.

اسپرومتر در نوع ها و فن آوری های مختلف ارایه میشود. جهت آشنایی با شکل کلاسیک و آشنایی با شماتیک آن میتوان از نوع ابتدایی آن یعنی اسپرومتر روان کننده با آب را مثال زد و تشریح نمود. در دستگاه کلاسیک آن یک ظرف پر از آب که به صورت استوانه ای است وجود دارد که یک سرپوش به صورت وارونه درون ظرف آب قرار میگیرد و یک لوله فضای هوای زیر سرپوش را به دهان شخص (جهت عمل دم و بازدم) متصل میکند. انتهای سرپوش توسط یک نخ و قرقره به یک وزنه در حالت تعادل متصل شده است و در میان نخ یک قلم جهت ثبت گراف وجود دارد. وقتی شخص عمل دم و بازدم را انجام میدهد به واسطه نیرویی که از طریق انجام دم و بازدم به سرپوش وارد میسازد سبب میگردد که وزنه از حالت تعادل خارج شده و به سمت بالا و پایین حرکت کند. و تغییرات حجم فضای زیر سرپوش که عبارت است از همان تغییرات حجم تنفسی بر روی یک کاغذ متحرک توسط قلم دستگاه ثبت میگردد. در واقع این اساس کار اسپرومتر است ولی امروزه از فن آوری های جدید در این دستگاه استفاده شده است.... دستگاه از یک قسمت که جهت رعایت نکات بهداشتی بر روی آن یک لوله مقوایی قرار میگیرد جهت انجام عمل دم و بازدم تشکیل شده در داخل همین قسمت از سنسورهایی تشکیل شده است که نسبت به هوای ورودی و خروجی حساس بوده و ورودی را به صورت سیگنالی به برد دستگاه اصلی که مجموعی از مدارات و میکروپروسسرهاست انتقال میدهد و سرانجام نتیجه به صورت گراف توسط مانیتور دستگاه نشان داده میشود که قابلیت پرینت را نیز دارا میباشد.



یک نمونه از نتیجه دستگاه که بستگی به نوع نفس کشیدن شخص دارد

Spirometer Volume/Time Graph



برخی دیگر از نمونه های دستگاه که به صورت پرتابل (portable) ارایه شده اند.



ماشین همودیالیز

مفاهیم پایه یونیت همودیالیز

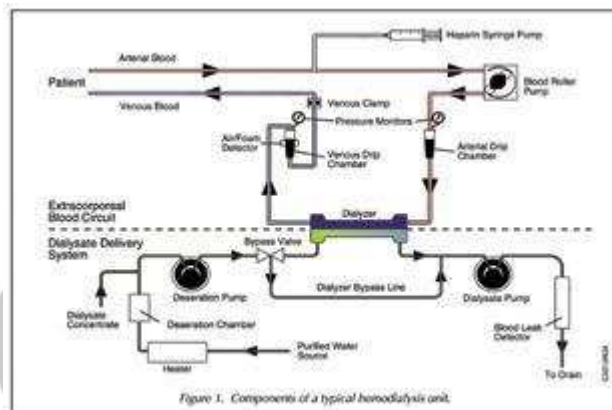


Figure 1. Components of a typical hemodialysis unit.

- اختصار/ نام دیگر: ابزار مربوط به کلیه، ماشین دیالیز

- به چه معنی است؟

Haemo = خون

Dialysis= جداسازی مواد زائد از خون

Dialyser = کلیه مصنوعی

- برای چه به کار می رود؟

برای از بین بردن مواد زائد خون

در تعادل نگه داشتن مایعات

در تعادل نگه داشتن الکترولیت ها

- فیزیولوژی

جایگزینی برای کلیه های معیوب و با عملکرد نامناسب

اصول عملکرد

ترکیب بی کربنات و نمک جوهر سرکه (استات) با محلول درمانی (تحت عنوان RO) برای تولید مایع

دیالیز (cleansing fluid). این مایع پس از قرارگیری مجدد در معرض هوا و مواد شیمیایی، تا دمای

حدوداً بیشتر از ۳۷ درجه سانتی گراد گرم می شود تا بتوان آنرا در دستگاه دیالیز کننده قرار داد.

دستگاه تا زمانی که خون، تمیز و مایع زاید از آن جدا شود، به کار خود ادامه خواهد داد. در نهایت،

مایعات زاید باقیمانده به طرف آبگذر مخصوص (فاضلاب بیمارستانی) هدایت خواهد شد. شکل (۱)

بلوک دیاگرام کلی یک ماشین همودیالیز را نشان می دهد.

- واحد اندازه گیری

دما، درجه سانتی گراد (C))

هدایت، Ms

فشار، میلی متر جیوه (mm/Hg)

جریان (فلو)، میلی لیتر بر دقیقه (ml/min)

- مقادیر نوعی و متداول

دما: ۳۷ درجه سانتی گراد

هدایت: ۱۴ Ms

فشار سیاهرگی: ۱۰۰-۲۰۰ میلی متر جیوه

فشار مایع دیالیز: ۵۰۰ میلی لیتر بر دقیقه

فشار خون: ۲۰۰-۳۰۰ میلی لیتر بر دقیقه

مشکلات گزارش شده

عفونت معضل استفاده از این دستگاه است. بیشتر نرخ مرگ و میر ناشی از استفاده از این سیستم ها بر این اثر همین عفونت ها است. ویروس های خطرناک به آسانی بر روی این سیستم تجمع یافته و انتشار می یابد. بایستی با استفاده از روش های گوناگون استریل سازی و گندزدایی، نگهداری و دفع صحیح پسماندها، از این وقایع ناخوشایند جلوگیری کرد.

اهمیت آب خالص

وجود آب خالص کافی در همو دیالیز ضروری است. کیفیت و ترکیب آب لوله کشی در مناطق مختلف متفاوت است و با اینکه برای آشامیدن مناسب است، ممکن است استفاده از آن به دلیل غلظت های مختلف مواد معدنی خطرناک باشد. از طرفی می توان املاح و ویتامین های مورد نیاز بدن را به آب مورد استفاده در دیالیز اضافه کرد. به هر حال این آب باید به طور متناوب مورد بررسی قرار بگیرد. حساسیت نسبت به مواد سازنده وسایل جانبی این سیستم ها از مشکلاتی است که به ندرت بروز می کند اما خطرناک است.

مفاهیم رادیوبیولوژی

جذب اشعه X:

تشعشع ها را می توان به دو دسته تقسیم کرد:

۱- پرتوهای یونیزان مستقیم

۲- پرتوهای یونیزان غیر مستقیم

همه ذرات باردار پرتوهای یونیزان مستقیم هستند یعنی هر ذره مجزا دارای انرژی جنبشی کافی است که مستقیماً ساختمان اتمی ماده جاذبی را که از آن عبور می کند بشکند و در آن تغییرات شیمیایی و بیولوژیکی ایجاد کنند. تشعشع های الکتروماتیکی، پرتوهای X، پرتوهای یونیزان غیر مستقیم هستند یعنی این پرتوها خود ایجاد صدمات شیمیایی و بیولوژیکی نمی کنند بلکه در حین عبور از ماده جاذب انرژی جنبشی خود را از دست می دهند و تولید ذرات باردار سریع می کنند. پدیده ای که با آن فوتونهای اشعه X جذب می شوند بستگی به انرژی فوتون مورد نظر و ترکیبات شیمیایی ماده جاذب دارد.

در انرژی های بالا با خصوصیت پرتوهای حاصله از واحد کبالت ۶۰ یا شتاب دهنده خطی که در رادیوتراپی استفاده می شوند، پدیده کمپتون غالب است.

به طوریکه یک فوتون با یک الکترون مداری یک اتم جاذب برخورد می کند در این پدیده فوتون با الکترونی که معمولاً الکترون آزاد، یعنی: با الکترونی که به انرژی همبستگی آن در مقابل انرژی فوتون قابل اغماض است، برخورد می کند. قسمتی از انرژی فوتون به صورت انرژی جنبشی به الکترون منتقل می شود. فوتون با انرژی باقی مانده احتمالاً با انحراف از مسیر اصلی به راه خودش ادامه می دهد. در محل وقوع برخورد فوتون یک الکترون تسریع و یک فوتون با تقلیل انرژی وجود دارد که ممکن است در برخوردهای بیشتری شرکت کند. در همه حالت فوتون مقدار کم یا زیادی از انرژی خود را از دست می دهد. در واقع کاهش انرژی فوتون از نقطه ای به نقطه دیگر، ممکن است از صفر تا هشتاد درصد متغیر باشد. در عمل وقتی شعاعی از پرتوایکس جذب می شود، تعداد بسیار زیادی از فوتونها با تعداد بی شماری از اتمها برخورد کرده و بر مبنای آماری امکان از دست دادن انرژی به هر طریقی وجود دارد. نتیجه این برخوردها تولید تعداد زیادی الکترونهای سریع است که بسیاری از آنها قادر به یونیزه کردن اتمهای دیگر ماده جاذب، شکستن باندهای شیمیایی حیاتی هستند و وقایع زنجیره ای که منتهی به صدمات بیولوژیکی می شود را شروع می کنند.

در انرژی های مورد نیاز فوتون در رادیوبیولوژی تشخیصی پدیده های کمپتون و جذب فوتوالکتریک صورت می پذیرد که اولی در دامنه انرژی های بالا غالب بوده و دومی اکثراً در انرژی های پائین با اهمیت است. در پدیده فوتوالکتریک با برخورد یک فوتون اشعه X با یک الکترون مداری مثل مدار k

، $m, h\nu - EB$ پوسته اتم ماده جاذب فوتون تمامی انرژی خود را به الکترون انتقال می دهد .
قسمتی از این انرژی صرف کندن الکترون « صرف غلبه بر انرژی همبستگی الکترون برای رهایی آن از
مواد » می شود و بقیه به گونه انرژی جنبشی به الکترون داده می شود .

$$KE : h\nu - EB$$

KE : انرژی جنبشی الکترون رها شده

hν : انرژی فوتون ورودی

EB : انرژی همبستگی الکترون در مدار

در نتیجه دفع الکترون از پوسته اتمی جای خالی آن می بایستی توسط یک الکترون دیگر از پوسته
خارجی تر پر شود « پوسته خارجی در همان اتم یا از خارج اتم » . حرکت یک الکترون از یک پوسته
به پوسته دیگر ، ایجاد تغییری در سطح انرژی خواهد کرد چون الکترون دارای بار منفی است حرکت
آن از یک باند ضعیف به یک باند قوی « از نظر انرژی » نشانگر کاهش انرژی پتانسیل است . این تغییر
انرژی با صدور یک فوتون دارای خاصیت تشعشع الکترومغناطییک به حالت تعادل در می آید به این
اشعه ، اشعه X اختصاص می گویند .

اختلاف پدیده های کمپتون و جذب فوتوالکتریک : در پدیده کمپتون ضریب جذب جرمی بستگی به
عدد اتمی جاذب ندارد اما برعکس ضریب جذب فوتوالکتریک به سرعت با عدد اتمی (Z) تغییر می
کند و در حقیقت متناسب با Z^3 است . در رادیولوژی تشخیصی ، فوتون در دامنه انرژی به کار برده می
شوند که جذب فوتوالکتریک بر پدیده کمپتون غالب است و چون ضریب جذب جرمی به طور بحرانی
با Z تغییر می کند ، پرتوهای X در حد وسیعی توسط استخوان ها جذب می شوند . زیرا استخوانهای
حاوی عناصری مثل کلسیم هستند که عدد اتمی بالایی دارد . این اختلاف جذب در مواد ، با عدد اتمی
(Z) بالا یکی از اصول بنیادین در پشت چهره آشنای رادیوگراف می باشد . از طرف دیگر چون در
رادیوتراپی فوتونهای با انرژی بالا در دامنه و گاولتاژ مورد نظر هستند در این حالت پدیده کمپتون حائز
اهمیت است . در نتیجه دوز جذبی برای بافت نرم ، عضلات و استخوانها تقریباً برابر است به طوری که
اختلاف در جذب ناخواسته در استخوان که در فوتونهای کم انرژی در رادیوتراپی ایجاد اشکال
خواهند کرد ، دوری می شود . در حالی که تفاوت های بین پدیده های گوناگون جذب در
رادیولوژی از اهمیت کاربردی خاصی برخوردارند . از نظر رادیوبیولوژیکی چندان حائز اهمیت نیستند
اگر پدیده جذب فوتوالکتریک یا کمپتون ، اکثر انرژی فوتون جذب شده مبدل به انرژی جنبشی یک
الکترون سریع می شود .

"راديو تراپی" چیست؟

"راديو تراپی" یکی از روشهای اصلی درمان سرطان محسوب می شود و سالهاست که خدمات راديو تراپی در کشور ما توسط پزشکان متخصص به بیماران ارائه می گردد. ولی متأسفانه به دلیل باورهای غلط عده ای از بیماران نسبت به عوارض راديو تراپی، میزان گرایش عموم به این درمان زیاد نیست. در این میان عدم اطلاع کافی تعدادی از پزشکان در مورد راديو تراپی به باورهای نادرست. دامن می زند. در این خصوص، گفتگویی با دکتر "بهرام مفید" راديو تراپیست و عضو هیات علمی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی انجام شده است.



راديو تراپی یعنی چه؟

راديو تراپی یعنی از بین بردن تومورهای بدخیم توسط اشعه دادن به آن، که این اشعه شامل انواع ایکس و گاما میشود.

آیا همزمان با از بین رفتن تومور، سلولهای مجاور آسیب می بینند و آیا نگرانی بیماران نسبت به عوارض راديو تراپی، به جاست؟

درست است که همزمان، سلولهای اطراف تومور آسیب می بینند و این مسأله "یکی از عوارض راديو تراپی است، اما بیماران نباید در این مورد نگران باشند زیرا پزشک قبل از درمان، کاملاً" به این مسأله توجه می کند و با توجه به منطقه تومور، میزان اشعه را طوری تنظیم می کند که کمترین آسیب به سلولهای اطراف برسد. در غیر اینصورت با یک بار اشعه دادن به میزان زیاد، تومور به یکباره از بین می رفت و آسیب فراوانی نیز وارد می شد که قابل جبران نبود. در حقیقت آسیب سلولهای اطراف، یک محدودیت برای راديو تراپیست محسوب می شود.

آیا میزان اشعه مورد استفاده در مورد تمام اندامها، یکسان است؟

خیر میزان اشعه براساس نوع و محل تومور انتخاب میشود. برای اندام های حساسی مثل ریه ، روده و معده میزان اشعه کمتر و برای دست و پا اشعه قوی تری استفاده خواهد شد.

عوارض جانبی رادیوتراپی چیست ؟

مهمترین عارضه جانبی رادیوتراپی ، عوارض پوستی و سوختگی محل مورد نظر است . ولی منظور از سوختگی در ۹۰ درصد موارد تنها تغییر رنگ پوست و به ندرت سوختگی های درجه اول است . گاهی سوختگی از درجات بالاتر هم اتفاق می افتد که شیوع بسیار کمی دارد و بیماران نباید نگران این قضیه باشند. اصولاً مشکل رادیوتراپی در جامعه ما نگرانی مردم از سوختگی است . ولی با افزایش سطح تبخیر پزشکان و دستگاههای جدید این مشکل ، بسیار کم اتفاق می افتد . سایر عوارض رادیوتراپی بستگی به محل تومور دارد . مثلاً " پس از اشعه دادن به تومورهای شکم ، تا مدتی عوارضی مثل اسهال ، مشکلات گوارشی و سوزش ادرار دیده میشود که دائمی نیست .

چه کسانی نمی توانند تحت درمان با رادیوتراپی واقع شوند ؟

دو دسته از افراد نمی توانند از رادیوتراپی استفاده کنند. گروه اول خانم های باردار هستند که مطلقاً نمی توانند تحت درمان واقع شوند. دسته بعدی افرادی هستند که قبلاً " تحت درمان دوره ای با اشعه قرار گرفته اند. در مورد این افراد ، در صورت عود تومور و لزوم استفاده مجدد از اشعه ، از دوز پایین تر اشعه استفاده می شود.

آیا تمام سرطان ها با رادیوتراپی قابل درمان هستند ؟

خیر. در سرطانهایی مثل لوئمی (نوعی سرطان خون) که سلولهای سرطانی در کل گردش خون وجود دارند نمی توان از اشعه استفاده کرد. اما در تومورهای اندام های مختلف مثل تومور روده یا ریه از رادیوتراپی استفاده زیادی میشود. در واقع ۶۰٪ از بیماران برای این قسمت از درمان ارزشی قایل نیستند و بیشتر تمایل به شیمی درمانی دارند. چون رادیوتراپی هنوز برای مردم کاملاً " شناخته شده نیست.

چرا بیماران ارزش زیادی برای رادیوتراپی قائل نیستند و برای حل این مشکل چه باید کرد ؟ شاید یکی از دلایل این باشد که ما در ایران یک مرکز کامل و مجهز مختص سرطان نداریم . تا تمام مراحل درمان سرطان از قبیل جراحی ، رادیولوژی مخصوص ، شیمی درمانی و رادیوتراپی را پوشش دهد. در ضمن مراکز درمانی ما به نسبت حجم بالای بیماران ، بسیار محدود است و علاوه بر همه این ها میزان اطلاع پزشکان عمومی و حتی برخی متخصصین نسبت به رادیوتراپی بسیار کم است بنابراین بیماران به درمانهای دیگر سوق داده می شوند.

برای آشنایی بیشتر مردم رسانه ها ، خصوصاً " صدا و سیما نقش بسیار مهمی دارند تا رادیوتراپی نقش موثر آن برای عموم مردم بیشتر معرفی شود. البته در حال حاضر متأسفانه به دلیل تعداد زیاد مبتلایان به سرطان ، کم کم مردم بیشتر با رادیوتراپی آشنا می شوند.

آیا رادیوتراپی توسط بیمه های دولتی پوشش داده می شود؟

بیمه های دولتی، رادیوتراپی در مراکز دولتی را پوشش می دهند. اما چون مراکز دولتی پاسخ گوی تعداد زیاد بیماران نیستند، مراکز خصوصی مطرح میشوند و متأسفانه بیمه ها با مراکز خصوصی به سختی قرار داد می بندند و هزینه ای هم که توسط بیمه پرداخت می شود ناچیز است. شاید بتوان مشکل دیگر رادیوتراپی را هزینه بالای آن عنوان کرد.

در حال حاضر چه پیشرفت هایی در زمینه رادیوتراپی صورت گرفته است؟

یکی از نقاط عطف علم رادیوتراپی، اختراع دستگاههای شتاب دهنده است که امروزه به بازار آمده است و مراکز محدودی هم در تهران و شهرستانها دارای این دستگاه هستند. در دستگاه شتاب دهنده اشعه با انرژی بیشتری به زیر پوست انتقال داده میشود و عوارض پوستی آن بسیار کم است و توموری که در عمق واقع شده است، انرژی بالایی دریافت کرده و درمان موثرتر است و قسمت های مجاور تومور هم کمتر هدف اشعه واقع می شوند.

پیشرفت دیگری که در زمینه رادیوتراپی مطرح است ایجاد روش های سه بعدی است که توسط سی تی اسکن ابتدا نقشه تومور از جهات مختلف کشیده میشود و زمانی که اشعه داده میشود دقیقاً "اشعه به خود تومور اصابت کرده و حتی زمانی که تومور تغییر جهت می دهد، دستگاه نیز جهت خود را عوض می کند و باز دقیقاً" به خود تومور اشعه داده می شود و اندام ها و سلول های اطراف از آسیب در امان می مانند و عوارض جانبی درمان به حداقل می رسد.

فوتوپلتیسموگرافی چیست ؟

:Photo Plethysmography

PPG که به صورت Light Reflection Rheography یا LRR شناخته شده است یک روش غیر تهاجمی با استفاده از تاباندن نور غیر مرئی مادون قرمز به پوست است. با توجه به حجم خون موجود در پوست و بافت، نور مادون قرمز جذب می شود با اندازه گیری نور جذب نشده تغییرات موجود در حجم خون را می توان محاسبه کرد. همانند IP می توان تغییرات حجم خون در سیاهرگ و منحنی ضربانی شریانها را به دست آورد.



اندازه گیری فوتوپلتیسموگرافی

PPG بر اساس تعیین مشخصات نوری یک ناحیه معین پوست تعریف می شود. برای رسیدن به این مقصود، مقداری نور نامرئی مادون قرمز به پوست تابانده می شود. قسمتی از نور که وابسته به مقدار حجم خون موجود در این قسمت از پوست است، جذب می گردد. در هر بار مقدار نور منعکس شده با تغییرات حجم خون برابر است. تغییرات حجم خون را میتوان با اندازه گیری این نور بازگشتی و با استفاده از مشخصات نوری بافت و خون محاسبه کرد. شما می توانید این اثر را با چشمان خود مشاهده نمایید، پوست با خون کم سفید به نظر می رسد ولی با خون بیشتر تیره تر می شود. PPG مفهومی نزدیک به همین قضیه ولی با رزولوشن و حساسیت بالاتر دارد. روشهای اندازه گیری جدید از تجهیزات پیچیده تری بهره می برد که باعث افزایش دقت و اعتبار نتایج این روش شده است، با این وجود باید به خاطر داشت که فقط اندازه گیریهای نسبی ممکن است و فقط

حجم خون تغییر می کند و قابل ثبت است. سیگنال اندازه گیری شده تغییرات حجم خون در سیاهرگها و ضربان خون شریانی را در مویرگها نشان می دهد. پارامترهای متغیر دیگری نیز که به PPG بر می گردند وجود دارد.

D-PPG، دیجیتالی پلتیسموگرافی یک نام خاص در آزمایش سیاهرگی در پلتیسموگرافی است. به صورت تاریخی به معنی یک تکنیک سنجشی پیشرفته به کار می رود. در حال حاضر اغلب دستگاههای موجود با یک تکنیک مشابه کار می کند.

Light-Reflection-Rheography (LRR) نیز به آزمایش سیاهرگی بر می گردد این نام بر اساس یک نوع خاص از سنسور که توانایی حس کردن و ساطع کردن را در یک طرف خود دارد (گیرندگی و فرستندگی) گرفته شده است. این سنسور بخش منعکس شده از نور ساطع شده را اندازه می گیرد. (باید توجه کرد که سنسورهایی که در اینجا بحث خواهند شد (سنسورهای تبادلی) فقط می تواند موج ضربانی را اندازه گیری نماید. (فقط سنسورهای بازتابنده قادر است در آزمایش سیاهرگی کار کنند).
آزمایش سیاهرگی:

این قسمت که با نامهای tip-toe-test یا آزمایش پمپ عضله شناخته می شود و یک آزمایش جهت تشخیص نارسایی دریچه های سیاهرگی است. نارسایی سیاهرگی یک بیماری شایع بوده و می تواند نتیجه لخته شدن خون در سیاهرگها باشد. برای انجام آزمایش بیمار باید روی صندلی که قابلیت تنظیم وزن را دارد بنشیند پاها باید کمی کشیده باشد (زاویه ۱۱۰ درجه) در حین آزمایش بیمار باید کف پاهای خود را بالا آورده و سپس به حالت قبل بازگرداند تا خون از سیاهرگها پمپ شود. این حرکت باید حداقل ۱۰ بار انجام شود. در حین این آزمایش خون موجود در سیاهرگها بنابر انقباض موجود در عضلات به سمت قلب پمپ می شود.

بعد از انجام آزمایش بیمار باید به صورت بی حرکت تا زمانی که منحنی refill ثبت می شود منتظر بماند. در طول این زمان منحنی refill اندازه گیری می شود. اگر دریچه های سیاهرگی درست عمل کند و به موقع بسته شود هیچ خونی برگشت پیدا نمی کند و refill فقط در زمان ایجاد جریان بداخل سرخرگها اتفاق می افتد. این فرآیند پر شدن مجدد از ۳۰ تا ۱۲۰ ثانیه بطول می انجامد. اگر یک سیاهرگ ناسالم وجود داشته باشد، خون می تواند به عقب بازگشت نماید و refill خیلی سریعتر اتفاق می افتد (کمتر از ۲۵ ثانیه) هر چه سرعت پر شدن بیشتر باشد نارسایی سیاهرگها وخیم تر است.

آزمایش PPG جهت به دست آوردن کارآیی اولیه سیاهرگ بسیار مناسب است. این آزمایش بسیار ساده است و حتی می توان در داروخانه ها این آزمایش را انجام داد و نتایج آن را با فشار خون اندازه گیری شده مقایسه نمود. معاینه های بیشتر توسط پزشکان متخصص با استفاده از روشهای PPG و داپلر انجام می شود.

فتولیتیسموگرافی شریانی (Photo Pulse):

همانند IP در این روش نیز می توان سیگنال ضربانی شریانها را از سیگنال تغییرات حجمی خون سیاهرگی جدا کرد. دو نوع مختلف از پروبهای PPG در سنجش شریانی مورد استفاده دارد: پروبهای بازتابنده:

این پروب برای آزمایش سیاهرگی نیز کاربرد دارد. نور ساطع شده و قسمت حس کننده در کنار یکدیگر و در یک پروب قرار گرفته است. سنسورهای نوری، نوری را که توسط بافت پوست منعکس شده آشکار می کند. با توجه به آناتومی بدن، سنسورهای PPG فقط در آشکارسازی موج ضربانی در نواحی که تعداد زیادی مویرگ و سیاهرگ به یکدیگر جوش خورده است همانند انگشتان دست و پا، لوب گوش و چند ناحیه در صورت کاربرد دارند. این نواحی با قسمتهایی که در قسمت سیاهرگی بکار می رود، متفاوت است ولی هر دو کار توسط یک سنسور انجام می شود.

پروبهای انتقال: در این پروبها سنسورهای نوری در طرف مقابل قسمت ساطع کننده نور قرار گرفته است و بافت در بین این دو قسمت قرار دارد. در این حالت میدان کاربردی و مکانی که نور می تواند به داخل آن از میان بافت نفوذ کند، محدود می شود (انگشتان دست و پا و لوبهای گوش)، در مغایرت با پروبهای بازتابنده. منابع اصلی تولید ضربان که شامل رگهای بزرگ نیز می شود این سنسورها را برای اندازه گیری فشار خون نیز توانا می سازد. پلتیسموگرافی شریانی شکل و اندازه موج ضربانی را همانند IP اندازه گیری و ارزیابی می کند، کاربرد ساده این روش در روی انگشتان دست و پا، کاربرد این تکنیک را در موارد زیر مفید و ممکن ساخته است:

* تشخیص بیماریهای مویرگها در انگشتان (این کار فقط با مشاهده منحنی های به دست آمده ممکن است).

* تشخیص کارآیی اغتشاش جریان خون (سندرم Raynould، انگشت مرده، سندرم Fibration): برای تشخیص اغتشاشات و اختلافات، انگشت را برای چند دقیقه سرد می کند و زمان لازم برای اینکه دامنه پالس دوباره نرمال شود را اندازه گیری می کند.

* تشخیص سندرم thoractic outlet: در این کار سرخرگ موجود در شانه را توسط فشار مسدود می کند (سرخرگ دست یا سر) و با مانیتور کردن موج ضربانی یک بند انگشت، موقعیت و مکان رگی که در شانه مسدود شده باشد مشخص می گردد.

* اندازه گیری فشار خون حتی در بند انگشتان: در پروبهای انتقال به راحتی می توان فشار خون سیستولی را اندازه گیری کرد.

* پروبهای PPG بصورت سنسورهای جریان خون نیز کاربرد دارد: ولی کار کردن با آنها بسیار سخت تر از پروبهای داپلر است. یک کاف روی شریان اصلی بسته می شود و فشاری بیشتر از فشار سیستول را اعمال می کند و سپس به آرامی فشار را کم می کنند. زمانی که پروب PPG فقط موج ضربانی را نشان می دهد، فشار سیستولی خون برابر با فشار موجود در کاف است. با استفاده از کافهای کوچک حتی می توان فشار خون در یک بند انگشت را نیز محاسبه کرد.

مقدمه :

کلمه آندوسکوپ از دو کلمه یونانی به معنای درون و دیدن تشکیل شده است. عبارت آندوسکوپی به معنای استفاده از تجهیزات برای معاینه درون ارگان های حفره مانند بدن به صورت دیداری است. در علم پزشکی از دیر باز تمایل و رغبت برای دیدن اجزای درون بدن نیروی محرکی بوده است تا بدان وسیله بتوان به بیماران کمک کرد. در کنار جراحی باز، این روش معاینه و جراحی با کمترین تهاجم به بدن، روشی ظریف، استادانه و ماهرانه البته با کمترین مشکل برای بیمار محسوب می شود. طبیعت راه رسیدن به این هدف را فراهم آورده است. دستیابی به درون، از طریق حفرات و سوراخ های بدن انسان امکان پذیر است. راه حل به کار برده شده برای آندوسکوپی استفاده از نور بازتابیده بود و تنها یک آینه عنصر اصلی این روش معاینه محسوب می شد. در گذشته اجزای درون بدن با چشم غیر مسلح دیده می شد بدون استفاده از هر گونه وسیله نوری یا سیستم کمکی.

ویدیو آندوسکوپ، ساختمان و کاربردها انتقال الکترونی تصاویر گرفته شده از بدن به یک واحد پردازشگر ویدئویی، پیشرفت تکنولوژیکی جیدی در علم آندوسکوپی به شمار می رود. امروزه در اکثر اعمال جراحی آندوسکوپی از ویدئو و دوربین های عکاسی برای دیدن و ثبت عمل استفاده می شود ریال، در این گونه سیستم ها در عین اینکه می توان اجزای داخلی بدن را به شکل تصاویر رنگی در حین انجام عمل آندوسکوپی مشاهده کرد، این تصاویر قابلیت ضبط و ذخیره شدن داشته، در موقع لزوم می توان آنها را باز خوانی کرد.

متخصصان آندوسکوپی، با دیدن تصاویر رنگی فیزیولوژیکی گرفته شده، از بدن، می توانند پی به وجود انواع مختلف بیماری ها و همچنین لخته ها در عضو مورد نظر ببرند و شرایط پاتولوژیکی بسیاری را ارزیابی کنند. نظیر بررسی میزان خون رسانی به بافت ها و مخاط های مختلف و تشخیص بافت های غیر طبیعی که در زیر این مخاط ها فرا گرفته نظیر تومور های زیر پرده مخاطی. مزیت اصلی استفاده از آندوسکوپ ویدئویی آن است که این سیستم ها قادر به تصویر کشیدن اجزای داخلی بدن هستند، به گونه ای که امکان تماشای تصویر، همزمان به وسیله تمامی افراد تیم جراحی امکان پذیر باشد بدون آنکه رزولوشن تصویر پایین بیاید.

نکته دیگر آن است که در صورت عدم استفاده از سیستم های ویدئو حین انجام عمل آندوسکوپی ، متخصص برای دیدن تصاویر مجبور است که از طریق یک چشمی ، آن هم با دقت زیاد نگاه کند و اغلب به دلیل خم شدن روی بیمار ، خستگی و فشار شدیدی را در ناحیه چشم ها ، گردن و پشت خود احساس می کند . در حالی که اگر از آندوسکوپ ویدئویی کمک گرفته شود ، متخصص این امکان را دارد که در یک وضعیت مناسب و راحت قرار گرفته ، خستگی کمی را احساس کند . ضمن آنکه تمامی افراد تیم جراحی می توانند روند معاینه و درمان را به وضوح دیده ، از این طریق کمک مؤثری به جراح نمایند .

اصول عملکرد

شکل زیر مقطع عرضی Distal tip از یک آندوسکوپ Flexible را نشان می دهد . همان طور که می دانیم آندوسکوپ های فیبر نوری که به نام فیبروسکوپ ها معروفند دارای ۲ دسته فیبر نوری هستند که یکی برای هدایت روشنایی و دیگری برای هدایت تصویر استفاده می شود .



در این شکل علاوه بر فیبر های نوری ، کانال های ساکشن و وسائل جراحی ، همچنین کانال های آب و هوا دیده می شود

کاربردهای تجهیزات آندوسکوپی در پزشکی

آندوسکوپ ها به شکل بسیار گسترده ای در تمامی زمینه های علوم پزشکی کاربرد داشته و امروزه بخصوص در اورولوژی ، جراحی های نورولوژیک و هیستروسکوپییک قابلیت های زیادی از خود نشان می دهند .

در جراحی های آندوسکوپی یا همان (minimally invasive surgery MIS Procedures) در عین اینکه تغییر شکل غیر طبیعی بافت های بدن بسیار کم دیده می شود ، بهبود بیمار نیز در مدت زمان کوتاهی نسبت به Open surgical prosedures صورت می گیرد و از این جهت آندوسکوپی روش روش بسیار کم ضرر برای بیمار می باشد و آسیب بسیار کمی متوجه بیمار می باشد .

اطلاعات تشخیصی حاصل بغایت ارزشمند است زیرا به ارائه شواهد روشن و مستقیمی می انجامد ، مثلاً زخم های روده ، انسدادها ، تومور های خوش خیم و بد خیم ، بیماریهایی چون سیروز کبدی و غیره را می توان مستقیماً مطالعه کرد . همچنین بیوپسی (نمونه برداری از بافت) ، استفاده از الکترودهای مخصوص سوزاندن و بند آوردن خونریزی و با وسایل خارج سازنده برای بیرون آوردن اجسام خارجی از اعمال معمولی در آندوسکوپی به شمار می رود .

آندوسکوپی به شیوه نوین

شرکت ژاپنی «المپیس مدیکال سیستم» موفق به ساخت نوعی کپسول قرصی شکل شده که با آن می توان عمل آندوسکوپی را انجام داد.

برپایه گزارش روزنامه نیهون کیزای، برای عمل آندوسکوپی فقط کافی است که این کپسول را از راه دهان به همراه آب بلعید.

در درون این کپسول که ۲/۶ سانتی متر طول و ۱/۱ سانتی متر پهنا دارد، یک دوربین سی سی دی، دستگاه پرتوافکنی دایود و دستگاه بی سیم برای فرستادن تصاویر کار گذاشته شده است. جهت مشاهده عملکرد این قرص بعد از ورود به بدن می توانید فایل فلش موجود در قسمت "ادامه مطلب" را مشاهده کنید.

دست اندر کاران متخصص در این زمینه می گویند که با استفاده از این کپسول می توان از نقاطی چون روده کوچک که انجام فیلمبرداری از آن با دستگاه های آندوسکوپی کنونی کار دشواری است، فیلمبرداری کرد.

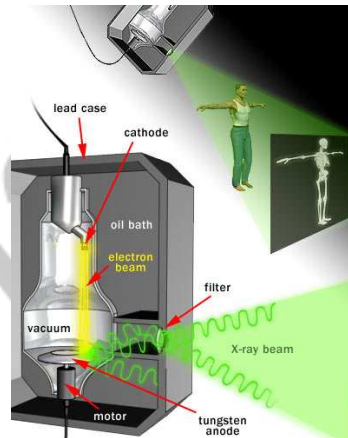
این کپسول را نمی توان از راه دور کنترل و هدایت نمود بلکه فقط می توان فیلم ارسالی آن را دریافت کرد.

شرکت المپیس مدیکال سیستم برنامه دارد، سال جاری میلادی مراحل اداری برای دریافت مجوز فروش این نوع کپسول را از وزارت بهداشت ژاپن برای ارایه در داخل این کشور آغاز کند. پیش بینی می شود که فروش و استفاده از این کپسول در مراکز درمانی ژاپن از حداکثر دو سال دیگر آغاز شود.

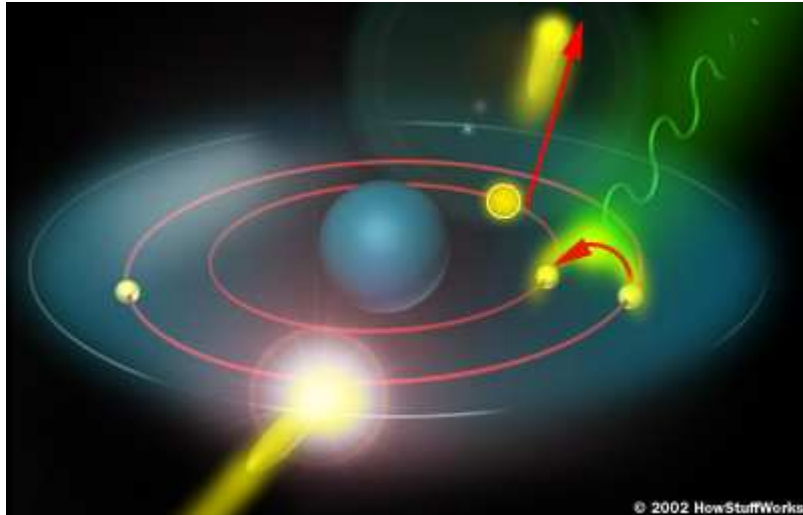
نحوه عملکرد System X-ray در عکس برداری

همانند اکثر اختراعات ماندگار بشر تکنولوژی X-ray کاملاً به صورت تصادفی در سال ۱۸۹۵ وقتی که فیزیکدان آلمانی به نام wilhem roentgen در حال آزمایش بر روی پرتوهای الکترون موجود در یک محفظه ی خلا بود، اختراع شد. اختراع بزرگ roentgen به سرعت در عصر خود به عنوان یکی از مهمترین و بزرگترین پیشرفت های حاصل شده در زمینه پزشکی شناخته شد. این تکنولوژی در حال حاضر در تشخیص وضعیت استخوانهای اسکلت بدن، غدد درون ریز، دستگاه گوارشی، رگ های خونی و... را از طریق عکس برداری به صورت فوق العاده آسان بدون انجام کوچکترین عمل جراحی امکان پذیر کرده است

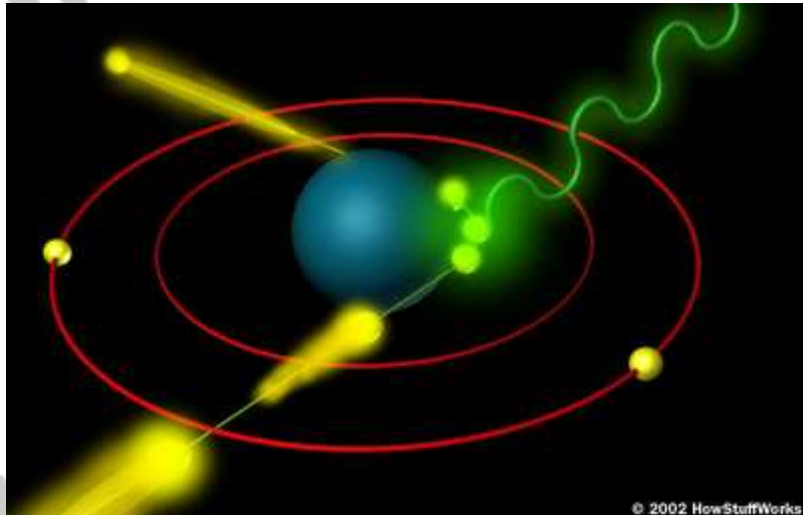
قسمت اصلی دستگاه X-ray از یک محفظه ی ضخیم سربی که در داخل آن یک محفظه شیشه ای خلا همراه با دو الکتروود به نام های آند و کاتد است تشکیل گشته است. اختلاف پتانسیلی که بین دو الکتروود ایجاد میگردد باعث میشود که الکترونها ی معلق در لوله ی خلا تحت تاثیر نیروی بسیار بزرگ حاصل از میدان الکتریکی قرار بگیرد و آنها را از سمت کاتد به سوی آند که از جنس تنگستن است هدایت کند. و در نتیجه موجب جاری شدن جریان بین کاتد که قطب منفی و آند که قطب مثبت است گردد.



زمانی که یک الکترون پر سرعت به آند تنگستنی برخورد میکند سبب میشود تا یک الکترون از الکترون های موجود در سطح انرژی پایین اتم تنگستن کنده شده و به جهت جایگزینی این الکترون کنده شده الکترونی از سطح انرژی بالاتر اتم تنگستن به سطح انرژی پایین تر منتقل شود و انرژی ای برابر با اختلاف دو سطح انرژی در قالب یک فوتون آزاد کند. چنانچه که اختلاف بین دو سطح انرژی به گونه ای باشد که الکترون انرژی قابل ملاحظه ای را آزاد کند این انرژی در قالب یک فوتون اشعه ی ایکس معرفی میگردد.



گاهی اوقات نیز بر اثر برخورد یک الکترون پرسرعت به هسته ی اتم تنگستن ضمن کاسته شدن سرعت الکترون و تغییر جهت دادن آن انرژی ای آزاد شود که به صورت فوتون اشعه ایکس خواهد بود.



ساختمان لامپ اشعه ایکس

پرتوهای ایکس را بوسیله بمباران هدفی فلزی با باریکه‌ای از الکترونهای سریع تولید می‌کنند. قطعات اصلی لامپ اشعه ایکس شامل کاتد برای گسیل الکترونها و آنودی در نقش هدف می‌باشند، که هر دو درون لامپ خلا جای گرفته‌اند. کاتد پیچه‌ای رشته‌ای از جنس تنگستن است، این لامپ یک پیچه کانونی جهت جمع‌کنندگی باریکه الکترونی نیز دارد و در ساختمان آن از پمپ تخلیه نیز استفاده می‌کنند.

نحوه عمل لامپ اشعه ایکس

جریان الکتریکی با ولتاژ کم از میان رشته کاتد برای گرم کردن آن و التهاب و تحریک گسیل گرما یونی الکترونها می‌گذرد. اختلاف پتانسیل الکتریکی زیادی (ولتاژ لامپ) بین کاتد و هدف آنودی،

برای شتاب دهی الکترونها در فاصله فضایی بین آن دو وجود دارد. معمولاً گستره ولتاژی لامپ اشعه ایکس بین ۵۰kV تا ۱Mv است.

فنجانک متمرکز کننده‌ای یا پیچه کانونی را نزدیک کاتد قرار می‌دهند که این پیچه به عنوان عدسی الکترومغناطیسی برای متمرکز کردن گسیل گرما یویی به صورت باریکه‌ای که به مرکز هدف آندی هدف گیری شده است، عمل می‌کند. آند از قطعه کوچکی از فلز هدف تشکیل شده است که معمولاً از جنس تنگستن است و در پوشش مسی جای گرفته است.

تنگستن را به عنوان ماده هدف بکار می‌برند، زیرا گسیل کننده بسیار مؤثر پرتوهای ایکس است و نقطه ذوب فوق العاده بالایی (۳۳۸۰ درجه سانتیگراد) دارد. از این رو دماهای بسیار بالایی را که بوسیله برخورد الکترونها سریع ایجاد می‌شود، می‌تواند تحمل کند. قطعه تنگستن را درون مکعبی مسی که با آب یا روغن خنک می‌شود جای می‌دهند. بدین ترتیب انرژی گرمایی تولید شده را با رسانش از طریق مس می‌توانند به آسانی از بین ببرند.

کپسول لامپ اشعه ایکس

کپسول لامپ اشعه ایکس را ممکن است از شیشه، ماده سرامیکی همچون آلومینا، فلز یا ترکیبی از مواد بسازند. بیشتر لامپهای اشعه ایکس که امروزه ساخته می‌شوند، ساختمانی از جنس سرامیک _ فلز دارند، که آنها را در مقایسه با لامپهای شیشه‌ای _ فلزی برای هر ولتاژ بخصوصی می‌توان کوچکتر ساخت.

کپسول لامپ باید استحکام ساختمانی خوبی در دماهای بالا داشته باشد، تا اثرهای ترکیبی گرمای تابیده از آند و نیروهای اعمالی به محفظه خلا بوسیله فشار اتمسفر را بتواند تحمل کند. شکل کپسول ممکن است با میزان ولتاژ لامپ و ماهیت طرح آند و کاتد تغییر کند.

کپسول باید دارای دریچه‌ای در مقابل آند برای امکان خروج باریکه اشعه ایکس از لامپ باشد. این دریچه از عنصری با عدد اتمی پایین برای حداقل جذب اشعه ایکس ساخته شده است. معمولاً دریچه را از بریلیم به ضخامت ۳ تا ۴ میلیمتر می‌سازند.

اتصالات الکتریکی آند و کاتد به دیواره‌های کپسول جوش داده می‌شود. لامپ پرتو درون محفظه‌ای فلزی قرار دارد که برای محافظت در مقابل شوک الکتریکی با ولتاژ بالا کاملاً عایق بندی شده است و معمولاً این محفظه پر از دوشاخه ولتاژ قوی دارد که امکان قطع سریع کابل‌های الکتریکی اتصال دهنده لامپ به ژنراتور فشار قوی را بوجود می‌آورد.

طراحی لامپ اشعه ایکس

دستگاههای قابل حمل اشعه ایکس که در کارگاهها بکار می‌روند، معمولاً همه چیز سر خود دارند و مجهز به ژنراتور فشار قوی و لامپ اشعه ایکس هستند که درون یک محفظه قرار دارند. در این حالت

هیچ کابل فشار قوی در خارج از محفظه وجود ندارد. جریان الکتریکی حاصل از ولتاژ ضعیف از میان رشته کاتد می‌گذرد و با گرم کردن آن ابر الکترونی در پیرامون رشته با گسیل گرما یونی بوجود می‌آید.

هنگامی که ولتاژ قوی در میان لامپ در بین کاتد و آند اعمال می‌شود، الکترونها در عرض فضای تخلیه شده برای برخورد به هدف شتاب می‌گیرند. باریکه الکترونی طوری متمرکز می‌شود که تنها به سطح کوچکی از هدف برخورد می‌کند، که این سطح کوچک را نقطه کانونی می‌نامند. بیشتر انرژی باریکه الکترونی به انرژی گرمایی که ناگزیر از بین می‌رود، تبدیل می‌شود و مقداری از آن به اشعه ایکس تبدیل می‌شود.

هر چقدر نقطه کانونی روی هدف کوچکتر باشد، تصویر پرتو نگاری بدست آمده روشنتر خواهد بود. در هر حال آن مقدار از گرمایش آندی که بوجود می‌آید مانع استفاده از نقطه کانونی بسیار کوچک خواهد شد. طراحی آند و هدف بر مبنای شرایط بهینه‌ای از عمر طولانی هدف و پرتو نگاری بیشینه صورت می‌گیرد.

در بسیاری از طراحیهای لامپ اشعه ایکس صفحه آند را نسبت به باریکه الکترون شیبدار می‌سازند. باریکه الکترونی طوری متمرکز می‌شود که نقطه کانونی مربع کوچکی بر روی صفحه عمود بر باریکه الکترونی بوجود می‌آورد. درحالی که این نقطه کانونی به صورت دراز و باریک بر روی صفحه شیبدار هدف بوجود می‌آید.

پارامترهای فیزیکی کنترل کننده باریکه متغیرهای مهم لامپ اشعه ایکس که مکانیزم عمل و کنترل باریکه حاصل را سبب می‌شوند، عبارتند از:

جریان الکتریکی رشته: تغییر در جریان رشته سبب تغییر در دمای رشته می‌شود و تغییر در آهنگ گسیل گرما یونی الکترونها را به دنبال دارد.

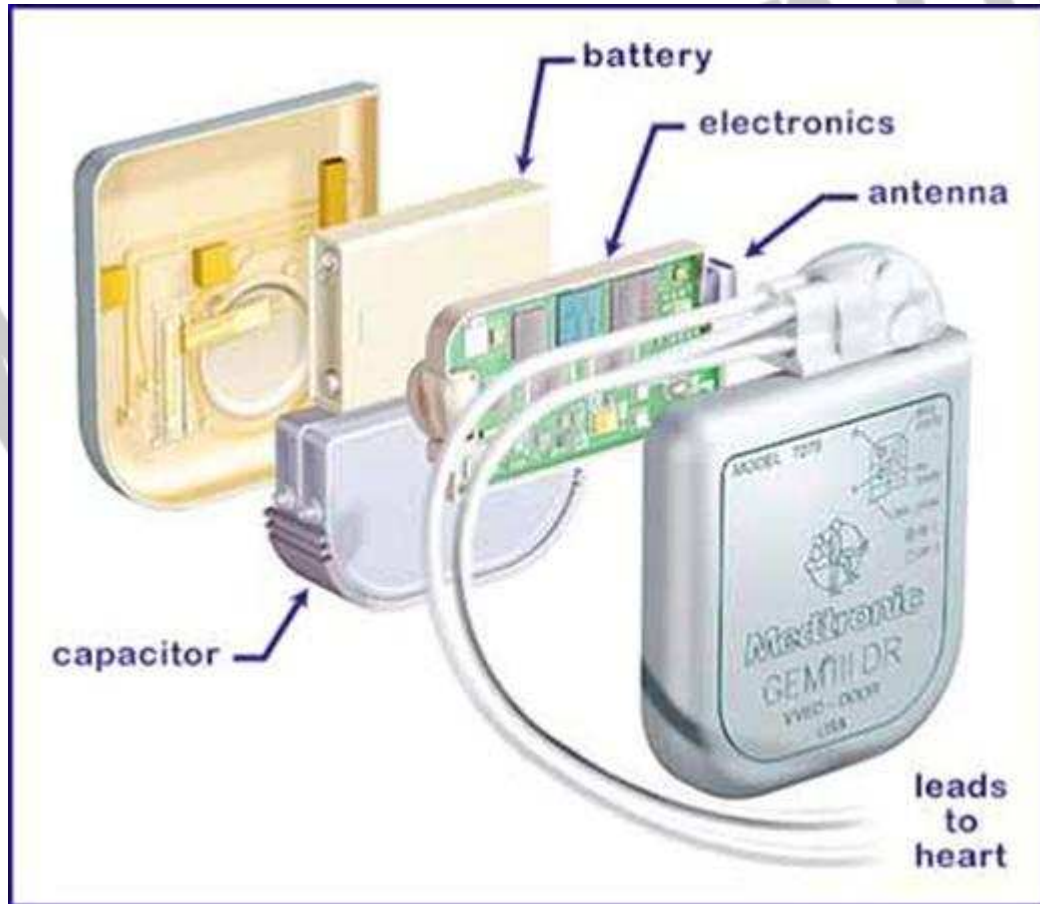
ولتاژ لامپ: افزایش در ولتاژ لوله و اختلاف پتانسیل الکتریکی بین کاتد و آند، انرژی باریکه الکترونی و در نتیجه انرژی و توان نفوذ اشعه ایکس تولید شده را افزایش خواهد داد.

جریان الکتریکی لامپ: جریان لامپ برابر مقدار شارش الکترونی بین کاتد و آند است و مستقیماً به دمای رشته مربوط می‌شود (از جریان لامپ معمولاً به عنوان میلی آمپراژ لامپ یاد می‌کنند). شدت باریکه اشعه تولید شده بوسیله لامپ تقریباً متناسب با میلی آمپراژ لامپ است.

دیفیبریلاتور کاردیو ورتر

دیفیبریلاتور کاردیو ورتر اتوماتیک قابل کاشت در بدن که معمولاً AICD خوانده می شود وسیله ای است که ریتم قلب را به صورت پیوسته نمایش میدهد .

اگر این وسیله ضربان تند غیر طبیعی را تشخیص دهد ، خیلی سریع و به صورت الکتریکی ، قلب را با آن همگام می کند و یا با دادن شوک الکتریکی کوچکی ریتم قلب را به حالت نرمال بازمیگرداند.



بیمار متوجه همگام کردن سریع نمی شود ولی شوک الکتریکی را مانند یک ضربه محکم به قفسه سینه احساس میکند.

این وسیله برای درمان فوری ریتمهای قلبی که به صورت ناگهانی ایجاد شده و زندگی را تهدید می کنند و حالتی که بیمار نمی تواند منتظر رسیدن آمبولانس بماند ، استفاده می شود.(مانند تاکی کاردی بطنی (تند کار کردن) و فیبریلاسیون بطنی (انقباضات نامنظم رشته های ماهیچه ای قلب)) امروزه بعضی استفاده از این وسایل را برای ریتمهای قلبی کم خطرتر مانند فیبریلاسیون دهلیزی بررسی می کنند .

دستگاه در اتاق عمل در بدن کاشته می شود و توسط لیدهای مخصوص AICD (دیفیبریلاتور کاردیو ورتر اتوماتیک داخلی) به قلب متصل میشود .

معمولاً عمل دو تا سه ساعت طول میکشد و روز بعد بیمار از بیمارستان مرخص می شود .



دستگاههای قدیمتر در دیواره بطنی کاشته می شدند ولی اخیرا دستگاههای کوچکتر مشابه با پیس میکر استاندارد زیر استخوان ترقوه کاشته می شوند. لیدها از میان یک سیاهرگ عبور داده شده و وارد قلب می شوند.

این لیدها گزارشی از فعالیت الکتریکی قلب به دستگاه می دهند و در صورت نیاز، الکتروترابی را به قلب منتقل می کنند.

این وسایل می توانند مانند یک پیس میکر استاندارد هم عمل کنند و در صورت تپش آهسته قلب، ریتم آن را منظم کنند و همانند پیس میکر دائما باید تصویر قلب را به نمایش درآورند. روی این دستگاه و از روی پوست وسیله دیگری قرار می گیرد که می تواند نحوه ریزی دستگاه و وضعیت باتری را مشخص کند و بررسی کند که آیا هماهنگی یا شوکی روی قلب انجام شده است و درمانی روی آن صورت گرفته است یا خیر.

برنامه ریزی دستگاه مطابق نیاز بیمار و برای ایجاد مناسبترین حالت برای بیماران قابل تغییر است. یک تصویر نگار معمولی نزدیک به پایان یافتن طول عمر باتری، زمان پایان آن را مشخص میکند. زمانی که این اتفاق روی میدهد، وسیله قدیمی را خارج میکنند و دستگاه جدیدی کاشته میشود. ولی لیدها همیشه در جای خود باقی می مانند.

به بیماران توصیه می شود زمانی که شوکی را احساس کردند فوراً به پزشک خود اطلاع دهند. احساس کردن یک شوک الزاماً به معنای این نیست که بیمار باید در بیمارستان بستری شود و معمولاً میتواند روز بعد برای بازبینی دستگاه به مطب پزشک مراجعه کند. با این وجود بیمارانی که بیشتر از یک شوک را تجربه کرده اند، در بیمارستان بستری می شوند.

این وسایل کامل نیستند و گاهی اوقات برای ریتم های سریع قلبی که مخاطره آمیز نیستند هم درمان را انجام میدهند.

به همین علت است که باید بعد از احساس هر شوک دستگاه بررسی شود تا با تغییر برنامه ریزی مشخص شود که برای چه ریتم های قلبی دریافت شوک بکار رود.

آریتمی: عملکرد بد در سیستم الکتریکی قلب.

نشانه های بیماری شامل تپش قلب (احساس کوبیدن، کار کردن نامنظم، ضربه زدن و خیلی تند کار کردن در سینه)، تنفس کوتاه، احساس سنگینی یا درد در سینه، ضعف، سرگیجه، سستی و از دست رفتن هوشیاری.

IV: سوزن درون وریدی و سرم مایع

گره سینوسی دهلیزی (SA): پیس میکر طبیعی قلب

دیفیبریلاتور

مفاهیم پایه:

وقتی قلب از حرکت بایستد یا ناهماهنگ عمل کند، دستگاهی به نام دیفیبریلاتور، قلب را مجدد به تپش درمیآورد. این ماه به صورتی بسیار مختصر و خلاصه، گوشه چشمی به این سیستم نجاتبخش میاندازیم و تنها به بررسی یک فریم از آن بسنده میکنیم.



دیفیبریلاتور یعنی چه؟

بیان کردن، خنثی کردن، در جهت معکوس = reverse De=to undo, or = غیرمتناسب، ناهماهنگ، نامتعادل بدون انقباضات قلبی = fibrillate (فیبریله شدن) دیفیبریلاتور = دستگاهی برای خنثی نمودن (بیان کردن)

انقباضات ناهماهنگ قلبی فیزیولوژی:

سلولهای درون ماهیچه (عضلات) قلبی، جریان الکتریکی را برقرار میسازد. برخی از سلولها در قلب (سلولهای ضربان ساز)، مرتباً توسط خودشان شارژ (باردار) شده و باعث باردار شدن (شارژ شدن) دیگر سلولها نیز میشوند. جریان الکتریکی در درون ماهیچه قلبی در مسیر ویژه ای جاری میگردد. هر زمان که

این اتفاق بیفتد (جریان برقرار گردد) انقباضات ماهیچه قلبی پمپ کردن خون را موجب میشود (ضربان قلب).

این الگوی الکتریکی هماهنگ قلب برای پر و خالی شدن با هر ضربان که موجب گردش خون در سرتاسر بدن میشود، ضروری است. وقتی که این الگوی الکتریکی به هم میخورد و ناهماهنگی ایجاد میگردد (فیبریلاسیون)، انقباضهای ماهیچه قلبی نامتعادل شده و خون پمپ نمیشود. این عمل موجب کاهش فشار خون، کمبود اکسیژن، آسیب ماهیچه قلبی و مرگ نابهنگام میگردد. دستگاه دفیبریلاتور (الکتروشوک) جهت خنثی نمودن عمل فیبریلاسیون و بازگرداندن انقباضات قلبی به حالت متعادل اولیه، مورد استفاده قرار میگیرد؛ همچنین در مواقعی که قلب از کار باز میایستد، برای شروع مجدد ضربان قلبی از این دستگاه استفاده میشود. (به عنوان مثال بعد از یک شوک الکتریکی)



اساس کار :

دفیبریلاتور از یک منبع تغذیه و یا یک باتری داخلی بزرگ برای شارژ نمودن یک خازن حجیم بین مقادیر ۵ تا ۴۰۰ ژول استفاده میکند. دو قطعه فلزی (پرلس) یا همان الکترودها به دفیبریلاتور متصل است و بر روی هر دو طرف سینه بیمار قرار میگیرد.

انرژی ذخیره شدن در درون خازن از یک الکترودها به الکترودها دیگر از میان سینه بیمار (توسط سینه بیمار) آزاد یا دشارژ میگردد؛ که در نتیجه این شوک به قلب منتقل شده و ضربان ریتمیک (منظم) مجدداً به قلب باز میگردد. دفیبریلاتورها همچنین یک مانیتور مربوط به ECG و ثبتکننده الکتروکاردیوگرام دارند که دائماً شکل موج ECG را نمایش میدهد و واحد اندازهگیری آن ژول است.

انواع دیفیبریلاتور :

دیفیبریلاتورها در انواع کاشتنی، داخلی، خارجی، خودکار و نیمه خودکار ارایه میشود. نگهداری سیستم در زمانهایی که از دستگاه استفاده نمیشود، لازم است تا شارژ کامل در دمای اتاق که معمولاً بسته به نوع سیستم ۴ تا ۲۴ ساعت به طول میانجامد، در حال شارژ مداوم باشد. بیشتر سازندگان توصیه میکنند که باتریها بعد از هر استفاده حتماً شارژ شود و هر دو سال یک بار، باتریها به صورت کلی تعویض شود.

ایرادهای معمول:

شایعترین مشکل در استفاده از دیفیبریلاتورها، سوختگیهای پوستی در محل اتصال الکتروود-پوست است که در صورت تکرار عمل دیفیبریلاسیون، عمیقتر نیز میگردد. جهت جلوگیری ایجاد این ضایعه، لازم است که کاربران از تماس مستقیم الکتروودها با پوست، اجتناب کنند. ضمن اینکه توان منتقل شده به بیمار نیز بیشتر از حد لازم انتخاب شود.

نوع کاشتنی این وسایل، بسیار حساس است و در هنگام جراحی و پس از آن باید بسیار محتاط با آن برخورد کرد.

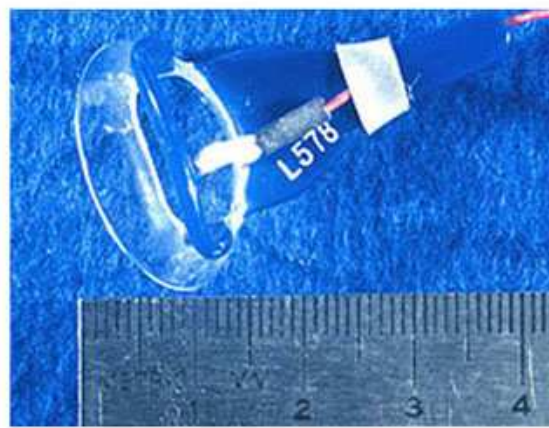
الکترو تینو گرافی

الکترو تینو گرافی روشی برای ثبت فعالیت الکتریکی سلول های چشم از جمله فوتورسپتور ها و سلول های گانگلیونی است. برای ثبت پتانسیل ها چشم تحریک می شود و پتانسیل ایجاد شده ثبت می شود. بعضی از تحریک ها بوسیله ی فلاش های نوری و یا لزر طریق الگو های شطرنجی می باشد. حالت های مختلفی برای قرار دادن الکتروود ها وجود دارد. الکتروود ها ممکن است روی قرنیه قرار بگیرند یا مستقیماً بر روی شبکیه و یا بر روی فضای اطراف چشم بر روی عضله ها.

Burian speculum type electrodes



Cotton wick electrodes





some corneal ERG electrodes

نمودار ERG به ۳ قسمت تقسیم می شود: موج a، موج b و موج c. برای پیدا کردن چگونگی ایجاد این تقسیمات rognur Granit در سال ۱۹۳۳ آزمایشاتی روی چشم گربه انجام داد. وی مقداری داروی بی حسی به چشم اضافه کرد. سه نمودار از این بررسی ها ایجاد شد. P-I، P-II، P-III. نمودار P-I نموداری آهسته و مثبت است (آهسته به این معنا که مقدار آن به آهستگی زیاد می شود). P-II در ابتدا سریع افزایش می یابد و به ماکزیمم خود می رسد و بعد از مدتی به متوسطی می رسد. P-III نموداری منفی است و سریعتر از دو نمودار دیگر عکس العمل نشان می دهد.

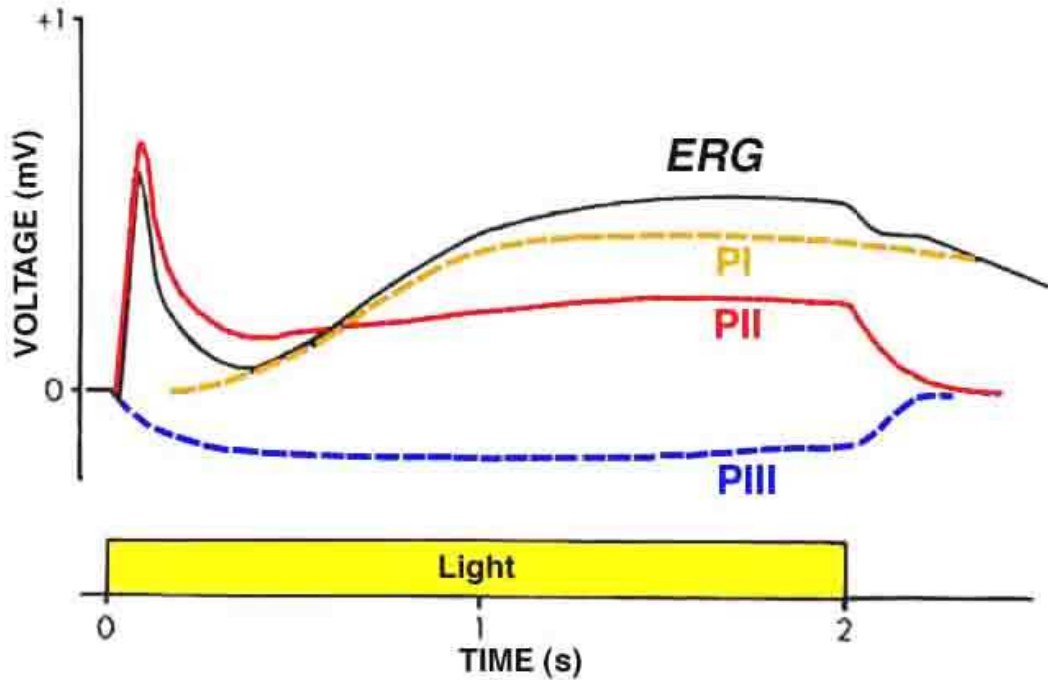


Fig. 2b. The ERG of a cat in response to a 2 sec light stimulus. The components, P-I, P-II and P-III, have been isolated by deepening the state of anesthesia (Granit, 1933).

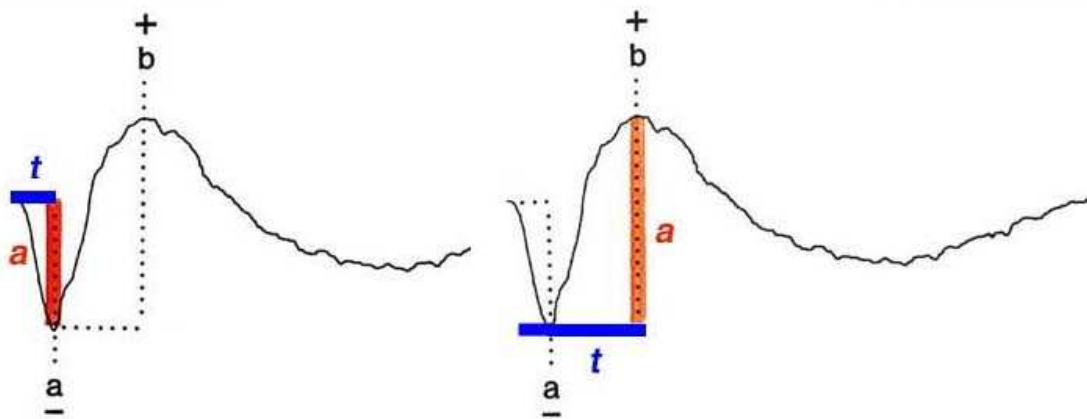


Fig.2 Amplitude and implicit time measurements of the ERG waveform.

موج C که متناسب با P-I می باشد، توسط اپتیلوم رنگدانه ای ایجاد می شود. بای اثبات این حرف

ماده ای را به این قسمت تزریق شد . این ماده باعث شد که از فعالیت اپیتلیوم کاسته شود . در نتیجه موج C از روی نمودار ERG از بین رفت . البته باید در نظر گرفت که رسپتور ها بر روی تشکیل این موج بی تاثیر نیستند . چون عکس العمل فوتورسپتور ها باعث می شود یون های بین سلولی تغییر کرده . و در نتیجه روی پتانسیل اپیتلوم تاثیر می گذارد . پس می توان گفت موج C علاوه بر اپی تلایوم رنگدانه ای از فعالیت رسپتور ها نیز سرچشمه میگیرد .

موج a از تاثیر p-III بر روی نمودار ERG تشکیل می شود . هنگامی که ارتباط بین رسپتور ها و سلول های د قطبی قطع شود ، موج b از روی نمودار بردشته می شود . برای قطع ارتباط بین این سلول ها کافی است که ماده ای میانجی انتشار یافته از رسپتور ها (که برای تحریک سلول های دوقطبی انتشار پیدا کرده بودمد) خنثی شود . برای این کار از آگونیست آنها استفاده می شود . البته قبل از این روش نیز P-III از روی الکتروود هایی که بر روی شبکیه قرارا گرفته بودند نیز بدست آمد . روش استفاده از آگونیست روشی دارویی است . بدین ترتیب برای به دست آوردن P-III کافی است سلول های اپی تلایوم رنگدانه ای و سیناپس های فوتورسپتور ها قطع شود ؛ از این حرف می توان نتیجه گرفت که موج a فعالیت رسپتورها را نشان می دهد .

همانطور که گفته شد با قطع ارتباط بین رسپتور ها با سلول های دیگر ، از طریق خنثی کردن ماده ی میانجی ، موج b حذف می شود . به طور کلی ، هر عاملی که باعث قطع این رابطه می شود ، موج b را از بین می رود . با توجه به آزمایشاتی که انجام گرفته می شود ، مشاهده شد که P-II عامل ایجاد کننده ی موج b است و از بررسی های بیشتر نتیجه گرفته شد که این موج از فعالیت های سلول های قطبی (مخصوصا سلول های قسمت میانی (منطقه ی فاویا) ایجاد می شود .

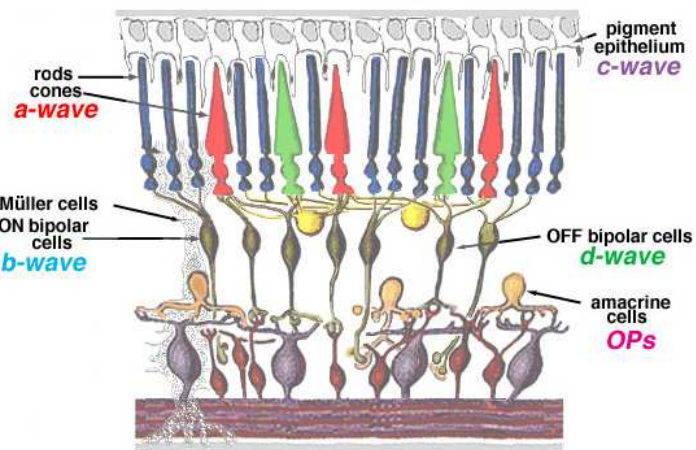


Fig.3 Cartoon of the retina to show where the major components of the ERG originate.

فعالیت الکتریکی چشم

مطالعات اخیر نشان داده است که راه های سیگنال دهی استوانه ها به صورت های مختلف و پیچیده ای در شبکه انجام میشود، دلیل وجود چنین راه های متعددی برای استوانه ها هنوز نامعلوم است و مدلسازی کامپیوتری در درک این موضوع کمک شایانی میکند. گام اول در ساختن یک مدل واقعی از شبکه برای مطالعه راههای سیگنالدهی استوانه ها، ساختن مدلی از خود سلول گیرنده نوری استوانه ای است. امروزه دانشمندان و محققان به دنبال راهی جهت اعمال تحریکهای سیستم بینایی است تا بتواند درکی از بینایی را برای برخی افراد نابینا فراهم کند که مدلسازی کامپیوتری شبکه و چگونگی سیگنال دهی سلولها و تعاملات آنها کمک شایانی به این هدف میکند. در این مقاله ابتدا در رابطه با فیزیولوژی، پتانسیل و جریانهای یونی موجود در گیرنده نوری استوانه‌های و سپس مدل استفاده شده جهت شبیه سازی و نتایج شبیه سازی بیان خواهد شد. در انتها نیز نتیجه گیری ارائه میگردد.

گیرنده نوری استوانه

شکل (۱) طرحی از اجزای یک گیرنده نوری استوانه ای را نشان میدهد. همان طور که مشاهده میشود قطعه خارجی استوانه، استوانه ای شکل است. قسمت‌های عملکردی هر استوانه به قرار زیر است: (۱) قطعه خارجی ((outer segment)، (۲) قطعه داخلی (inner segment)، (۳) هسته ((nucleus)، (۴) جسم یناپسی (synaptic body).

پتانسیل گیرنده استوانه به صورت هایپرپلاریزاسیون (hyperpolarization) است نه دپلاریزاسیون (depolarization). وقتی استوانه در معرض نور قرار میگیرد، پتانسیلی که در آن ایجاد میشود با پتانسیلی که تقریباً در تمام گیرنده‌های حسی دیگر ایجاد میگردد، متفاوت است. به عبارت دیگر تحریک استوانه باعث افزایش پتانسیل منفی در غشای استوانه میشود که همان وضعیت هایپرپلاریزاسیون (افزایش بیش از معمول بار منفی) است. این دقیقاً عکس فرآیند دپلاریزاسیون یا کاهش پتانسیل منفی است که تقریباً در تمام گیرنده‌های حسی دیگر رخ میدهد. این امر توسط کانالهای وابسته به ولتاژ، پراکنده در غشای سلول ایجاد میشود. یک نظریه بدین ترتیب است که وقتی ردوپسین (ماده شیمیایی حساس به نور در استوانه ها) تجزیه میشود، هدایت غشای قطعه خارجی استوانه برای یون سدیم کاهش مییابد که این امر سبب هایپرپلاریزاسیون کل غشای استوانه به این طریق میشود که قطعه داخلی دائماً سدیم را از درون استوانه به بیرون پمپ میکند و بدین ترتیب پتانسیل منفی در سمت درونی کل سلول پدید میآورد، اما قطعه خارجی استوانه که دیسکهای گیرنده نور در آن واقع است، کاملاً متفاوت است: در اینجا غشای استوانه در شرایط تاریکی نسبت به سدیم بسیار نشت پذیر است.

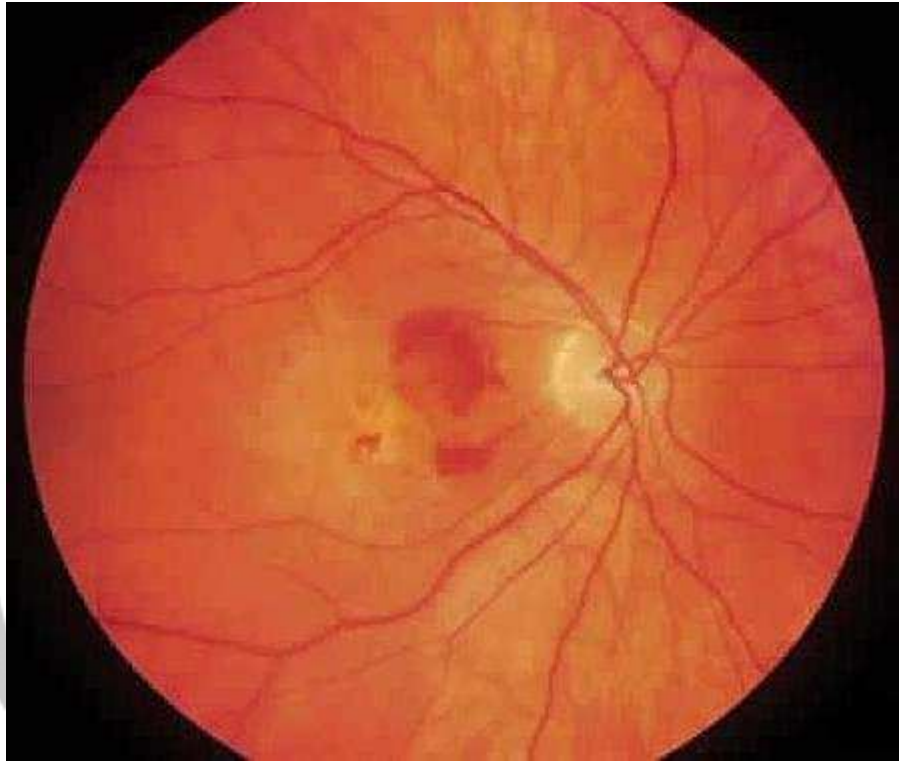
بنابراین یون مثبت سدیم پیوسته به درون استوانه باز میگردد و از این طریق بخش زیادی از پتانسیل منفی درون کل سلول را خنثی میکند. لذا در شرایط طبیعی و در تاریکی که استوانه برانگیخته نیست، بار منفی درون غشای استوانه به جای آنکه نظیر بیشتر گیرنده‌های حسی دیگر ۷۰- تا ۸۰- میلی ولت باشد، کمتر است و در حدود ۴۰- میلی ولت میباشد. در زمانیکه ماده شیمیایی حساس به نور در استوانه ها (ردوپسین) در معرض نور قرار گیرد شروع به تجزیه شدن میکند و بدین ترتیب هدایت غشای قطعه خارجی برای ورود سدیم به داخل استوانه کاهش مییابد، درحالیکه یون سدیم همچنان از غشای قطعه داخلی به بیرون پمپ میشود. لذا اینک تعداد یونهای سدیم که به بیرون رانده میشود بیش از تعدادی است که به داخل نشت میکند. یون سدیم مثبت است در نتیجه خروج آن از استوانه باعث افزایش بار منفی درون غشا میشود. هر چه مقدار انرژی نوری که به استوانه میخورد، بیشتر باشد بار منفی داخل یعنی هایپلاریزاسیون بیشتر خواهد بود. پتانسیل غشا بر اثر حداکثر شدت نور به ۷۰- تا ۸۰- میلی ولت که نزدیک پتانسیل استراحت یون سیتاسیم در طرفین غشا است، میرسد.

هنگامی که یک پالس لحظه ای نور به شبکه برمی خورد، هایپرپلاریزاسیون گذرای در استوانهها ایجاد میشود که ظرف حدود ۰,۳ ثانیه به اوج خود میرسد و بیش از یک ثانیه طول میکشد. تصویری که تنها یک میلیونیم ثانیه بر روی استوانه های شبکه افتاده گاهی میتواند بیش از یک ثانیه احساس دیدن آن تصویر را به وجود آورد.

یکی از ویژگیهای پتانسیل گیرنده این است که اندازه آن تقریباً متناسب با لگاریتم شدت نور است. این امر بسیار مهم است زیرا به چشم اجازه میدهد محدوده قابل تمیز شدت نور را چندین هزار برابر بزرگتر از زمانی سازد که چنین رابطهای وجود ندارد.

شبکه چشم در هر ثانیه ۱۰ میلیون بیت اطلاعات به مغز ارسال می کند
پژوهشگران دریافته اند که شبکه چشم انسان قادر است در هر ثانیه ۱۰ میلیون بیت وودی بصری را به مغز انتقال دهد که در مقام مقایسه، این سرعت مشابه سرعتی است که یک ارتباط اترنت برای انتقال اطلاعات از آن بهره می برد.

به گزارش سایت انجمن درمانگران ایران (IranHealers.com) محققان دانشگاه «پنسیلوانیا» معتقدند این تحقیق می تواند مقایسه ای دقیق از عملکرد اعصاب طبیعی با انواع مصنوعی ارائه کند و بدین شکل در آینده ای نزدیک می توان سیستم های بینایی مصنوعی را با کاربردهای مختلف طراحی کرد.



دانشمندان با استفاده از شبکه سالم موش آزمایشگاهی، اقدام به ثبت پالس های الکتریکی منتشره از سلول های گره ای و محاسبه سرعت انتقال داده ها توسط شبکه چشم انسان کرده اند. در مقام مقایسه، در قالب یک ارتباط اترنت، اطلاعات با سرعتی معادل ۱۰ تا ۱۰۰ میلیون بیت در ثانیه منتقل می شود. محققان در دهه های قبل دریافتند ۱۰ تا ۱۵ نوع سلول گره ای درون شبکه چشم وجود دارد که وظیفه آنها ردیابی و شناسایی حرکات مختلف و سپس ارسال تصویری کامل به مغز می باشد. اکنون محققان در مطالعات جدید موفق به اندازه گیری میزان اطلاعاتی شده اند که ۷ نوع از این سلول های گره ای به مغز را منتقل می کنند.

انکوباتور

انکوباتور (رحم مصنوعی)

برای مراقبت از نوزادان نارس لازمست که آنها را در محیطی با دمای مناسب و کنترل شده نگهداری کنند زیرا خود آنها قادر به تنظیم دمای بدنشان نیستند. تحت شرایط نگهداری در انکوباتور با اینکه نیاز نوزادان به اکسیژن به حداقل می رسد اما تامین اکسیژن مورد نیاز از این جهت که شش های آنها خود قادر به تامین اکسیژن کافی نمی باشد بسیار مهم است. انکوباتور یک محفظه بسته با جداره های شفاف است که در آن هوا با دمای کنترل شده از درون اتاقکی که نوزاد در آن قرار دارد، عبور داده می شود تا هم شرایط طبیعی رحم مادر را برای وی فراهم سازد و هم پزشک و پرستار بتواند براحتی به وی دسترسی داشته باشند. تا چند سال پیش فقط نوزادانی که زودتر از موعد دنیا می آمدند در انکوباتور نگهداری می شدند اما امروزه پزشکان معتقدند که تمامی نوزادان بهتر است ۲ تا ۳ روز در انکوباتور قرار بگیرند تا در معرض هوای آزاد قرار نگرفته، کنترل شوند و در عین حال مراقبتهای پزشکی براحتی بر روی آنها صورت گیرد.

پارامترهای قابل کنترل در انکوباتور حرارت، رطوبت و اکسیژن است. سیستم گردش هوا (سیرکولاسیون) همراه با تنظیم مناسب این ۳ پارامتر در داخل محفظه محیطی ایده آل برای نگهداری نوزاد فراهم می کند که در آن، گردش مداوم یک فن، هوا را مکیده، پس از تصفیه توسط فیلتر به داخل می کشد. هوای مکیده شده پس از مخلوط شدن با هوای داخلی در اثر برخورد با المنت حرارتی گرم می شود (میزان گرمادهی المنت توسط پرستار قابل تنظیم است) و در صورت نیاز به رطوبت با فعال کردن قسمت مربوط به رطوبت محفظه و تنظیم آن به میزان دلخواه، رطوبت مناسب هوای داخل محفظه تامین می شود. همچنین به دلیل مثبت بودن فشار داخل محفظه، از ورود ذرات خارجی به داخل جلوگیری می شود. حرارت ایجاد شده سپس توسط هدایت بافتی و انتقال توسط خون در بدن نوزاد جذب می شود. در اصل، هم دمای پوست و هم دمای مرکز بدن بایستی توسط انکوباتور ثابت نگه داشته شود، تنها تغییرات اندک مجاز است. در هنگام تولد، درجه حرارت بدن نوزاد به شکل بارزی افت می یابد که علت آن همان مکانیزم های گفته شده در قبل است. در واقع از دست دادن حرارت به دلیل تشعشع، هدایت، کنوکسیون و تبخیر (از طریق شش های نوزاد و نیز سطح پوست) صورت می گیرد. انکوباتورها بهتر از گرم کننده های تابشی (radiant warmers) عمل می کنند.

اگرچه نوزاد داخل انکوباتور در مقایسه با این گرم کننده ها کمتر توسط پرستار و پرسنل بیمارستان در دسترس است. در عین حالی که نوزادان کامل (tem neonates) بطور طبیعی، تا حد زیادی قادر به تنظیم دمای بدن هستند در نوزادان نارس (premature) که دارای پویت نازکتری هستند (که اجازه می

دهند رگهای خونی سطحی به سرعت حرارت را به محیط انتقال دهند)، نسبت بزرگ مساحت پوست به حجم، منجر به فقدان حرارت زیاد از طریق تابش و کنوکسیون می شود و تقریباً هیچ چربی زیر پوستی که بتواند به عنوان عایق گرمایی برای بدن عمل کند وجود ندارد. پایین آمدن دمای بدن نوزاد به مدت طولانی عوارضی چون کمبود اکسیژن، هیپوگلسمی، اسیدوز متابولیک و تخلیه سریع ذخایر گلیکوژنی را بدنبال خواهد داشت. بنابراین نگهداری بدن در شرایط مطلوب ت.سط کمک حرارتی بسیار ضروری است.

نوزاد بر روی یک تشک که از ابر ساخته شده و روی آن مشمع ضد حساسیت پوشانیده اند، قرار می گیرد. سینی نوزاد از جنس پلکسی گلاس بوده و یک سینی کشویی نیز جهت بیرون آوردن سینی نوزاد طراحی شده است. قبل از گذاشتن نوزاد در دستگاه لازمست بررسی شود که آیا همه قطعات در جای خود قرار دارند یا نه. اغلب انکوباتورهای امروزی قابلیت تغییر ارتفاع متناسب با قد پرستار را دارند. همچنین نوزاد را می توان تا زاویه مشخصی (بعنوان مثال تا زاویه ۱۲ درجه در یک نمونه) بصورت مایل قرار داد تا در حالتی مختلف برای شیردادن یا مقاصد درمانی قرار گیرد.

بدلیل اینکه هوای اتاقی که نوزاد در آن قرار می گیرد اغلب پایینتر از دمای درون انکوباتور است، فقدان حرارت از طریق تابش و از طریق دیواره های انکوباتور تقریباً نصف فقدان حرارت کل است. در این حال می توان از انکوباتورهای بادیواره دو جداره دارای فاصله هوایی استفاده کرد تا از فقدان حرارت اضافی جلوگیری شود. اگرچه در مقایسه فقدان حرارت بین انکوباتورهای دو جداره و نوع تک جداره سرو کنترل به این نتیجه رسیده اند که انکوباتورهای دو جداره فقدان حرارت تشعشی را کاهش می دهند اما از آنجا که در مقابل، باعث افزایش فقدان حرارت از طریق کنوکسیون می شوند، فقدان حرارت کل در انکوباتورهای تک جداره با مکانیزم سرو کنترل و انکوباتورهای دو جداره تقریباً یکی است.



پارامترهای قابل کنترل در انکوباتور نوزاد

این پارامترها عبارتند از حرارت، رطوبت، اکسیژن.

حرارت: در انکوباتورها حرارت هم با پوست بدن نوزاد کنترل می شود و هم با خواسته پزشکو با تنظیم درجه حرارت داخل محفظه. بدین منظور دو سنسور بکار می رود. یک سنسور داخل محفظه و یک سنسور که روی پوست نوزاد قرار می گیرد. کنترل توسط میکرو کنترلر با گرفتن فیدبک مناسب و مقایسه با تنظیم انجام شده توسط پزشک یا پرستار صورت می گیرد. در انکوباتورها با دمای کنترل شده از درون اتاقکی که نوزاد در آن قرار دارد، عبور داده می شود. دما بوسیله واحدهای مدرن که بصورت تناسبی کنترل می شوند تنظیم می گردد.

برای اندازه گیری و تنظیم دما از مدار پل استفاده شده است. خروجی پل VI که متناسب با اختلاف دمای بین ترمیستور و مقاومت تنظیم است تقویت شده و به مقایسه کننده وارد می شود. در حالیکه VI بزرگتر از V2 (موج دندان اره ای) باشد ولتاژ V3 تولید می شود. این ولتاژ مولد پالس را کنترل می کند و بر اساس آن کلید سیلیکونی عمل کرده و در حالت یک بودن V3 خط تغذیه به گرمکن منتقل شده و دما افزایش می یابد.

در انکوباتورهای امروزی به دلیل آنکه بایستی حرارت بدن نوزاد را نیز دقیقاً تحت کنترل داشته باشیم از سنسور دوم روی پوست نوزاد استفاده می کنیم و بجای کنترل مستقیم درجه حرارت محفظه، درجه حرارت پوست نوزاد را کنترل می کنیم. در واقع زمانیکه نوزاد تب دارد، بایستی خنک شود و هنگامیکه دچار ضعف است و بدن وی افت دمای شدیدی پیدا می کند، بایستی گرم شود. در این حالت ترمیستور را روی کبد نوزاد قرار می دهند. توجه داشته باشید که رکتوم محل مناسبی برای حس کننده دمای بدن نوزاد نیست. با انتخاب یک کلید می توان به دلخواه یکی از دو قسمت کنترل حرارت هوای محفظه و یا کنترل حرارت بدن نوزاد را فعال نمود. (در صورت مجهز بودن دستگاه به سیستم سرو کنترل). سنسور بدن نوزاد اختیاری است ولی سنسور محفظه همیشه فعال است. هنگام روشن نمودن دستگاه، قسمت کنترل حرارت هوای محفظه بصورت پیش فرض فعال خواهد بود.

رطوبت: رطوبت دستگاه از ۳۰ تا ۹۰ درصد رطوبت نسبی قابل تنظیم است و در مدت زمان رسیدن به حالت پایای دما، مانگین رطوبت نسبی دستگاه برابر با ۱۰٪ رطوبتی است که تنظیم شده است ولی میزان رطوبت داخل محفظه نمایش داده نمی شود. قبل از فعال نمودن کلید مربوط به کنترل رطوبت داخل محفظه بایستی بطری آب تعبیه شده در پشت دستگاه را از آب مقطر به اندازه لازم پر نمایم. توصیه می شود جهت جلوگیری از رسوب مواد معدنی در لوله های دستگاه حتماً از آب مقطر استفاده نمایم. معمولاً برای کنترل رطوبت نیاز به مدار فیدبک نداریم و به شکل مدار باز این کار انجام می گیرد. زیرا به اعتقاد بیشتر پزشکان، رطوبت می تواند تا ۵ درصد تلورانس داشته باشد. به همین دلیل در

بیشتر مدل‌های انکوباتور به دلیل گرانی سنسور رطوبت، این بخش را حذف کرده و کنترل رطوبت را بصورت مدار باز انجام می دهند. در مدل‌های قدیمی تر، برای تولید رطوبت، آب به روی المنت تولید کننده حرارت ریخته می شد. اما گاهی لازمست گرمای کمتری تولید شود. در این مواقع چون المنت حرارتی خنک می شود، در این مکانیزم دیگر امکان ایجاد رطوبت هم نیست. برای مستقل کردن سیستم تولید رطوبت از حرارت، در مدل‌های جدیدتر از دیگ بخار استفاده شده است که خود بوسیله میکرو کنترلر کنترل می شود و بر حسب تنظیمات روی دستگاه رطوبت داخل محفظه کنترل می شود. اکسیژن: در صورت نیاز به افزایش اکسیژن داخل محفظه، میتوان از منبع اکسیژن خارجی استفاده کرد. منبع اکسیژن خارجی را به ترمینال ورودی اکسیژن (O2 Inlet) وصل می کنند و میزان اکسیژن ورودی توسط پزشک تنظیم می شود. فن انکوباتور هنگام سیرکولاسیون هوای تازه را از بیرون به داخل می کشد ولی اگر بخواهیم اکسیژن با تراکم بالای ۲۱٪ داشته باشیم حتما از آنالایزر اکسیژن (مانومتر) استفاده می کنیم. زمانیکه فیلتر دستگاه بیش از حد کثیف شده باشد و پرستار متوجه این مطلب نباشد تهویه هوای داخل دستگاه اختلال می شود. نکته دیگر در این زمینه آن است که دستگاه تراکم اکسیژن را در خود نمی پذیرد. میزان تولید CO2 توسط یک نوزاد 7 cc/kg می باشد یعنی نوزادیکه در حدود ۴ کیلوگرم وزن دارد، حداکثر ۲۸ سیسی، دی اکسید کربن تولید می کند. در استفاده عادی، هوا به مقدار کافی جابجا می شود تا بعلت بازدم از افزایش میزان گاز دی اکسید کربن جلوگیری شود. دستگاه انکوباتور چیزی حدود ۲۰ تا ۲۹ لیتر در دقیقه هوای تازه را از طریق فیلتر وارد محفظه انکوباتور می کند. در صورت استفاده از تجهیزات اکسیژن از تجهیزات جانبی که تولید جرقه می کنند در داخل محفظه انکوباتور بایستی خودداری شود.



آلارم های روی انکوباتور شامل موارد زیر می باشد:

- ۱-آلارم های استاندارد مربوط به عملکرد یا خرابی بخشهای مختلف سیستم
- ۲-آلارم هایی که بنا به خواسته پزشکان بطور خاص تعبیه شده اند.

۳- هشدار دهنه برای حالت های نامساعد نوزاد (از قبیل سرد شدن) که می تواند صوتی و نوری باشد. برخی از این آلارم ها عبارتند از: آلارم مربوط به افزایش دما بیش از ۳۹/۳ درجه یا در حالت ویژه بیش از ۴۰ درجه سانتی گراد، آلارم مربوط به قطع گردش هوا، نقص در سیستم حس کننده دمای درون محفظه، نقص در سیستم حس کننده دمای بدن نوزاد، انحراف میزان درجه حرارت خالی بدن مخزن آب، قطع منبع تغذیه. نگهداری دستگاه

۱- تعویض فیلتر هوا: در زمان فعالیت دستگاه در هر دقیقه حداقل ۲۰ لیتر هوا از فیلتر عبور می کند. در صورت کدر شدن فیلتر تهویه هوای داخل محفظه دچار مشکل خواهد شد. بنابه دستورالعمل شرکت سازنده، پس از مدت خاصی این فیلتر باید تعویض گردد.

۲- تعویض آب مخزن: به منظور پیشگیری از رشد میکروارگانیسم هادر مخزن آب، لازم است هر ۲۴ ساعت یکبار آب داخل مخزن تعویض شود.

۳- نظافت و ضد عفونی کردن دستگاه: انکوباتور نباید گوشه دار باشد تا تمامی قسمت های داخلی آنرا بتوان براحتی تمیز کرد. برای ضد عفونی کردن دستگاه می توان از ساولن رقیق (۱٪) یا هایژن رقیق استفاده کرد. نظافت تمام بخشهای دستگاه یک ضرورت حتمی برای مراقبت صحیح از نوزاد است. کالیبراسیون، تست و کنترل دستگاه انکوباتور:

در خط تولید و قبل از بسته بندی دستگاه، در آزمایشگاه تستهای مختلف کنترل کیفی روی قسمتهای گوناگون آن انجام می شود که عبارتند از:

- کنترل حرارت: سنسور هوا با سنسور ۱۰ سانتی متر بالای تشک نوزاد کالیبره می شود. ضمناً هر چند بار یکبار جهت کنترل و کالیبره حرارت داخل محفظه در ۵ قسمت مختلف داخل محفظه ترمومتر گذاشته می شود. اختلاف دما بایستی از ۱ درجه بیشتر نباشد.

- رطوبت بایستی در محدوده گفته شده یعنی ماکزیمم تا ۹۰٪ رطوبت نسبی قابل تنظیم باشد. از آنجایی که انکوباتور توسط جک های بالابر قابل تنظیم با قد پرستار است، جک ها باید چک شود.

- مدار سیرکولاسیون هوا که هوای گرم را داخل محفظه می گرداند تا همه جا دارای حرارت یکنواختی باشد بایستی چک شود.

- تست استقامت دی الکتریک: دستگاه را در معرض ولتاژی حدود ۴ هزار ولت قرار می دهند، اتصالات دستگاه باید در مقابل این ولتاژ بالا استقامت کند و آرکی در دستگاه نداشته باشیم. این آزمایش یکبار در حالت کار عادی و یکبار پس از آنکه ۴۸ ساعت در اتاق رطوبت قرار گرفت انجام می شود. هیچ جریانی یا نشتی بین مدارات الکتریکی دستگاه و بدنه نباید بوجود آید. بعد از انجام

تنظیمات مربوطه ، دستگاه را به قسمت کنترل مکانیکی هدایت کرده و پس از آن برای بسته بندی آماده می شود.

انکوباتورهای قابل حمل و نقل :

در حین انتقال نوزاد از یک بخش به بخش دیگر در داخل بیمارستان و یا انتقال او از بیمارستان به مراکز دیگر محتاج استفاده از انکوباتورهای خاص هستیم. این انکوباتورها عموماً کوچکتر و سبکتر از انکوباتورهای ساکن بوده ، برای نقل و انتقالات درون بیمارستان و یا حمل در هواپیما بکار گرفته می شوند. همچنین کمکرسانی به نوزاد را در آمبولانس ها تسهیل می کند. این انکوباتورها با محدوده وسیعی از ولتاژهای الکتریکی کار میکنند نظیر VDC 24 و VDC 12 و VAC12 بسیاری از آنها منابع تغذیه کمکی را با خود حمل می کنند که انکوباتور را برای مدت زمانهای کوتاه و یا در صورت از کار افتادن منابع تغذیه اصلی، تغذیه می کند. (نظیر باتری های نیکل - کامیم ۱۲ ولتی و یا باتری های سربی) علاوه بر داشتن منابع تغذیه قابل حمل و قابل اطمینان ، اینگونه انکوباتورها برای مسافرت های هوایی و زمینی نیازمند تجهیزاتی برای عایق بندی از جهت ورود ارتعاشات و نویزهای بیرونی به داخل انکوباتور و نیز تجهیزاتی جهت جلوگیری از انتشار امواج الکترو مغناطیسی برای استفاده در هواپیما هستند.

تخت احیای نوزاد

قبلاً برای تعویض خون بکار می رفت ولی امروزه از آن جلوی تخت زایمان و نیز انجام اعمال جراحی بر روی نوزادان استفاده می شود. ایجاد گرمای موضعی بر روی بدن نوزاد از ۳۰ تا ۳۷ درجه، بدون مزاحمت پزشکی و پرستار و همچنین کنترل حرارت به صودت اتوماتیک متناسب با درجه حرارت بدن نوزاد(توسط میکروکنترلر) بکار می رود. عملکرد این دستگاه شباهت بسیاری با وارمرنوزاد دارد.

CyberKnife چیست؟

سایبرنایف نام ثبت شده یکی از انواع پرتو درمانی های استرئوتاکسیک (یا جراحی غیر تهاجمی بوسیله تشعشع) است. که دستگاه آن دارای سه قسمت اصلی است: ۱- شتاب دهنده خطی سبک پیشرفته ۲- روبات برای دستیابی به زوایای مختلف بازو ۳- دوربینهای متعدد اشعه X برای عکسبرداری و مجهز به نرم افزار های محاسباتی.

مدت زمان درمان بوسیله این روش بین ۳۰ تا ۹۰ دقیقه است.

این روش بسیار شبیه روش IMRT است با این تفاوت که در اینجا بوسیله بازوی متحرک نقاط مختلف بدن هدفگیری می شود.

مقایسه با چاقوی گاما:

Gamma Knife	CyberKnife
از ۲۰۱ منبع کبالت برای هدف گیری استفاده می شود	تنها از یک منبع شتابدهنده خطی استفاده می شود.
مجرای اشعه، ثابت است	مجرای اشعه، متحرک است
دقت آن حدود 0.3mm است	دقت آن حدود 1mm است
دوز تابشی به بافتهای خارج تومور کم است	دوز تابشی به بافتهای خارج تومور ۲ تا ۶ برابر روش چاقوی گاما است
منحصرا برای مغز قابل استفاده است	برای تمام بدن می توان از این روش استفاده کرد
چون سر بوسیله کلاه چاقوی گاما ثابت و بی تحرک نگه داشته می شود امکان خطا کمتر است	بدلیل امکان تحرک سر و بدن امکان خطا وجود دارد
ممکن است برای مریض خوشایند نباشد چون سر مریض بی تحرک نگه داشته می شود	برای مریض راحت تر است چون بدن او بسته نیست
در یک بار می توان به درمان نایل شد	یک یا چند بار درمان در دوره روزانه می تواند اعمال شود
هدف در هر ثانیه ۱۰ بار مورد تابش قرار می گیرد	هدف هر ۱۰ ثانیه یک بار مورد اصابت قرار می گیرد

Gamma Knife

در سال ۱۹۵۰ چندین پروفیسور در مؤسسه Gustaf werner و دانشگاه اسکهلیم شروع به بررسی ترکیب پروتون با ابزارهای نقشه برداری مغز (از طریق اتصال فلزات کوچک به مغز) کردند ولی در نهایت این کار به نتیجه نرسید چون بسیار پیچیده و گران بود و به جای آن در سال ۱۹۶۷، دانشمندان مقدمات ساخت اولین ابزار جراحی گاما که از کوبالت ۶۰ به عنوان منبع انرژی استفاده می کرد را فراهم کردند. Gamma knife ما را از استفاده دز بالای کانون اشعه برای درمان زخمها و ناهنجاریهای مغز رهایی داد. سلولهای هدف در زمان عمل کشته می شوند و سپس بوسیله سیستم ایمنی پاکسازی می شوند. درمان نواقص عروق که منجر به تکثیر بیش از حد اندوتلیوم میشوند، منجر به پاکسازی بیش از یک تا دو سال میشود.

چند لوله متحدالمرکز برای مطابقت اشعه با هدف استفاده شده و حداقل تشعشع به بافت مغز نزدیک هدف می رسد. این یک روش برای بیماران سرپایی است که هیچ زخم یا احتمال عفونت در طی دسترسی به زخم را ایجاد نمی کند.

تشعشع از ۲۰۱ منبع جدا که بسوی یک هدف هدایت شده اند می آید. نرم افزار پیچیده ای برای مشخص کردن اندازه موقعیت و شکل ناحیه مورد تابش استفاده میشود و تنها نقطه ای که تجمع ۲۰۱ منبع به هم می رسند، اشعه کافی برای اثر روی بافت بیمار وجود دارد و بافتهای اطراف مصون می مانند.



۲۰۱ منبع کوبالت ۶۰ که هر کدام تقریباً ۳۰ کوری اشعه دارند، به شکل دایره در یک شیلد سنگین قرار گرفته اند و در تومورهای مغزی دوزی که بتواند سلولها را منهدم کند تامین می کنند. مثلاً دوز 5000 cGy(rad) در طی ۲۰ دقیقه میتواند به توموری که قبلاً بوسیله CT اسکن یا MRI تعیین شده است، داده شود.

تشعشعات گاما مثل نور، مادون قرمز یا UV پرتوهای الکترومغناطیس هستند ولی با طول موج کوتاهتر و البته انرژی بیشتر. آنها پرتوهایی یونساز می باشند؛ زیرا انرژی آنها برای فعل و انفعال با الکترونهای لایه خارجی مواد کافی است و ایجاد واکنش شیمیایی جریان القایی بنیادی می کنند. این واکنشها اصولاً برای تشعشعات عمیق سازی استفاده می شود. منبع اشعه برای این منظور کوبالت ۶۰ است.

کبالت ۶۰

کبالت ۶۰ یک ایزوتوپ کبالت است که از کبالت ۵۹ معمولی بوسیله جریان نوترون در یک راکتور هسته ای قدرتمند تولید میشود. نتیجه این فعالسازی تقریباً ۱۸ تا ۲۴ ماه بعد ایجاد می شود. اتم های کبالت ۶۰ بخاطر نوترونهای اضافی ناپایدارند و بطور خودبه خود به نیکل ۶۰ با نیمه عمر ۵/۲۶ سال تجزیه می شوند. دو پرتو گاما در هر تجزیه ساطع می شوند که انرژی ۱/۱۷ و ۱/۳۳ Mev دارند و از آنجایی که کبالت ۶۰ در محفظه فولاد خالص قرار دارد، به عنوان منبع انرژی بسته استفاده می شود. کبالت ۶۰ هرگز نمی تواند در تماس مستقیم با ابزاری که به عنوان هدف در نظر گرفته شده اند قرار گیرد. انرژی منبع برای ۲۰ سال استفاده شده و در نهایت برای تهیه کننده آن فرستاده میشود تا دوباره به مسیر فعالیت برگردانده شود و یا منهدم شود. سرانجام بعد از ۱۵۰ سال، فعالیت منبع به سطح نرمال خود می رسد. بنابراین مشکل منهدم کردن آن مدت زمان طولانی وجود ندارد. نخستین فاکتور در انتخاب روش Gamma knife therapy اندازه مطلوب هدف است. درمان زخمهای با قطر بزرگتر از ۵/۳ cm تنها بوسیله Gamma knife مشکل است، و ممکن است نکروزهای جدی بافت را پس از ۶ تا ۱۸ ماه ایجاد کند. اغلب زخمهای بزرگ می توانند با روشی از ترکیب چاقوی گاما و جراحی باز، embolization یا روشهای درمانی دیگری درمان شوند. وضعیت و موقعیت هایی باید قبل از اعمال روش Gamma knife باید در نظر گرفته شوند، مثل وضعیت فشاری ناشی از یک زخم در سر. از وقتی که نتایج درمان چاقوی گاما مشاهده شده است تاخیر در استفاده از این روش میتواند نتایج تهدید آمیزی را بدنبال داشته باشد. اکنون این روش در درمان تومورهای خوش خیم و بدخیم مغز و AVM استفاده گسترده دارد.

معرفی دستگاه فلوروسکوپی

تاریخچه

اولین سیستمهای فلوروسکوپی که به عنوان آشکارساز بود یک پرده فلوروسکوپی بود که پزشک مستقیماً آن را می دید. در این سیستمها فوتونهای اشعه ایکس که به پرده می رسند تبدیل به فوتونهای نور مرئی میشود که توسط مشاهده کننده قابل رؤیت بود. جنس پرده ها سولفید کادمیم روی بودند و نورسبز متمایل به زرد متشعشع می کردند. یک شیشه سربی از پرتودهی زیاد اشعه ایکس محافظت می کرد و درجه تفکیک را می کاست. ولی عیب آن این بود که چون پرده، نور ضعیفی را تابش میکرد، پزشکان باید در اتاق تاریک کار می کردند و قدرت تشخیص کنتراست آنها کم بود. در سیستمهای مدرن، یک لوله تشدید کننده نقش آشکارساز را دارد. لوله تشدید کننده دارای یک پرده فلورسنت، کاتد نوری (فوتوکاتد) و پرده فسفوری است. فوتونهای اشعه ایکس پس از برخورد به پرده فلورسنت به فوتونهای نوری تبدیل می شوند. الکترونهای نوری را با پتانسیل 25 kV شتاب می دهند و توسط یک لنز الکترواستاتیکی روی یک پرده فسفوری کوچک متمرکز می کنند. سپس تصویر با یک دوربین تلویزیونی و یک سیستم بزرگ کننده قابل مشاهده است. گاهی به جای دوربین تلویزیونی از دوربین سینمایی 16 mm استفاده میشود که درجه تفکیک بهتری دارد ولی برای مشاهده در طول آزمایش دوربین تلویزیونی بهتر است.

فلوروسکوپی

تجهیزات فلوروسکوپی:

ساده ترین شکل دستگاه فلوروسکوپی شامل میز رادیوگرافی، تیوب زیرین تخت و صفحه تشدید کننده در بالای میز می باشد. صفحه حاوی ماده ای نظیر سولفید کادمیم است که بر روی ورقه نازک پوشش داده شده و پایین صفحه محافظ پلاستیکی در وسط بیمار و صفحه شیشه ای سرب دارد در طرف بیننده قرار گرفته است این مجموعه داخل قاب فلزی که از صفحه محافظت می کند و حرکت تیوب زیرین را با صفحه هماهنگ می کند، قرار می گیرد. روشنایی صفحه فلورسنت را می توان با افزایش جریان تیوب اضافه کرد چه تصویر مستقیم روی صفحه فلورسنت و چه توسط تقویت کننده و سیستم تلویزیونی مدار بسته دیده شود مسلماً باید تیوب اشعه ایکس و سیستم ثبات بهم متصل باشند و همزمان حرکت کنند.

تعویض کننده سریال (وسیله برای اسپات فیلم):

این قسمت کاست را به محلی که آماده پرتودهی است می آورد. سیستم اینترلاک اطمینان می دهد تا زمانی که تیوب زیر تخت از حالت اسکی به رادیوگرافی تبدیل نشود و نتوان پرتو تولید کرد، اندازه و میدان پرتو بسته به فاصله معین تا کانون به طور اتوماتیک محدود می شود. به کمک سلکتور قالب هر

اندازه دلخواه از فیلم را میتوان تحت تابش قرارداد یا توسط پوشش های سربی می توان در قسمتهای مختلف یک فیلم پرتودهی های متعدد داشت یعنی یک فیلم را می توان به دو چهار شش یا هشت قسمت کوچک تقسیم کرد.

تغییر از وضعیت فلوروسکوپی به رادیوگرافی:

هنگام این تغییر وضعیت زیر اتفاق می افتد:

۱- ابتدا با فشار دادن کلید اکسپوژر مدارها برای اکسپوژرها آماده می شوند.

۲- مدارات فلوروسکوپی از مدار خارج می شوند.

۳- مدارات رادیوگرافی مورد نظر در مدار قرار می گیرند.

۴- کاست به محل اکسپوژر کشیده می شود.

۵- با ادامه فشار کلید اکسپوژر با فشار مجدد کلید، اکسپوژر انجام می شود.

تایمر فلوروسکوپی:

در اغلب بخش ها به مدار فلوروسکوپی تایمری وصل است که زمان فلوروسکوپی هر بیمار را نشان می دهد. کاربرد مدت هر آزمایش را روی تایمر انتخاب می کند.

اندازه گیری دوز بیمار:

وسیله ای که دوز پرتو بیمار را طی آزمایشات تشخیص اندازه گیری می کند Diamentor است. این وسیله شامل اتاقک یونیزاسیون مسطح، پیش آمپلی فایر، وسیله اندازه گیری و نمایشگر است. با هر شمارش علایم صوتی از میکروفون پخش می شود. زمانی که شمارنده دوز آزمایشی را در یک آزمایش نشان داد، با فشار یک دکمه می توان آن را صفر کرد. هم چنین دوز بیمار را می توان با استفاده از دیسک های ترمولومینسانت اندازه گیری کرد.

بزرگ نمایی:

با اعمال انرژی به الکترومترکز کننده ثانویه می توان سطح کوچکی از فسفر ورودی را تا حد زیادی برای آنکه تمام سطح فسفر خروجی را پوشاند بزرگ نمود. به علت کاهش اندازه میدان ورودی، تعداد الکترون کمتر برای پوشش فسفر خروجی موجود خواهد بود.

رویت تصویر خروجی:

به چند طریق میتوان تصویر کوچک خروجی را مشاهده یا ثبت کرد:

۱- رویت مستقیم با چشم (امروزه کمتر صورت می گیرد)

۲- روی مانیتور تلویزیونی با استفاده از سیستم مدار بسته تلویزیونی

۳- فوتوگرافی تصویر روی فیلم های بریده و یا فیلم نواری

۴- ثبت تصویر روی سینه فیلم

۵- دوربین های تلویزیونی

در تصویر برداری پزشکی معمولاً از دو نوع دوربین تلویزیون استفاده میشود:

۱- دوربین ویدیکون

۲- دوربین پلابیکون

کینسکویی:

با استفاده از سینه دوربین میتوان تصویر کوچک روی مانیتور تلویزیون را ضبط کرد. شاتر دوربین باید با باریکه الکترونی که صفحه مانیتور را جاروب می کند هماهنگ باشد. مزیت روش ضبط سینمایی آن است که لازم نیست بیمار پرتوی بیش از آنچه برای ضبط تلویزیونی لازم است دریافت کند.

معایب این روش عبارتند از:

۱- از دست رفتن اطلاعات، زیرا شاتر دوربین سینمایی تا وقتی که قسمت جدید از فیلم کشیده شود بسته می ماند.

۲- احتمالاً روی تصویر لکه ظاهر می شود، زیرا در هر فریم فیلم سینمایی از دوز کمتر استفاده می شود.

۳- اگر دوربین و سیستم تلویزیونی کاملاً هماهنگ نباشد ممکن است خطوط افقی روی سینه فیلم ظاهر شود.

ساختار تیوپ تشدید کننده تصویر:

کار این تیوپ:

تبدیل تصویر اشعه ایکس به یک تصویر نوری قابل دیدن که شدت روشنایی آن به حد کافی بوده و بتوان آنرا به راحتی مشاهده کرد.

اجزاء تیوپ:

یک آند یک کاتد و یک یا دو الکتروود متمرکز کننده که همگی درون یک محفظه شیشه ای ناقوسی شکل قرار دارند.

کاتد همان صفحه بزرگ فسفر ورودی (input phosphor)، آند همان صفحه فسفر کوچک خروجی

(output phosphor) و الکتروود های همان لنزهای الکترو استاتیکی هستند که بین آند و کاتد درون

محفظه شیشه ای قرار دارند. تمام سطوح تیوپ باید دارای کمی انحنا باشند تا در برابر اختلاف فشار بین

درون (خلأ) و بیرون محفظه (هوا) مقاومت کنند. صفحه فسفر ورودی از یک ماده فلورسانس که

بصورت ذرات بخار در آمده و روی یک صفحه نازک آلومینیومی رسوب داده شده تشکیل شده و

قطر آن بین ۱۵ تا ۲۰ سانتیمتر است. ماده فلورسانس در واقع یدور سزیم (CSI) است. در دستگاههای

قدیمی تر سولفور کادمیم و روی تقویت شده استفاده می شد. جهت گیری عمودی بلورهای CSI، تراکم

بیشتر و عدد اتمی بالاتر از خواص خوب CSI می باشد. همچنین این ماده دارای بهره بالاتر بوده و رزولوشن یا دقت تصویر ایجاد شده توسط آن بیشتر است. تبدیل تعداد بیشتر فوتون های اشعه ی ایکس به فوتون های نوری باعث کاهش نویز تصویر می شود. کار صفحه فسفر تولید نور متناسب با نورون اشعه تابیده شده است. فوتوکاتد یکی دیگر از اجزاء تیوپ است و از مجموعه ای از ترکیبات آنتیموان و سزیم تشکیل شده است تا تصویر فوتونی ایجاد شده توسط صفحه فسفر ورودی را به یک تصویر الکترونی تبدیل کند، یعنی با برخورد نور، از خود الکترون ساطع نماید. این الکترونها با اختلاف پتانسیل ۲۵ تا ۳۵ کیلو وات (که بین آند و کاتد است) به طرف آند شتاب می گیرند. در طول مسیر توسط لنزهای الکتروستاتیکی روی صفحه فسفر خروجی متمرکز می شوند. قطر صفحه فسفر خروجی ۱۵ تا ۲۵ میلیمتر است. این صفحه از بخارات رسوب سولفات کادمیم فعال شده با نقره، روی یک صفحه آلومینیومی نازک تشکیل شده است. تصویر تشکیل شده روی صفحه خروجی شدت روشنایی بسیار زیادتری نسبت به تصویر صفحه ورودی دارد. محفظه شیشه ای تیوپ ۲ تا ۴ میلیمتر ضخامت دارد و در یک محفظه فلزی پوشش سرب قرار گرفته است.

دو روش برای دیدن تصویر خروجی وجود دارد:

۱- استفاده از از سیستم نمایش آینه ای

۲- استفاده از دوربین فیلمبرداری و صفحه نمایش تلویزیونی

در سیستم آینه ای تصویر خروجی تیوپ توسط تعدادی عدسی و آینه به چشم فرد می رسد. مزیت این روش سادگی و هزینه پائین آن نسبت به سیستم نمایش تلویزیونی است. عیب آن این است که در هر لحظه یک یا دو نفر می تواند تصویر را ملاحظه کنند. در سیستم نمایش تلویزیونی تصویر خروجی تیوپ توسط یک دوربین فیلمبرداری می باشد و توسط یک صفحه نمایشگر تلویزیونی به صورت بلادرنگ نمایش داده می شود. مزیت این روش مشاهده همزمان چند تصویر است. مزایای دیگر امکان بهبود کنتراست تصویر و امکان ذخیره سازی و انتقال تصاویر به محل دیگر می باشد. عیب آن پیچیده بودن و هزینه بالای تجهیزات آن است. اولین مسئله در مورد این سیستم کوپل کردن تصویر خروجی صفحه فسفر خروجی به دوربین تصویر برداری است.

این عمل به دو روش قابل انجام است:

۱- سیستم فیبر نوری

۲- سیستم عدسی

در سیستم فیبر نوری یک صفحه فیبر نوری نازک یک ارتباط خوب بین فسفر خروجی و تیوپ تشدید کننده و دوربین تلوزیونی برقرار می کند. در سیستم عدسی دو عدسی و یک آینه نیمه شفاف به کار می رود. عدسی اول به آن عدسی شیئی میگویند، نور ساطع شده توسط صفحه فسفر خروجی را می گیرد

و به یک دسته نور موازی تبدیل می کند. آینه نیمه شفاف در مسیر این نور باعث می شود تا دسته نور به دو دسته تقسیم شود. یک دسته به عدسی دوربین رفته و بعد از همگرایی به ورودی دوربین تصویر برداری می رسد. دسته دوم نیز می تواند به وردی یک سیستم تصویر برداری دیگر مثل دوربین اسپات فیلم یا دوربین سینمایی تحویل داده شود. با تعیین محل عدسی های چشمی با توجه به اندازه صفحه سفر خروجی، ورودی دوربین می تواند کوپلینگ مناسب را بین این دو ایجاد کند.
تشدید کننده های تصویر مسطح:

در این حالت یک تصویر با اندازه واقعی و غیر معکوس ایجاد می کند. به جای تصویر برداری الکترونی - نوری از روشی به نام تمرکز نزدیک فوتو الکترونی استفاده می شود. در این روش فوتوکاتدها و صفحات فلورسانس در مقابل هم و به صورت موازی قرار میگیرند و اختلاف ولتاژ ۱۵ کیلو ولت بین آنها برقرار است. آنگاه یک میدان الکتریکی یکنواخت ایجاد می شود و یک تصویر یک به یک با لبه های تیز ایجاد می شود. اشعه ایکس تابیده شده به صفحه ورودی تبدیل به فوتونهای نوری می شود. از برخورد های فوتونهای نوری با فوتوکاتد اول الکترون تولید می شود. الکترونها تحت اثر میدان انرژی جذب می کنند و به صفحه فلورسانس اول برخورد کرده و تصویری روشن تر از تصویر قبلی ایجاد می کنند. این تصویر صفحه فلورسانس دوم را تحریک می کند. صفحه دوم همان صفحه خروجی است که نوری در محدوده سبزی ایجاد می کند.

دوربین های تلویزیونی:

دو نوع دوربین تصویر برداری وجود دارد:

۱- دوربین ویدیکون (vidicon) که متداولتر است.

۲- دوربین ارتیکون (orthicom).

اجزا اصلی یک دوربین ویدیکون: یک محفظه شیشه ای تخلیه شده از هوا شامل یک صفحه سیگنال (signal plode) یک هادی نور (photo conductor) و یک تفنگ الکترونی (electron gon) می باشد.

با تابش نور به صفحه هادی، مقاومت الکتریکی قسمتهای مختلف صفحه متناسب با نور تابیده شده تغییر می کند. تغییر در مقاومت باعث شارش بار بین صفحه سیگنال و لایه هادی نور می شود. یک تفنگ الکترونی یک شعاع الکترونی ایجاد می کند که لایه هادی نوری را جاروب می کند. شعاع الکترونی هر نقطه از لایه هادی نور را دوباره تا مقدار اولیه شارش می کند. مقدار جریان لازم برای شارش اندازه گیری شده و پس از تقویت به مونتور ارسال می شود، سپس دامنه سیگنال ویدئویی حاصل در هر لحظه متناسب با جریان لازم برای شارش مجدد یک نقطه از لایه هادی نور و در نتیجه متناسب با شدت نور تابیده شده به آن نقطه می باشد. تیوب دوربین یک منبع جریان با مقاومت بالاست و مقاومت

داخلی آن چند مگا اهم است. برای داشتن تطبیق امپدانس خوب مقاومت ورودی R_i بالا لازم است. صفحه سیگنال و لایه هادی نور تیوب مشابه یک خازن موازی با این مقاومت عمل می کنند (C_i). با افزایش فرکانس، ولتاژ در ورودی تقویت کننده کاهش می یابد. اگر پاسخ فرکانسی تقویت کننده عکس پاسخ فرکانسی ورودی باشد، در خروجی یک پاسخ فرکانسی مسطح داریم. بهره متناسب با حاصلضرب $R_i * C_i$ افزایش می یابد.

مونیتور:

مونیتور یک سیستم نمایش تلویزیونی است که در واقع سیگنال ویدئویی مرکب (که عبارت است از سیگنال ویدئویی تقویت شده که پالسهای همزمان افقی و عمودی روی آن سوار شده اند) را از طریق یک کابل کواکسیال با امپدانس ۷۵ اهم دریافت می کند.

دو نوع مونیتور در سیستم نمایش تلویزیونی اشعه ایکس بکار میرود:

۱- نمونه استاندارد

۲- نمونه با رزولوشن بالا یا ۱۲۴۹ خط

در نمونه استاندارد نسبت عرض به ارتفاع مونیتور ۴:۳ و در نمونه با رزولوشن بالا ۱:۱ است. کنتراست و شدت روشنایی مونیتور باید قابل کنترل باشد. کنتراست با بهره تقویت کننده و شدت روشنایی با ایجاد کنتراست و شدت روشنایی مونیتور باید قابل کنترل باشد. کنتراست با بهره تقویت کننده و شدت روشنایی با ایجاد بایاس منفی روی گرید ابتدایی مونیتور نسبت به ولتاژ کاتد تأمین می شود.

سیستم کنترل روشنایی اتوماتیک:

شدت روشنایی یک تصویر فلوروسکوپی بسته به اینکه از کدام ناحیه بدن تصویر برداری کنیم وضخامت و چگالی آن ناحیه، تغییر می کند.

برای ثابت نگه داشتن میزان روشنایی دو راه وجود دارد:

۱- کنترل بهره سیستم تقویت کننده تلویزیونی (کنترل اتوماتیک بهره یا AGC)

۲- کنترل میزان اشعه تابیده به شخص (کنترل اتوماتیک روشنایی ABC)

کنترل بهره سیستم تقویت کننده:

به راحتی و با هزینه کم قابل اجراست. اشکال این روش این است که افزایش بهره بدون افزایش میزان اشعه ورودی نسبت سیگنال به نویز را کاهش می دهد. در این روش بهره سیستم تقویت کننده تصویر و پارامترهای قابل تنظیم دوربین تصویر برداری به طور اتوماتیک و با گرفتن فیدبک از مقدار شدت روشنایی تصویر خروجی کنترل می شوند، به طوری که شدت روشنایی تصویر ثابت بماند.

در روش کنترل میزان اشعه ورودی ABC: با افزایش یا کاهش میزان اشعه ورودی به تیوب تشدید کننده تصویر روشنایی تصویر را تغییر میدهم.

برای انجام این روش سه راه وجود دارد:

۱- سیستم کنترل اتوماتیک کیلو ولت

در این روش ولتاژ اولین ژنراتور ولتاژ بالا توسط سیگنالی که متناسب با میزان روشنایی تصویر است تغییر داده می شود. روشنایی کمتر باعث افزایش میزان kv و روشنایی بیشتر باعث کاهش میزان kv می شود. تغییر kv با ثابت نگه داشتن میزان mA صورت می گیرد.

مزیت اصلی روش: دامنه وسیع دینامیکی حدود ۱:۲۰ یا بیشتر و ازدست نرفتن کنتراست در تصویر برداری از قسمتهای ضخیم و چگالتر بدن است.

۲- سیستم کنترل اتومکانیک میلی آمپر:

در این روش میزان kv دو سر تیوب اشعه ایکس ثابت است و با تغییر جریان فیلامان، کنترل روشنایی تصویر صورت میگیرد. گرم و سرد شدن فیلامان طول می کشد و در نتیجه زمان واکنش کند است. مزیت این روش: پیاده سازی آسان و کم خرج آن است.

تنظیم همزمان kV, mA:

امروزه بعضی از دستگاهها از ترکیب دو سیستم فوق بهره می گیرند، مثلاً mA در حداکثر مقدار خود و kV از مقدار کم به زیاد افزایش می یابند تا به روشنایی دلخواه برسیم.

ضبط تصاویر فلوروسکوپی:

تطابق تصاویر مانیتور با چشم مشاهده کننده و روشنایی اتاق کمتر است و شدت روشنایی (brightness) مانیتور باید قابل کنترل باشد. مانیاژ به ضبط تصاویر به عنوان مدرک در پرونده پزشکی بیمار داریم.

روشهای مختلفی برای ضبط تصاویر فلوروسکوپی وجود دارد:

۱- ضبط کننده اسپات فیلم (spot film recorders)

تجهیزات اسپات فیلم بین بیمار و تشدید کننده و تصویر قرار می گیرند و یک یا چند لحظه از تصویر زنده فلوروسکوپی را روی فیلم رادیولوژی ضبط می کنند. دارای محلی برای قرار دادن کاست فیلم است. در موقع فلوروسکوپی رادیو لوژیست ممکن است هر زمانی بخواهد کاست را از محل استقرار خود به محل آماده تابش حرکت دهد. حرکت کاست از محل استقرار اولیه تا محلی که کاست به طور کامل بین بیمار و تشدید کننده تصاویر قرار گیرد حدود یک ثانیه طول می کشد. زمانی که کاست به محل تابش برسد بایسته شدن یک کلید فرمان تابش صادر می گردد. در طول این یک ثانیه چندین عمل می بایست انجام گیرد.

۱- مدارات کنترل kV, mA و زمان از حالت کنترل فلوروسکوپی به حالت کنترل رادیوگرافی تغییر وضعیت دهند.

۲- جریان فیلمان متناسب با kV و mA در خواستی رادیولوژی تغییر کرده و گرمای فیلمان به حد نهایی خود برسد.

۳- آند دوار تیوب شروع به چرخش نموده و به سرعت نهایی خود برسد. به دلیل نیاز به زمانی جهت انجام آماده سازی ها رادیوگرافی ها دارای دو نقطه ضعف اساسی است.

۱- زمان تابش و گرفتن عکس رادیوگرافی حدود یک ثانیه از زمانیکه رادیولوژیست تصمیم به ضبط تصاویر روی فیلم می کند عقب تر است و ممکن است در این یک ثانیه تصویر تغییر کرده باشد.

۲- حرکت مکانیکی کاست از حالت اولیه به حالت تابش باعث ایجاد لرزش خفیفی در سریوگراف شده و این امر باعث تارشدگی در تصویر می شود.

۳- دوربین فوتواسپات photospot camera

دوربین فوتواسپات تصویر خروجی تشدید کننده تصویر را روی فیلم ضبط می کند. تیوب های تشدید کننده تصویر با قطر فسفر گیرنده تا ۱۶ اینچ اجازه می دهند نوار بزرگ بدون حرکت تیوب تشدید کننده و تصویر از یک نقطه به نقطه دیگر در یک تصویر به نمایش در آیند. یک مزیت دوربین فوتواسپات کاهش قابل ملاحظه میزان اشعه تابیده شونده در یک یا چند عمل تابش رادیوگرافی صورت گرفته است و نمی گذارد اشعه زیادی به بیمار تابانده شود. یک عیب این روش وزن زیاد تجهیزات فیلمبرداری است و باید تعادل مجموعه دوربین و تشدید کننده را به صورتی به وجود آورد.

۳- روشهای دیگر ضبط تصاویر فلوروسکوپی عبارتند از:

ضبط تصاویر بر روی فیلم سینمایی یا سینه فلوروروگرافی
ضبط تصاویر بر روی نوارهای مغناطیسی و دیسک های نوری

دستگاه الکتروکوتر (ECU)

ابزار جراحی الکتریکی جهت ایجاد برش و جلوگیری از خونریزی در اتاق عمل کاربرد وسیعی دارد به نحویکه در خونریزیها برای ایجاد لخته، بریدن و شکافتن بافتها و نابود نمودن بافتبه روش سوزاندن کار می رود. این کار توسط اعمال جرقه های الکتریکی میان پروب و بافت که موجب تمرکز گرما و حرارت در محل مورد نظر و نابودی بافت می شود، انجام می گیرد. مزایای استفاده از چاقوی برش الکتریکی نسبت به یک چاقوی برش مکانیکی، یکی امکان انعقاد هم زمان با برش و دیگری جلوگیری از پراکنده شدن سلولهای بیمار به بافتهای اطراف است که مزیت بزرگی به شمار می آید. این وسیله در ابتدا فقط برای عمل انعقاد بافت جهت جلوگیری از خونریزی مورد استفاده قرار می گرفت، ولی در حال حاضر جهت برش بافت یا برش و انعقاد هم زمان مورد استفاده قرار می گیرد. در برش الکتریکی،

جریانی از بدن بیمار عبور نمی کند، بلکه نوک پروب از طریق عبور یک جریان الکتریکی از سیم با مقاومت بالا گرم می شود سپس گرمای انتقال یافته از نوک پروب به بافت، باعث برش یا انعقاد آن می شود که به شکل پروب مورد استفاده بستگی دارد. الکتروکوتر یا یا برش دهنده الکتریکی از یک پروب یا تیغه الکتریکی جهت برش بافت و انعقاد آن برای کنترل خونریزی بطور همزمان استفاده می کند. بیشترین کاربرد آن در کنترل و جلوگیری از خونریزی حین اعمال جراحی چشم، صورت، جراحی پلاستیکی ترمیمی است. جلوگیری از خونریزی حین عمل جراحی علاوه بر آنکه برای بیمار امری ضروری و حیاتی است، به جراح امکان می دهد تا ساختارهای بافت تحت عمل را براحتی مشاهده نماید. الکتروکوترهای خاص در جراحی های پوست و زنان مورد استفاده قرار می گیرند. در این واحدها، از گرما برای برش بافت استفاده می شود. هنگامیکه گرما از طریق پروب گرمایی جهت برش یا انعقاد به بافت اعمال می شود، چندین تغییر ممکن است اتفاق بیافتد که شامل:

۱: از هم پاشیدن سلولها و آزاد شدن محتوای داخل آنها

۲: بخار شدن آب داخل بافت که منجر به جمع شدن بافت می شود

۳: پروتئین سلولهای خون و بافت تغییر شکل داده و به شکل لخته در می آید

نوک پروب مورد استفاده از طریق عبور جریان از سیم با مقاومت بالا گرم می شود و این گرما مستقیماً به بافت اعمال می گردد. ۴ نوع پروب الکتروکوتر با پوشش فلزی برای انعقاد و انواع دیگر برای برش و انعقاد همزمان مورد استفاده قرار می گیرد. در حین برش الکتریکی، میزان جریان عبوری از المنت، گرمای تولید شده در پروب را تغییر می دهد. منبع تغذیه الکتریکی که از ولتاژ معمولی تغذیه می کند، میزان جریان عبوری از المنت را تنظیم می کند که از طریق کنترل های قرار گرفته بر روی دستگاه صورت می گیرد. در برخی دستگاهها، المنت حساس به دما مثل ترموکوپل، با پروب ادغام شده و درجه حرارت را مانیتور می کند. همچنین برخی پروبهای برش الکتریکی دارای یک منبع نور با شدت متغیر برای روشن کردن ناحیه مورد جراحی است. استفاده از گاز آرگون جهت افزایش کارایی انعقادی این واحدها، جلوگیری از خونریزی سریع و موثر بافت در ارگان هایی با عروق خونی فراوان را امکان پذیر می سازد که به کوترهای آرگونی موسومند. برای انعقاد خون و خشکاندن بافت از پالس های سینوسی میرا شونده استفاده می شود. امواج سینوسی RF دارای فرکانس طبیعی ۲۵۰ تا ۲۰۰ KHZ است و معمولاً ۱۲۰ پالس در ثانیه اعمال می شود. ولتاژ مدار باز در حدود ۲۰۰ تا ۳۰۰ ولت و توان بر روی بار ۵۰۰ اهمی در حدود ۸۰ تا ۲۰۰ وات است. مقدار ولتاژ و توان بستگی به کاربردهای ویژه ویژه دستگاه جراحی الکتریکی دارد. عمل برش با منبع RF موج پیوسته انجام می گیرد.

اغلب دستگاهها در حین کار به دلیل اثر بارگذاری و کشیده شدن جریان قادر به تولید منبع پیوسته نبوده نیاز به مدولاسیون دامنه است. الکترودهای بکار رفته در سائزها و شکلهای مختلف موجود است

الکتروود فعال شبیه چاقوی جراحی است، با یک دسته ایزوله که توسط جراح گرفته می شود. سوئیچ دستی که بر روی دسته الکتروود قرار دارد اعمال جریان به پروب را امکانپذیر می سازد. در حالیکه هدف پروب فعال، اعمال انرژی به بافت از طریق نوک پروب است که به اعمال برش، انعقاد یا هر دوی آنها منجر می شود. الکتروود خنثی (dispersive electrode) دارای عملکرد متفاوتی است. نقش این الکتروود در حقیقت تکمیل مدار اعمال F R به بیمار است، بدون آنکه چگالی جریان بالایی برای آسیب رساندن به بافت را داشته باشد که در ساده ترین حالت از یک پلیت بزرگ که زیر بدن بیمار قرار می گیرد، تشکیل می شود. در بیشتر اعمال جراحی از یک الکتروود خنثی ۲۷ سانتیمتر مربع که بر روی ران قرار می گیرد استفاده می شود. اساس کار دستگاه اینگونه است که جریان الکتریکی از طریق کابلهای مربوط و الکتروود فعال به بدن بیمار اعمال می شود سپس جریان الکتریکی از طریق الکتروود برگشتی Dispersive Electrode یا Return Electrode که در زیر بیمار قرار دارد و کابل مربوطه، به دستگاه بر می گردد. اثر گرمایی دستگاه که به تخریب بافت منجر می شود، به وسیله مقاومت الکتریکی بافت به جریان با فرکانس و چگالی بالا ایجاد می گردد و دانسیته عبور جریان باعث برش بافت می گردد. جهت جلوگیری از سوختن بافت، الکتروود برگشتی بایستی دارای سطح تماس بزرگ با بدن بیمار بوده تا مسیر خروجی با مقاومت کم و چگالی جریان پائینی را ایجاد می کند.

لوازم جانبی دستگاه و روش تمیز کردن آنها:

۱: قلم تک قطبی

۲: الکتروودهای قلم تک قطبی برای برش و انعقاد

۳: صفحه بیمار با کابل اتصال به دستگاه

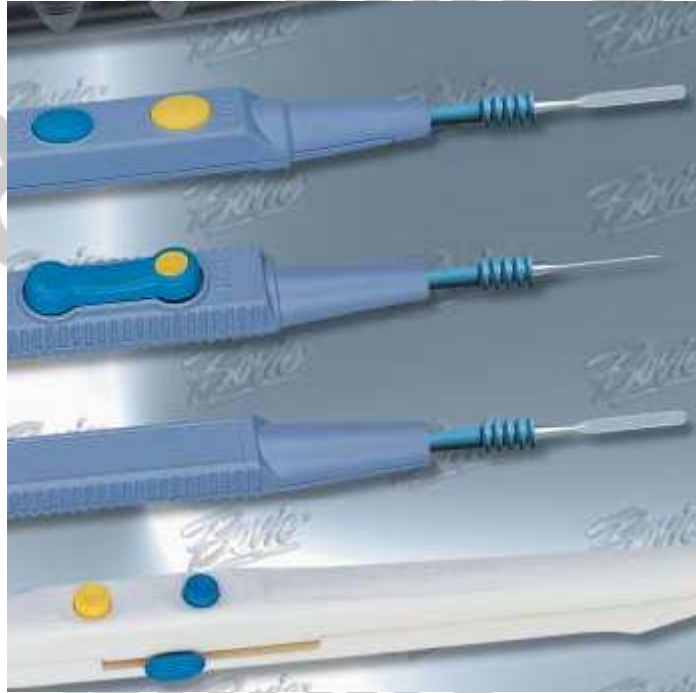
۴: پدال پای

۵: پنست دو قطبی و کابل اتصال آن به دستگاه

قلم تک قطبی:

دستگاه با انواع مختلفی از قلمهای تک قطبی استاندارد، سازگار است و الکتروودهای متنوعی که به عنوان الکتروود فعال در جراحی تک قطبی استفاده می شوند، نصب می شوند. نصب و تعویض این الکتروودها به اسانی صورت می پذیرد و جراح می تواند با چرخاندن هر الکتروود، جهت مناسب و مورد نظر خود را انتخاب نماید. روی قلم دو دکمه فشاری وجود دارد که جراح با فشار دکمه زرد رنگ، که به سر قلم نزدیکتر است، حالت cutting و با فشار دکمه ابی رنگ، حالت coagulation را انتخاب می نماید. برای تمیز کردن قلم تک قطبی، نباید از وانهای شستشوی اولتراسونیک استفاده شود. همچنین، برای تمیز کردن آن نباید از دستگاہهای هوای داغ استفاده شود. پس از هر بار استفاده از قلم تک قطبی، با استفاده از الکل یا مواد ضد عفونی کننده، سطح قلم و کابل را کاملاً تمیز کنید. همچنین می توانید

کابل و قلم را در محلولهای ضد عفونی با توجه به دستورالعمل استفاده از مواد ضد عفونی کننده، کاملاً غوطه ور کنید. البته اینکار ممکن است از عمر مفید قلم، به خاطر اکسید شدن اتصالات و فیشها بکاهد. پس از اینکار، قلم و کابل را کاملاً با آب استریلیزه شده شستشو دهید. سپس در صورت نیاز، با استفاده از دستگاه اتوکلاو، تا دمای حداکثر ۱۳۴ درجه سانتیگراد، کابل و قلم تک قطبی را استریلیزه کنید. هیچگاه کابل را به دور قلم تک قطبی نیچید، زیرا اینکار باعث تغییر شکل کابل در دراز مدت می شود.



الکترودهای قلم تک قطبی :

انواع گوناگونی از الکترودهای فعال با شکلها و ابعاد متنوع وجود دارد، که جراح می تواند با انتخاب مناسب ترین نوع آنها، عمل جراحی را انجام دهد. الکترودها باید از جنس مرغوب با صافی سطح بالا تهیه شده است که حتی الامکان از چسبیدن بافت به الکتروود جلوگیری می کند. برای تمیز کردن، ابتدا باید بافتهای باقیمانده روی الکتروود با برسهای زبر که از جنس مس یا فولاد می باشد، برای تمیز کردن این الکترودها نباید از ابزار تیز مثل، چاقو یا قیچی استفاده شود زیرا خراب شدن سطح این الکترودها باعث چسبیدن بافت ها به الکتروود در هنگام استفاده های بعدی می شود. برای تمیز کردن الکترودها می توان از وان شستشوی اولتراسوند استفاده کرد و برای استریلیزه کردن نیز، می توان از هوای داغ تا ۱۸۰ درجه سانتیگراد استفاده نمود.

صفحه بیمار :

انتخاب جنس و ابعاد صفحه بیمار، بستگی به توان خروجی مورد استفاده دارد. به منظور ایمنی بیمار، لازم است با توجه به حداکثر توان خروجی مورد استفاده روی هر بیمار، حداقل سطح تماس لازم برای

صفحه بیمار ، رعایت شود. صفحه بیمار از جنس سیلیکون هادی می باشد . نرمی و انعطاف پذیری این صفحه ، باعث سهولت استفاده و امکان بکارگیری آن در نواحی مختلف بدن بیمار می باشد . همچنین امکان اتصال با ECG و یا اندوسکوپی به کانکتور این صفحه فراهم است. صفحه بیمار ، با یک کابل با طول ۳ متر به دستگاه متصل می شود. برای تمیز کردن و ضد عفونی کردن صفحه بیمار ، دقیقاً مشابه قلم تک قطبی عمل کنید.

پدال پایی :

برای فعال کردن ژنراتورها Monopolar , Bipolar می توان از پدال پایی دوتایی استفاده کرد . در حالت Monopolar با فشار پدال زرد رنگ ، وضعیت Cutting انتخاب می شود و با فشار پدال ابی رنگ ، وضعیت Coagulation انتخاب می شود . ضمناً ، اگر به صورت همزمان ، دو پدال فشار داده شود ، هیچ کدام از ژنراتورهای تک قطبی فعال نمی شوند . در حالت Bipolar هر کدام از پدال های زرد یا ابی به تنهایی و یا با هم فشار داده شوند ، خروجی دو قطبی فعال می شود . ساختار این پدال در مقابل ریزش اب و نفوذ مایعات محافظت شده است و نیز ضد اشتعال است . ضد اشتعال بودن پدال ، بدین معناست که از این پدال می توان حتی در نواحی که احتمال نشت مواد بیهوشی یا ضد عفونی کننده قابل اشتعال وجود دارد ، استفاده کرد . ضمناً ، برای ضد عفونی کردن یا تمیز کردن سطح پدال ، از هر ماده ضد عفونی کننده حتی اگر قابل اشتعال باشد ، می توان استفاده کرد . برای حمل و نقل پدال از کابل استفاده نشود و حتی الامکان از اعمال فشار به محل اتصال کابل به پدال اجتناب شود . ضمناً ، از پیچیدن کابل به دور پدال به صورت محکم و با فشار ، خودداری شود . در صورتی که از پدال های دیگری که از پدال های دیگری که ضد اشتعال نیستند ، استفاده شود ، باید توجه داشت که اولاً ، در تمیز کردن و ضد عفونی کردن آنها از مواد اشتعال زا استفاده نشود و ثانياً ، در منطقه ۲۵ سانتی متری از محل هایی که احتمال نشت مواد بیهوشی قابل اشتعال وجود دارد ، مورد استفاده واقع نشود . این ناحیه مشهور به Medical zone است .

پنست دو قطبی :

انواع گوناگونی از پنست های Bipolar با شکل ها و ابعاد مختلف ، برای انعقاد بافت ها قابل استفاده است . به غیر از انتهای دو سر پنست ، بقیه نواحی از مواد عایق پوشیده شده است که هنگام تماس با بافت ، به غیر از نوک پنست ، در نواحی دیگر انعقاد رخ نمی دهد و همچنین ، باعث سوزش دست جراح هنگامی که خروجی دو قطبی فعال می شود ، نخواهد شد . در انتهای پنست (محل اتصال با کابل) رابط خروجی دو قطبی قرار دارد . نحوه ضد عفونی و استریل کردن کابل و پنست دو قطبی ، مشابه قلم تک قطبی است و تا دمای ۱۳۴ درجه سانتیگراد قابل استریلیزه کردن می باشند . برای تمیز کردن و ضد عفونی کردن و نگهداری پنست دو قطبی نکاتی که در تمیز کردن الکترودهای تک قطبی ذکر شد

**جهت خرید فایل word به سایت www.kandooon.com مراجعه کنید
یا با شماره های ۰۹۳۶۶۰۲۷۴۱۷ و ۰۹۳۶۶۴۰۶۸۵۷ و ۰۶۶۴۱۲۶۰-۰۵۱۱ تماس حاصل نمایید**

بایستی رعایت شود خصوصا برای تمیز کردن نوک پنست از اشیای سخت و زبری که باعث از بین رفتن پوشش عایقی پنست می شود اصلا استفاده نشود. از اعمال فشار زیاد به پنست ویا باز کردن دو شاخه ی پنست از یکدیگر اجتناب کنید زیرا باعث خرابی پوششهای عایق روی پنست می شود.
از پیچیدن کابل دو قطبی به صورت محکم و با فشار اجتناب کنید زیرا این کار باعث تغییر شکل کابل در دراز مدت میشود.

یونیت های الکتروسرجری

مفاهیم پایه یونیت های الکتروسرجری

اختصار/ نام های دیگر : (Electro-Surgical Units (ESU ، دیاترمی (Diathermy))



دیاترمی (Diathermy) به چه معنی است؟

Dia: از طریق

Thermy: دما، حرارت

دیاترمی در اصطلاح به معنای معالجه به وسیله حرارت است.

- در چه مواردی به کار می رود؟

یونیت الکتروسرجری (ESU) برای ایجاد برش بر روی بافت بدن و یا متوقف کردن خونریزی به وسیله انعقاد خون به کار برده می شود (haemostasis).

فیزیولوژی

در حین انجام عمل جراحی، بافت و رگ های خونی پاره می شوند، که منجر به خونریزی می شود. برای جلوگیری از خونریزی خیلی زیاد و همچنین پاکسازی محل عمل از خون، از یونیت الکتروسرجری استفاده می شود. حالت های مختلفی برای عملکرد دستگاه قابل تنظیم است. "Cut" برای برش دادن بافت، "Blend" ترکیبی است از عمل برش و انعقاد. این حالت برای برش و کاهش خونریزی به طور همزمان استفاده می شود (haemostasis). "Coagulation" برای حداکثر جلوگیری از جریان خون مورد استفاده قرار می گیرد و "Desiccation" برای خشک کردن بافت به کار می رود. مد تک قطبی (تک الکتروود)، برای برش و عمل انعقاد و مد دو قطبی (انبر جراحی شبیه الکتروود) به طور عمده برای خشک کردن بافت مورد استفاده است. چگونه کار می کند؟

جریان الکتریکی با فرکانسی در حدود ۵۰۰ کیلوهرتز (500 kHz) برای برش بافت و انعقاد خون استفاده می شود. این فرآیند با به کارگیری جرقه فرکانس رادیویی (RF) بین پروب و بافت به انجام می رسد. جریان الکتریکی عبور کننده، بافت را گرم کرده و آب داخل سلول ها را تبخیر کرده و از بین

جهت خرید فایل word به سایت www.kandoo.cn.com مراجعه کنید
یا با شماره های ۰۹۳۶۶۰۲۷۴۱۷ و ۰۹۳۶۶۴۰۶۸۵۷ و ۰۶۶۴۱۲۶۰-۰۵۱۱ تماس حاصل نمایید

می برد. اقدامات انجام شده به عنوان یک فرآیند خاص جراحی نامگذاری می شود که شامل برش
بافت (Cutting)، انعقاد خون (Coagulation) و نهایتاً خشک کردن (Desiccation) است. ولتاژ
الکترودها در حدود ۱۰۰۰ تا ۱۰۰۰۰ ولت پیک تو پیک (1000 - 10,000 V p-p) است.

واحد اندازه گیری

وات (Watts)

مقادیر نوعی

دوقطبی:

برش: ۵۰ وات ، انعقاد: ۸ وات

تک قطبی:

برش: ۱۵۰-۳۰۰ وات ، انعقاد: ۴۰-۸۰ وات

کاربرد نانوتکنولوژی در مهندسی پزشکی - نانو، گهواره تمدن

نویسنده: مریم عصارزاده

اصطلاح قراردادی "نانوتکنولوژی" به طور معمول برای ترکیبات مصنوعی استفاده می شود، که از نیمه رساناها، فلزات، پلاستیک ها یا شیشه ساخته شده اند. نانوتکنولوژی از ساختارهایی غیر آلی بهره می گیرد، که از بلورهای بسیار ریزی در حد نانومتر تشکیل شده اند و کاربردهای وسیعی در زمینه تحقیقات پزشکی، رساندن داروها به سلول ها، تشخیص بیماری ها و شاید درمان آنها پیدا کرده اند.



بدن همه جانداران از سلول های ریزی تشکیل شده، که خود آنها نیز از واحدهای ساختمانی کوچک تر در حد نانومتر نظیر پروتئین ها، لیپیدها و اسیدهای نوکلئیک تشکیل شده اند. از این رو، شاید بتوان گفت، که نانوتکنولوژی به نحوی در عرصه های مختلف زیست شناسی حضور دارد. اما اصطلاح قراردادی "نانوتکنولوژی" به طور معمول برای ترکیبات مصنوعی استفاده می شود، که از نیمه رساناها، فلزات، پلاستیک ها یا شیشه ساخته شده اند. نانوتکنولوژی از ساختارهایی غیر آلی بهره می گیرد، که از بلورهای بسیار ریزی در حد نانومتر تشکیل شده اند و کاربردهای وسیعی در زمینه تحقیقات پزشکی، رساندن داروها به سلول ها، تشخیص بیماری ها و شاید درمان آنها پیدا کرده اند. می توان با بهره گیری از نانوتکنولوژی وسایل آزمایشگاهی جدیدی ساخت و از آنها در کشف داروهای جدید و تشخیص ژن های فعال تحت شرایط گوناگون در سلول ها، استفاده کرد. به علاوه، نانواپزارها می توانند در تشخیص سریع بیماری ها و نقص های ژنتیکی نقش ایفا کنند.

تشخیص بیمای با نانوذرات مغناطیسی

محققان در تلاش هستند، تا از ذرات مغناطیسی در مقیاس نانو برای تشخیص عوامل بیماری زا استفاده کنند. روش این محققان نیز مانند بسیاری از مهارت هایی که امروزه به کار می روند، به آنتی بادی های مناسبی نیاز دارد، که به این عوامل متصل می شوند. ذرات مغناطیسی مانند برچسب به مولکول های آنتی

بادی متصل می‌شوند. اگر در یک نمونه، عامل بیماری زای خاصی مانند ویروس مولد ایدز مد نظر باشد، آنتی بادی‌های ویژه این ویروس که خود به ذرات مغناطیسی متصل هستند، به آنها می‌چسبند. برای جدا کردن آنتی بادی‌های متصل نشده، نمونه را شست و شو می‌دهند. اگر ویروس ایدز در نمونه وجود داشته باشد، ذرات مغناطیسی آنتی بادی‌های متصل شده به ویروس، میدان‌های مغناطیسی تولید می‌کنند، که توسط دستگاه حساسی تشخیص داده می‌شود. حساسیت این مهارت آزمایشگاهی از روش‌های استاندارد موجود بهتر است و به زودی اصلاحات پیش بینی شده، حساسیت را تا چند صد برابر تقویت خواهد کرد.

کاربرد نانوذرات طلا در ژنتیک

نقاط کوانتومی قابلیت‌های زیادی دارند و در موارد مختلفی مورد استفاده قرار می‌گیرند. یکی از کاربردهای این نقاط نیمه رسانا در تشخیص ترکیبات ژنتیکی نمونه‌های زیستی است. اخیراً برخی محققان روش مبتکرانه‌ای را به کار بردند، تا وجود یک توالی ژنتیکی خاص را در یک نمونه تشخیص دهند. آنان در طرح خود از ذرات طلای ۱۳ نانومتری استفاده کردند، که با (DNA ماده ژنتیکی) تزئین شده بود. این محققان در روش ابتکاری خود از دو دسته ذره طلا استفاده کردند. یک دسته، حامل DNA بود، که به نصف توالی هدف متصل می‌شد و DNA متصل به دسته دیگر به نصف دیگر آن متصل می‌شد. DNA هدفی که توالی آن کامل باشد، به راحتی به هر دو نوع ذره متصل می‌شود و به این ترتیب دو ذره به یکدیگر مربوط می‌شوند. از آنجا که به هر ذره چندین DNA متصل است، ذرات حامل DNA هدف می‌توانند چندین ذره را به یکدیگر بچسبانند. وقتی این ذرات طلا تجمع می‌یابند خصوصیتی که باعث تشخیص آنها می‌شود، به مقدار چشم‌گیری تغییر می‌کند و رنگ نمونه از قرمز به آبی تبدیل می‌شود. چون که نتیجه این آزمایش بدون هیچ وسیله‌ای قابل مشاهده است، می‌توان آن را برای آزمایش DNA در خانه نیز به کار برد.

جایگاه میکروسکوپ اتمی

هیچ بحثی از نانو تکنولوژی بدون توجه به یکی از ظریف ترین وسایل در علوم امروزی یعنی میکروسکوپ اتمی کامل نمی‌شود. نحوه کار این وسیله برای جست و جوی مواد مانند گرامافون است. گرامافون، سوزن نوک تیزی دارد، که با کشیده شدن آن روی یک صفحه، شیارهای روی آن خوانده می‌شود. سوزن میکروسکوپ اتمی بسیار ظریف تر از سوزن گرامافون است، به نحوی که می‌تواند ساختارهای بسیار کوچک تر را حس کند. متأسفانه، ساختن سوزن هایی که هم ظریف باشند و هم محکم، بسیار مشکل است. محققان با استفاده از نانو لوله‌های باریک از جنس کربن که به نوک میکروسکوپ متصل می‌شود، این مشکل را حل کرده‌اند. با این کار امکان ردیابی نمونه‌هایی با اندازه

فقط چند نانومتر فراهم شد. به این ترتیب، برای کشف مولکول‌های زنده پیچیده و برهم کنش هایشان وسیله‌ای با قدرت تفکیک بسیار بالا در اختیار محققان قرار گرفت.

دندریمرها

این مثال و مثال‌های قبل نشان می‌دهند، که ارتباط بین نانو تکنولوژی و پزشکی اغلب غیرمستقیم است، به نحوی که بسیاری از کارهای انجام شده، در زمینه ساخت یا بهبود ابزارهای تحقیقاتی یا کمک به کارهای تشخیصی است. اما در برخی موارد، نانو تکنولوژی می‌تواند در درمان بیماری‌ها نیز مفید باشد. برای مثال می‌توان داروها را درون بسته‌هایی در حد نانومتر قرار داد و آزاد شدن آنها را با روش‌های پیچیده تحت کنترل در آورد. یکی از نانوساختارهایی که برای ارسال دارو یا مولکول‌هایی مانند DNA به بافت‌های هدف ساخته شده، "دندریمر"ها هستند. این مولکول‌های آلی مصنوعی با ساختارهای پیچیده برای اولین بار توسط "دونالد تومالیا" ساخته شدند. اگر شاخه‌های درختی را در یک توپ اسفنجی فرو ببرید، به نحوی که در جهت‌های مختلف قرار گیرند، می‌توان شکلی شبیه یک مولکول دندریمر را ایجاد کرد. دندریمرها مولکول‌هایی کروی و شاخه شاخه هستند، که اندازه‌ای در حدود یک مولکول پروتئین دارند. دندریمرها مانند درختان پرشاخه و برگ دارای فضاهای خالی هستند، یعنی تعداد زیادی حفرات سطحی دارند.

دندریمرها را می‌توان طوری ساخت، که فضاهایی با اندازه‌های مختلف داشته باشند. این فضاها فقط برای نگه داشتن عوامل درمانی هستند. دندریمرها بسیار انعطاف پذیر و قابل تنظیم هستند. همچنین می‌توان آنها را طوری ساخت، که فقط در حضور مولکول‌های محرک مناسب، خود به خود باد کنند و محتویات خود را بیرون بریزند. این قابلیت اجازه می‌دهد، تا دندریمرهای اختصاصی بسازیم تا بار دارویی خود را فقط در بافت‌ها یا اندام‌هایی آزاد کنند، که نیاز به درمان دارند. دندریمرها می‌توانند برای انتقال DNA به سلول‌ها جهت ژن درمانی نیز ساخته شوند. این شیوه نسبت به روش اصلی ژن درمانی یعنی استفاده از ویروس‌های تغییر ژنتیکی یافته بسیار ایمن تر هستند.

نانوپوسته

همچنین محققان ذراتی به نام نانوپوسته ساخته‌اند، که از جنس شیشه پوشیده شده با طلا هستند. این نانوپوسته‌ها می‌توانند به صورتی ساخته شوند، تا طول موج خاصی را جذب کنند. اما از آنجا که طول موج‌های مادون قرمز به راحتی تا چند سانتی متر از بافت نفوذ می‌کنند، نانوپوسته‌هایی که انرژی نورانی را در نزدیکی این طول موج جذب می‌کنند، بسیار مورد توجه قرار گرفته‌اند. بنابراین، نانوپوسته‌هایی که به بدن تزریق می‌شوند، می‌توانند از بیرون با استفاده از منبع مادون قرمز قوی گرما داده شوند. چنین نانوپوسته‌هایی را می‌توان به کپسول‌هایی از جنس پلیمر حساس به گرما متصل کرد. این کپسول‌ها محتویات خود را فقط زمانی آزاد می‌کنند، که گرمای نانوپوسته متصل به آن باعث تغییر شکلش شود.

یکی از کاربردهای شگرف این نانوپوسته‌ها در درمان سرطان است. می‌توان نانوپوسته‌های پوشیده شده با طلا را به آنتی بادی‌هایی متصل کرد، که به طور اختصاصی به سلول‌های سرطانی متصل می‌شوند. از لحاظ نظری اگر نانوپوسته‌ها به مقدار کافی گرم شوند، می‌توانند فقط سلول‌های سرطانی را از بین ببرند و به بافت‌های سالم آسیب نرسانند. البته می‌توان تشخیص داد آیا نانوپوسته‌ها در نهایت به تعهد خود عمل می‌کنند یا خیر. این موضوع برای هزاران وسیله ریز دیگری نیز مطرح است، که برای کاربرد در پزشکی ساخته شده‌اند.

پایه مصنوعی برای استخوانی

محققان از نانوتکنولوژی در ساخت پایه‌های مصنوعی برای ایجاد بافت‌ها و اندام‌های مختلف نیز استفاده کرده‌اند. محقق به نام "ساموئل استوپ" روش نوینی ابداع کرده، که در آن سلول‌های استخوانی را روی یک پایه مصنوعی رشد می‌دهد. این محقق از مولکول‌های مصنوعی استفاده کرده است، که با رشته‌هایی ترکیب می‌شوند، این رشته‌ها برای چسباندن به سلول‌های استخوانی تمایل بالایی دارند. این پایه‌های مصنوعی می‌توانند فعالیت سلول‌ها را هدایت کنند و حتی می‌توانند رشد آنها را کنترل کنند. محققان امیدوارند سرانجام بتوانند روش‌هایی بیابند تا نه فقط استخوان، غضروف و پوست بلکه اندام‌های پیچیده‌تر را با استفاده از پایه‌های مصنوعی بازسازی کنند. نانولوله‌های کربنی در مطالعه و درمان اختلالات و آسیب‌های عصبی استفاده می‌شوند. مولکول DNA سرعت محاسبات پیچیده را افزایش می‌دهد.

نانولوله‌های کربنی مورد استفاده در کاوشگرها، علاوه بر ایجاد حداقل بافت اضافه باعث رشد زواید عصبی به میزان ۶۰ درصد می‌شوند، که این زواید برای احیای فعالیت مغزی در نواحی آسیب دیده بسیار ضروری است.

نوارهای زخم‌بندی هوشمندی با مواد نانو درست شده که به محض مشاهده نخستین علائم عفونت در مقیاس مولکولی، پزشکان را مطلع می‌سازند.

پوشش نانو

یک گروه از محققان تا آنجا پیش رفته‌اند، که درصدد هستند با مواد نانو پوشش‌های مناسبی تولید کنند، که سلول‌های حاوی ویروس‌های خطرناک نظیر ویروس ایدز را در خود می‌پوشاند و مانع خروج آنها می‌شود.

نانوفیبر نوری برای آزمایش های سلولی

مهم ترین نکته درباره موقعیت کنونی فناوری نانو آن است، که اکنون دانشمندان این توانایی را پیدا کرده اند، که در تراز تک اتمها به بهره گیری از آنها پردازند و این توانایی بالقوه می تواند زمینه ساز بسیاری از تحولات بعدی شود. یک گروه از برجسته ترین محققان در حوزه نانو تکنولوژی بر این اعتقادند، که می توان بدون آسیب رساندن به سلولهای حیاتی، در درون آنها به کاوش و تحقیق پرداخت. شیوه های کنونی برای بررسی سلولها بسیار خام و ابتدایی است و دانشمندان برای شناخت آنچه که در درون سلول اتفاق می افتد، ناگزیرند سلولها را از هم بشکافند و در این حال بسیاری از اطلاعات مهم مربوط به سیالهای درون سلول یا ارگانهای موجود در آن از بین می رود.

به عنوان نمونه یک گروه از محققان سرگرم تکمیل فیبرهای نوری در ابعاد نانو هستند، که قادر خواهند بود مولکولهای مورد نظر را شناسایی کنند. گروهی نیز دستگاهی را در دست ساخت دارند، که با استفاده از ذرات طلا می تواند پروتئین های معینی را فعال سازد، یا از کار بیندازد. به اعتقاد پژوهشگران برای آنکه بتوان از سلولها در حین فعالیت واقعی آنها اطلاعات مناسب به دست آورد، باید شیوه تنظیم آزمایشها را مورد تجدیدنظر اساسی قرار داد. سلولها در فعالیت طبیعی خود امور مختلفی را به انجام می رسانند: از جمله انتقال اطلاعات و علائم و داده ها میان خود، ردوبدل کردن مواد غذایی و بالاخره سوخت و ساز و اعمال حیاتی. گروهی از محققان از روش تازه ای موسوم به الگوی انتقال ابر - شبکه استفاده کرده اند، که ساخت نیمه هادی های نانومتری به قطر ۸ نانومتر را امکان پذیر می سازد. هریک از این لوله های بسیار ریز بالقوه می توانند یک پادتن خاص یا یک اولیگو نوکلئو اسید و یا یک بخش کوچک از رشته دی ان ای بر روی خود جای دهند.

با کمک هر تراشه می توان ۱۰۰۰ آزمایش متفاوت بر روی یک سلول انجام داد. برای دستیابی به موفقیت کامل باید بر برخی از محدودیت ها غلبه شود، از جمله آنکه در حال حاضر برای بررسی سلولها باید، آنها را در درون مایعی قرار داد، که به طور مصنوعی محیط زیست طبیعی سلولها را بازسازی می کند، اما یون موجود در این مایع می تواند سنجنده های موئینه را از کار بیندازد. برای رفع مشکل، محققان سلولها را درون مایعی جای می دهند، که چگالی یون آن کمتر است. گروه های دیگری از محققان نیز در تلاشند تا ابزارهای مناسب در مقیاس نانو برای بررسی جهان سلولها ابداع کنند. یکی از این ابزارها چنانکه اشاره شد، یک فیبر نوری است، که ضخامت نوک آن ۴۰ نانومتر است و بر روی نوک نوعی پادتن جا داده شده که قادر است، خود را به مولکول مورد نظر در درون سلول متصل سازد. این فیبر نوری با استفاده از فیبرهای معمولی و تراش آنها ساخته شده و بر روی فیبر پوششی از نقره اندود شده تا از فرار نور جلوگیری به عمل آورد. نحوه عمل این فیبر نوری درخور توجه است.

از آنجا که قطر نوک این فیبر نوری، از طول موج نوری که برای روشن کردن سلول مورد استفاده قرار می‌گیرد، به مراتب بزرگتر است، فوتونهای نور نمی‌توانند خود را تا انتهای فیبر برسانند، در عوض در نزدیکی نوک فیبر مجتمع می‌شوند و یک میدان نوری بوجود می‌آورند که تنها می‌تواند مولکولهایی را که در تماس با نوک فیبر قرار می‌گیرند، تحریک کند. به نوک این فیبر نوری یک پادتن متصل است و محققان به این پادتن یک مولکول فلورسان می‌چسبانند و آنگاه نوک فیبر را به درون یک سلول فرو می‌کنند. در درون سلول، نمونه مشابه مولکول فلورسان نوک فیبر، این مولکول را کنار می‌زند و خود جای آن را می‌گیرد. به این ترتیب نوری که از مولکول فلورسان ساطع می‌شود، از بین می‌رود و فضای درون سلول تنها با نوری که به وسیله میدان موجود در فیبر نوری به وجود می‌آید، روشن می‌شود و در نتیجه محققان قادر می‌شوند، یک تک مولکول را در درون سلول مشاهده کنند.

مزیت بزرگ این روش در آن است، که باعث مرگ سلول نمی‌شود و به دانشمندان اجازه می‌دهد، درون سلول را در هنگام فعالیت آن مشاهده کنند. نانو تکنولوژی همچنین به محققان امکان می‌دهد که بتوانند رویدادهای بسیار نادر یا مولکولهای با چگالی بسیار کم را مشاهده کنند.

نانو ابزار برای عرضه موثرتر دارو از ابزارهای در مقیاس نانو همچنین می‌توان برای عرضه مؤثرتر داروها در نقاط موردنظر استفاده به عمل آورد. در آزمایشی که به تازگی به انجام رسیده نشان داده شده است، که حمله به سلولهای سرطانی با استفاده از ذرات نانو ۱۰۰ برابر بازده عمل را افزایش می‌دهد. محققان امیدوارند، در آینده‌ای نه چندان دور با استفاده از نانو تکنولوژی موفق شوند، امور داخلی هر سلول را تحت کنترل خود درآورند. هم اکنون گامهای بلندی در این زمینه برداشته شده و به عنوان نمونه دانشمندان می‌توانند فعالیت پروتئینها و مولکول DNA را در درون سلول کنترل کنند. به این ترتیب نانو تکنولوژی به محققان امکان می‌دهد، تا اطلاعات خود را درباره سلولها یعنی اصلی ترین بخش سازنده بدن جانداران به بهترین وجه کامل سازند.

دانشمندان مؤسسه ملی استاندارد و فناوری (NIST) نانولوله‌های پلیمری تولید کرده‌اند، که بیش از نمونه‌های دیگر طویل بوده (۱ cm) و می‌توانند شکل خود را تا مدت طولانی حفظ کنند. این نانولوله‌ها دارای کاربردهایی در زیست نانو فناوری هستند مثلاً به عنوان مجاری بسیار ریز انتقال مواد شیمیایی در راکتورهای نانوسیالی یا به عنوان کوچکترین سوزن‌های زیرپوستی برای تزریق مولکولها.

نانولوله‌های کربنی

نانولوله‌های کربنی از جمله موضوعات بسیار مورد توجه محققان فعال در حوزه فناوری نانو مخصوصاً در ساخت الیاف و دیگر ساختارهای فوق‌العاده محکم هستند. نانولوله‌های ساخته شده از مواد دیگر برای انتقال مواد در کاربردهای بیوشیمیایی به کار می‌روند و معمولاً در چند ساعت اول شکسته شده و از بین می‌روند. گروه تحقیقاتی NIST فرآیندهایی را برای توسعه طول عمر نانولوله‌هایی که دارای

کاربردهای تجاری قابل توجهی هستند و شکل دادن ساختارهای شبکه‌ای مستحکم از نانولوله‌ها ارائه کردند. تصاویر گرفته شده با پالس‌های لیزری ماوراء بنفش با تمرکز بالا بر روی غشای پلیمری که با رنگ‌های فلئورسانت رنگ آمیزی شده‌اند.

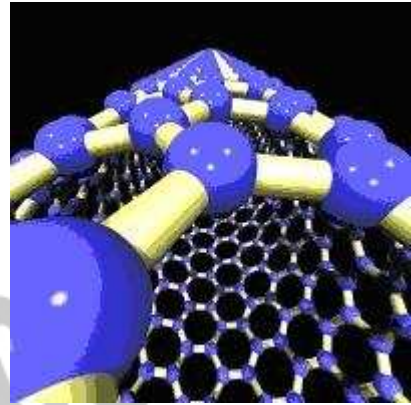
این محققان ابتدا ظروف کروی بسیار ریز پر شده از یک سیال را ساختند. این ظروف دارای یک غشای دو لایه پلیمری هستند، که یک سر آن آب‌دوست و سر دیگر آن آب‌گریز است. محققان با افزودن یک سیال صابونی شکل به پلیمر مذکور سبب تغییر خواص مکانیکی غشا شده و خاصیت کشسانی به آن داده‌اند. سپس با استفاده از موجین‌های نوری (لیزرهای مادون قرمز با تمرکز بسیار بالا) یا قطره چکان‌های ریز به نام میکروپیت این غشای الاستیک را می‌کشند، تا نانولوله‌های دولایه طویل با قطر کمتر از ۱۰۰ نانومتر تشکیل شوند. یک ماده شیمیایی برای شکستن پیوند بین اتم‌ها در بخشی از پلیمرها و ایجاد اتصالات جدید بین بخش‌های متفاوت افزوده و منجر به تشکیل غشایی با اتصالات عرضی شد. سپس نانولوله‌ها با یک چاقوی جراحی نوری (پالس‌های لیزری ماوراء بنفش با تمرکز بالا) از سلول اصلی بریده شدند. این نانولوله‌ها حتی پس از چندین هفته شکل لوله خود را حفظ می‌کنند. موجین‌های نوری می‌توانند برای ساخت ساختارهای شبکه‌ای نانولوله‌ای به کار روند.

محققان دانشگاه میشیگان با روش رشد لایه به لایه کپسول‌های پلیمری؛ فرآیندی برای به‌دام انداختن داروهای نانوبلوری که حلالیت ناچیز دارند، به دست آورده‌اند. فناوری لایه به لایه اجازه می‌دهد، تا با دقت، خصوصیات فیزیکی و شیمیایی ویژه کپسول را برای انتقال دارو به مکان‌های مشخص و بهینه کنترل شوند.

افزایش رسانایی نانولوله‌های کربنی در خلاء

محققان به تازگی دریافته‌اند که رسانایی الکتریکی نانولوله‌های کربنی تک جداره هنگامی که در خلاء مقابل نور قرار می‌گیرند، بسیار بیشتر می‌شود، از این اثر می‌توان در حسگرهای نانولوله‌ای مادون قرمز برای تصویربرداری گرمایی، طیف‌سنجی و ستاره‌شناسی مادون قرمز استفاده کرد. نانولوله‌های کربنی تک جداره قابلیت هدایت فوتون در شرایط عادی آن گونه که نور منجر به ایجاد حالت تحریک و تولید حامل‌های آزاد و در نتیجه رسانایی الکتریکی خوب می‌شود، را ندارند، اما در عوض همین حالت‌های تحریک ایجاد شده توسط نور، در فیلم‌های از جنس نانولوله کربنی تک جداره شد و به سرعت از بین می‌روند و این فیلم را گرم می‌کنند.

نانو فناوری در پزشکی



نانوفناوری یا کاربرد فناوری در مقیاس یک میلیونیم متر، جهان حیرت انگیزی را پیش روی دانشمندان قرار داده است که در تاریخ بشریت نظیری برای آن نمی توان یافت. پیشرفتهای پرشتابی که در این عرصه بوقوع می پیوندد، پیام مهمی را با خود به همراه آورده است. بشر در آستانه دستیابی به توانایی های بی بدیلی برای تغییر محیط پیرامون خویش قرار گرفته است و جهان و جامعه ای که در آینده ای نه چندان دور به مدد این فناوری جدید پدیدار خواهد شد، تفاوت هایی بنیادی با جهان مانوس آدمی، در گذشته خواهد داشت. مهمترین نکته درباره موقعیت کنونی فناوری نانو آن است که اکنون دانشمندان این توانایی را پیدا کرده اند که در تراز تک اتم به بهره گیری از آنها پردازند و این توانایی بالقوه می تواند زمینه ساز بسیاری از تحولات بعدی باشند. یک گروه از برجسته ترین محققان در حوزه نانو فناوری بر این اعتقاد هستند که می توان بدون آسیب رساندن به یاخته های حیاتی، در درون آنها به کاوش و پژوهش پرداخت. شیوه های کنونی برای بررسی یاخته ها بسیار خام و ابتدایی است و دانشمندان برای شناخت آنچه که در درون یاخته اتفاق می افتد ناگزیرند یاخته ها را از هم بشکافند و در این حال بسیاری از اطلاعات مهم مربوط به سیالهای درون یاخته یا ارگان های موجود در آن از بین می رود.

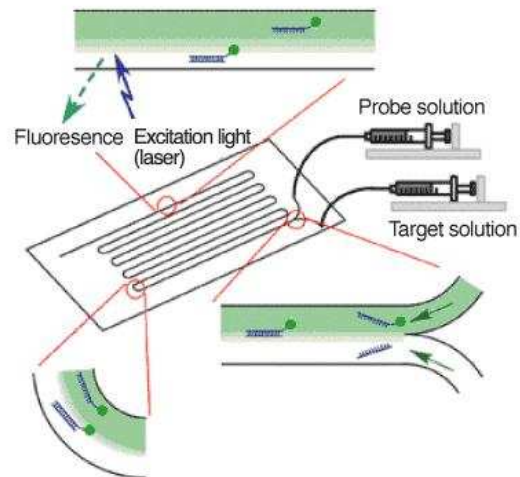
نانو فناوری در پزشکی

یک گروه از محققان که در گروهی موسوم به اتحاد سیستمهای زیستی گرد آمده اند سرگرم تکمیل ابزارهای ظریفی هستند که هدف آن بررسی اوضاع و احوال درون یاخته در زمان واقعی و بدون آسیب رساندن به اجزای درونی یاخته یا مداخله در فعالیت بخشهای داخلی آن است. ابزاری که این گروه مشغول ساخت آن هستند ردیف هایی از لوله ها یا سیمهای بسیار ظریف هستند که قادرند وظایف مختلفی را به انجام برسانند. از جمله آنکه هزاران پروتئینی را که به وسیله یاخته ها ترشح می شود، شناسایی می کنند.

ساخت فیبر نوری

گروههای دیگری از محققان نیز در تلاشند تا ابزارهای مناسب در مقیاس نانو برای بررسی جهان یاخته‌ها ابداع کنند. یکی از این ابزارها فیبر نوری است که ضخامت نوک آن ۴۰ نانومتر است و بر روی نوک آن نوعی پادتن جا داده شده که قادر است خود را به مولکول مورد نظر در درون یاخته متصل سازد. این فیبر نوری با استفاده از فیبرهای معمولی و تراش آنها ساخته شده و روی فیبر پوششی از نقره اندود شده تا از فرار نور جلوگیری به عمل آورد. نحوه عمل این فیبر نوری درخور توجه است. از آنجا که قطر نوک این فیبر نوری، از طول موج نوری که برای روشن کردن یاخته مورد استفاده قرار می‌گیرد به مراتب بزرگتر است، فوتونهای نور نمی‌توانند خود را تا انتهای فیبر برسانند، در عوض در نزدیکی نوک فیبر جمع می‌شوند و یک میدان نوری بوجود می‌آورند که تنها می‌تواند مولکولهایی را که در تماس با نوک فیبر قرار می‌گیرند تحریک کند. به نوک این فیبر نوری یک پادتن متصل است و محققان به این پادتن یک مولکول فلورسان می‌چسبانند و آنگاه نوک فیبر را به درون یک یاخته فرو می‌کنند.

در درون یاخته، نمونه مشابه مولکول فلورسان نوک فیبر، این مولکول را کنار می‌زند و خود جای آن را می‌گیرد. به این ترتیب نور ساطع شده از مولکول فلورسان از بین می‌رود و فضای درون یاخته تنها با نوری که به وسیله میدان موجود در فیبر نوری بوجود می‌آید روشن می‌گردد. در نتیجه محققان قادر می‌شوند یک تک مولکول را در درون یاخته مشاهده کنند. مزیت بزرگ این روش در آن است که باعث مرگ یاخته نمی‌شود و به دانشمندان اجازه می‌دهد درون یاخته را در هنگام فعالیت آن مشاهده کنند.



شناسایی مولکول‌های زیستی

نانو فناوری همچنین به پژوهندگان امکان می‌دهد که بتوانند رویدادهای بسیار نادر یا مولکول‌های با چگالی بسیار کم را مشاهده کنند. به عنوان مثال بلورهای مینیاتوری نیم هادی های فلزی در یک بسامد ویژه از خود نور ساطع می‌کنند و از این نور می‌توان برای مشخص کردن مجموعه‌ای از مولکول‌های زیستی و الصاق برچسب برای شناسایی آنها استفاده کرد.

کنترل فعالیت درون یاخته ها

محققان امیدوار هستند که در آینده‌ای نه چندان دور با استفاده از نانو فناوری موفق شوند امور داخلی هر یاخته را تحت کنترل خود در آورند. هم اکنون گام‌های بلندی در این زمینه برداشته شده و به عنوان نمونه دانشمندان می‌توانند فعالیت پروتئینها و D.N.A را در درون یاخته کنترل کنند. به این ترتیب نانو فناوری به پژوهشگران امکان می‌دهد تا اطلاعات خود را درباره یاخته ها یعنی اصلی ترین بخش سازنده بدن جانداران به بهترین وجه کامل سازند.

پالس اکسی متر (Pulse Oximeter) به چه معنی است؟

:Pulse

تغییرات شریان خونی با هر ضربان قلبی

Oxi :

اکسیژن

:Meter

اندازه گیری

پالس اکسی متر وسیله ای است جهت اندازه گیری نرخ و میزان اکسیژن در هر ضربان شریان های خونی.



در چه مواردی به کار می رود؟

پالس اکسی متر میزان اکسیژن را در شریان خونی اندازه گیری می کند. در حقیقت این دستگاه، میزان اکسیژن را به عنوان درصدی از مولکول های هموگلوبین که با اکسیژن آمیخته شده اند نسبت به کل میزان مولکول های هموگلوبین اندازه گیری می کند. همچنین اکثر دستگاه های پالس اکسی متری نرخ ضربان قلبی (Heart Rate) را نیز نمایش می دهند.

فیزیولوژی

هموگلوبین پروتئینی است که در سلول های قرمز خون یافت می شود. هنگامی که اکسیژن وارد خون می شود، توسط هموگلوبین (چسبیده به هموگلوبین) به تمام نقاط بدن منتقل می شود. هموگلوبینی که اکسیژن به آن چسبیده باشد را "اکسی هموگلوبین" می نامند.

چگونه کار می کند؟

پروپ پالس اکسی متر شامل دو بخش است :

۲ LED با توان پائین

نور مادون قرمز (Infra Red) با طول موج ۹۴۰ نانومتر و نور قرمز (Red) با طول موج ۶۶۰ نانومتر
یک آشکارساز نوری (Photodetector)

نور مادون قرمز و نور قرمز به تناوب توسط بافت های بدن ساطع می شوند (به عنوان مثال از انگشت،
پا، لاله گوش، بینی و ...). وقتی که نوری از بافت عبور می کند، مقداری از آن توسط بافت جذب می
شود. مقدار نور جذب شده در هر زمان که پالس های خونی از سنسور می گذرد (ضربان قلبی) دچار
تغییرات می شود. نور به طور متفاوتی توسط هموگلوبین و اکسی هموگلوبین جذب می شود. شدت
نور مادون قرمز و نور قرمز پس از آنکه از انگشت بیمار عبور کرد، توسط آشکارساز نوری
(Photodetector) اندازه گیری می شود. پالس اکسی متر درصدی از هموگلوبین را که آمیخته با
اکسیژن شده باشد، اندازه گیری می کند. SpO2 برابر است با اکسی هموگلوبین $\times 100\%$ ماکزیمم
مقدار هموگلوبین در فاصله زمانی ۴ تا ۸ ساعت و ضربان قلبی با توجه به نرخ پالس، محاسبه و نمایش
داده می شود.

واحد اندازه گیری

SpO2 : %

نرخ پالس : ضربان بر دقیقه (BPM)

مقادیر نوعی

افراد بالغ

SpO2 : % ۹۵-۱۰۰ ، نرخ پالس : ۵۰-۹۰ BPM

نوزادان

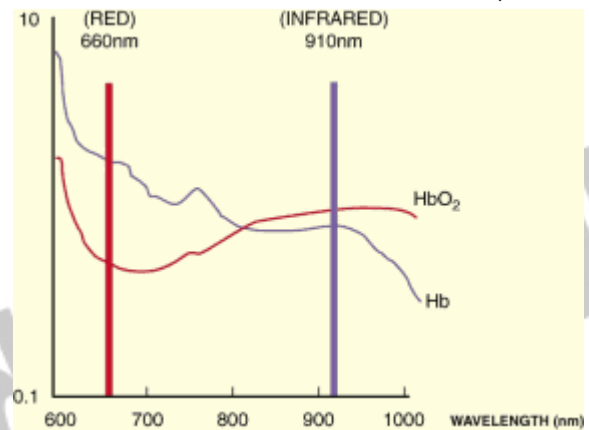
SpO2 : % ۹۵-۹۸ ، نرخ پالس : ۱۲۰-۱۸۰ BPM

پالس اکسی متری pulse oximetry

به نام خداوندی که در هر رنگی معنایی قرار داد....

چشم انسان برای تشخیص کم اکسیژنی خون بسیار ضعیف است . حتی در شرایط ایده آل ، پزشکان
خبره نمی توانند کم اکسیژنی را تشخیص دهند مگر اینکه مقدار آن به مقدار ۸۰٪ برسد . با آمدن پالس
اکسی متر ، تحولی در تشخیص کم اکسیژنی خون رخ داد.

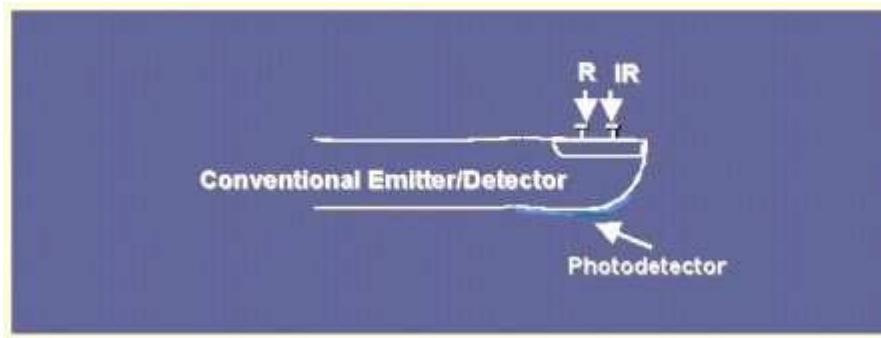
اصول پالس اکسی متری.



پالس اکسی متر، بر اساس دو اصل فیزیکی بنا شده است. الف) وجود یک سیگنال ضربه ای توسط خون شریانی که دارای استقلال نسبت به سرخ رگ ها، سیاه رگ ها و مویرگ های غیر ضربه ای و دیگر بافت ها است.

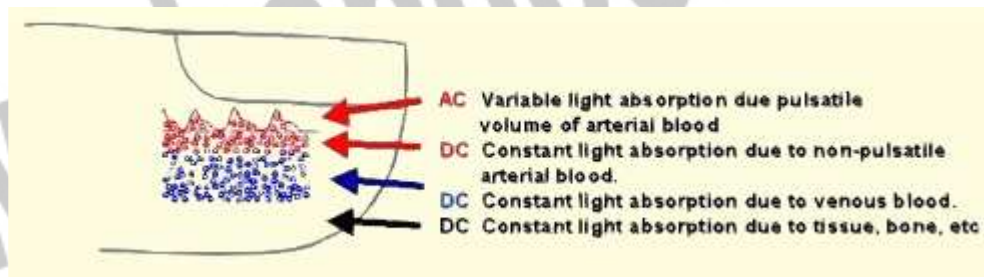
ب) این حقیقت که اکسی هموگلوبین و هموگلوبین دارای طیف جذبی متفاوتی هستند. پالس اکسی مترهایی که اکنون استفاده می شوند دارای دو LED می باشند؛ یکی نوری با طول موج ۶۶۰nm (قرمز) و دیگری نوری به طول موج ۹۴۰nm (فروسرخ) ایجاد می کند. این دو نور به این دلیل استفاده می شود چون Hb و O2Hb دارای طیف جذبی متفاوتی در این طول موج ای به خصوص هستند. در ناحیه قرمز، O2Hb نور کمتری نسبت به Hb جذب می کند و در ناحیه فرسرخ برعکس این قضیه رخ می دهد. سپس نسبت این مقدر جذبی نسبت به اندازه گیری مستقیم مفدار اکسیژن اشباع شده در خون کالیبره می شود و سپس الگوریتم بدست آمده در میکرو پروسوسوری دررون دستگاه پالس اکسی متر قرار داده می شود. در زمانی که از دستگاه استفاده می شود، نمودار کالیبره شده برای تخمین میزان اکسیژن اشباع شده در خون استفاده می شود.

پروب بر روی انگشتان گذاشته می شود. LED ها از بالای پروب نور خود را می فرستند. در طرف دیگر LED ها حسگرهای نوری قرار دارند. دیودها تقریباً ۳۰ بار در ثانیه چشمک می زنند. دیودها با یک ترتیب خاصی روشن و خاموش می شوند. و مدتی هر دو با هم خاموش هستند. در این مدت نور اطراف سنجیده میشود تا مقدار نور LED تنظیم شود. میکرو پروسوسور تغییرات نور را در هنگام جریان ضربه ای تحلیل می کند و سیگنال جریان های غیر ضربه ای را نادیده می گیرد.



همانطور که گفته شد، مقدار اشباع اکسیژن از جذب نور تکفاز (منوکروماتیک) توسط بافت ضربه ای سنجیده میشود. این پدیده بر اساس قانون بیر-لمبرت توجیه میشود: قانون بیر می گوید: مقدار شدت نور ارسال شده با تغیر غلظت ماده ای که از درون آن فرستاده شده، به صورت نمایی تغییر می کند. $A = \ln(I_0/I)$ که در آن A مقدار جذب است. I مقدار شدت نور عبوری است. و I_0 شدت نور اولیه است. قانون لمبرت می گوید: شدت نور ارسالی از درون ماده ای، با افزایش فاصله ای که نور از آن ماده عبور می کند ف به صورت نمایی کاهش می یابد.

نوری که توسط یک بافت غیر ضربه ای جذب می شود ثابت (DC) می باشد. جذب غیر یکنواخت (AC) در نتیجه ی ضربه های جریان خون ضربه ای است. حسگر نوری ولتاژی را متناسب با نور عبور کرده تولید می کند. قسمت متناوب موج ولتاژ دزیافتی تقریباً ۱-۵٪ آن را تشکیل می دهد. فرکانس بالای نور ارسالی دیود ها باعث می شوند که مقدار جذب به تعداد دفعات مکرر محاسبه شوند. این خود باعث شده که اثرات ناشی از حرکت کاهش پیدا کنند.



مکان هایی که برای پالس اکسی متری در بزرگسالان بیشتر استفاده می شوند انگشت دست، انگشت پا و بالا یا پایین گوش و در نوزادان، کف پا یا کف دست. یا انگشت شست پا یا دست است. البته دو روش برای پالس اکسی متری وجود دارد. یکی روش عبوری و دیگری روش بازتاب است. روش بالا روش عبوری بوده یعنی مقدارنوری که در هنگام عبور جذب می شود در طرف دوم بررسی می شود. در صورتی که در روش بازتاب، حسگر نوری در همان طرف LED ها قرار دارد و نور بازتاب شده را بررسی می کند.

فیزیولوژی انتقال اکسیژن

واحد تنفسی در ریه ها شامل برونشیول ریوی، مجاری الوئولی، دهلیزها و الوئولها. در ریه ها تقریباً ۳۰۰ میلیون در داخل دو ریه وجود دارند. و هر الوئول ۰,۲ میلیمتر قطر دارند. دیواره های الوئولی بسیار نازک هستند و رگ ها از کنار این الوئولها به صورت صفحه ای نازک عبور می کنند. هوا برای عبور باید از چند دیواره عبور کند: ۱- لایه ی سورفکتانت (ماده ای که کشش سطحی دیواره ی الوئولی را تنظیم می کند)

۲- اپی تلیوم الوئولی

۳- غشای اپیتلیوم قاعده ای

۴- فضای بسیار کم بین غشای مویرگ ها و اپی تلیوم الوئولی

۵- غشای مویرگی که در بسیاری از جاها با غشای قاعده ای آلوئولی پیوند خورده است

۶- اندوتلیوم مویرگی

این غشای تنفسی در حدود ۰,۲ میکرومتر است و بعضی مواقع ها هم مقدار آن به ۰,۶ میکرومتر تجاوز می کند.

ظرفیت انتشار غشای تنفسی مقدار حجمی است که در یک دقیقه و با وجود ۱ mmhg اختلاف نسبی قادر است از غشای تنفسی عبور کند. این مقدار برای اکسیژن در حدود ۲۱ و برای دی اکسید کربن ۲۰ برابر مقدار اکسیژن است.

وقتی اکسیژن از آلوئولها به داخل خون انتشار پیدا می کنند، به بافت های اطراف ویرگ ها از طریق هموگلوبین انتقال می شود. وجود هموگلوبین باعث شده که ۳۰ تا ۱۰۰ برابر مقدار اکسیژن انتقال داده شده به بافت ها نسبت به حالتی که در داخل مایع حل شده، بیشتر شود. در بافت ها پس از سوخت و ساز دی اکسید کربن آزاد شده و از طریق مواد دیگر داخل خون انتقال پیدا می کند؛ مقدار دی اکسید کربن انتقال داده شده نیز در این حالت ۱۵ تا ۲۰ برابر بیشتر از مقدار آن در زمانی است که تنهایی در خون حل میشود.

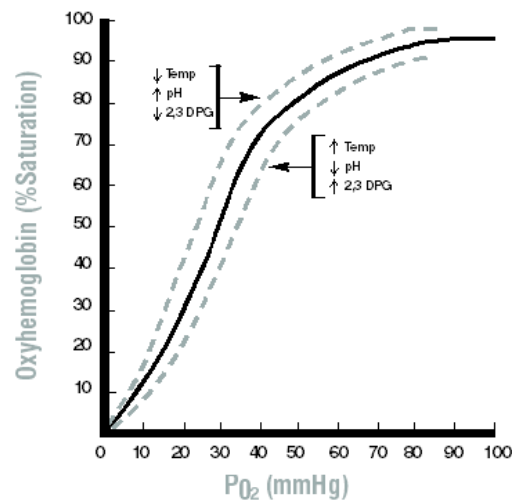
دلیل انتشار اکسیژن و یا هر گاز از غشاء، اختلاف فشار بین گاز در دو طرف این غشاء است. به عنوان مثال، در ریه ها، زمان تبادل بین آلوئول و خون، فشار نسبی اکسیژن در طرف آلوئولها (۱۰۴ mmhg) بیشتر از فشار نسبی اکسیژن در طرف خون (۴۰ mmhg) است. به همین دلیل اکسیژن از آلوئولها به خون منتشر میشود.

وقتی خون به مویرگ ها اطراف بافت ها می رسند، مقدار فشار نسبی اکسیژن ۹۵ mmhg است. دلیل کاهش آن از ۱۰۴ به ۹۵ این است که در هنگام خروج از ریه ها، ۹۸ درصد آن دارای فشار نسبی ۱۰۴ است. ۲ درصد باقی مانده خون سیاهرگی است که از ریه می

آید. مقدار فشار آن 40 mmHg است و وقتی که با خون دارای اکسیژن ریه مخلوط می شود، مقدار فشار نسبی آن را کاهش می دهد.

اکسیژن همواره توسط سلول های بافت ها در حال استفاده است. در نتیجه، همواره فشار نسبی اکسیژن در فضای بین سلولی کمتر از فشار داخل مویرگها کمتر است. همچنین به دلیل وجود فاصله بین سلولها و مویرگ ها، فشار بین سلولی بین ۵ تا ۴۰ میلی متر جیوه تغییر می کند. و به طور متوسط 23 mmHg است. مقدار فشار مورد نیاز برای فعالیت های سلولی ۳ تا ۱ میلی متر جیوه است. پس با وجود فشار کم 23 mmHg ، فشار بیشتر از کفایت وجود دارد و این خود فاکتور ایمنی است. (فکر می کنم از این جهت عامل ایمنی است که اگر اکسیژن به خون نرسد؛ یعنی در محیطی باشیم که به مدت کوتاه اکسیژن وجود ندارد. وجود این فشار باعث مس شود که بدن از سوخت و ساز باز نایستد.)

تأثیر هموگلوبین در انتقال خون



تقریباً ۹۷ درصد از مقدار اکسیژنی که به بافت ها می رسد، از طریق ترکیب شیمیایی آن با هموگلوبین است. باقی ۳ درصد آن از طریق حل شدن آن در آب پلاسما انتقال پیدا می کند. اکسیژن به هموگلوبین به صورت سست متصل میشود و قابلیت بازگشت دارد؛ یعنی واکنش آن تعادلی بوده و بازگشت پذیر.

زمانی که PO_2 بالا است، مثلاً در مویرگ های ریوی، اکسیژن به هموگلوبین وصل شده و وقتی فشار کم است، مثلاً در مویرگ های اطراف بافت، اکسیژن از هموگلوبین آزاد می شود. شکل مقابل، تغییر درصد اشباع شدن هموگلوبین را با تغییر فشار نشان می دهد. فشار خون هنگامی که از قلب خارج می شود 95 mmHg است پس طبق نمودار درصد اشباع هموگلوبین ۹۷٪ است. فشار خون در داخل وریدها هم 40 mmHg است و طبق نمودار هموگلوبین به میزان ۷۵٪ اشباع می شود.

خون یک فرد عادی تقریباً ۱۵ گرم هموگلوبین در ۱۰۰ میلی لیتر خون دارد و هر گرم هموگلوبین می تواند با حد اکثر ۱,۳۴ میلی متر اکسیژن ترکیب شود. (اگر هموگلوبین کاملاً خالص باشد، این مقدار ۱,۳۹ است ولی بعضی ناخالصی ها مانند متاموگلوبین این مقدار را کاهش می دهد). در نتیجه، ۲۰,۱ میل لیتر اکسیژن در ۱۰۰ میلی لیتر است و وقتی که به این مقدار م رسد می گوئیم ۱۰۰ درصد اشباع شده است.

همانطور که روی شکل پیدا است، بعضی عوامل بر روی درصد اشباع هموگلوبین تاثیر می گذارند. از جمله:

۱- تغییر در غلظت دی اکسید کربن در خون

۲- تغییر در دمای خون

۳- تغییر در مقدار BPG

۴- تغییر PH خون

اکسیژن رسانی خودکار با استفاده از پالس اکسی متر:

اگر چه تشخیص میزان اشباع اکسیژن خون، اهمیت زیادی دارد، اما توانائی رفع مشکلات بیمار پس از تشخیص از اولویت بالاتری برخوردار است. اگر اشباع اکسیژن خون از حد طبیعی پائین تر باشد، باید با توجه به نوع بیماری برای جبران آن کوشید. نیاز بدن به اکسیژن امری ضروری است.



اندازه گیری گازهای خون اطلاعات بسیار مهمی را در مورد میزان اکسیژن خون و اسیدی و بازی بودن آن مشخص می کند، حال آنکه این اندازه گیری ها، تنها اطلاعات مربوط به لحظه ثبت و گرفتن خون بیمار را به ما می دهد. ما می دانیم که میزان اکسیژن خون به سرعت تغییر می کند. اگر به طور متناوب میزان اکسیژن خون ما نیتور نشود، ممکن است باعث ایجاد لطمات جبران ناپذیری گردد. تمام این امکانات می تواند به غیر تهاجمی توسط دستگاه پالس اکسی متری فراهم شود. اما آنچه در اینجا برای ما اهمیت دارد، این است که بتوانیم از میزان اشباع اکسیژن به دست آمده توسط دستگاه پالس اکسی

متر، به بهترین شکل ممکن در جهت برطرف کردن مشکلات بیمار استفاده کنیم. روشهای مختلفی برای اکسیژن رسانی وجود دارد که هر یک از این روشها، مزایا و معایب خاص خود را دارد. روشی جدید که در اینجا مطرح است استفاده از پالس اکسی متری باشد. اصول کار پالس اکسی متری بر اساس قانون Beer بنا نهاده شده است. این قانون در مورد تضعیف نور عبوری از میان یک محیط واسط که دارای یک ماده جاذب است، بحث می کند. اگر نور مونوکروم با شدت وارد محیط واسط شود، بخشی از این نور، از میان محیط واسط عبور کرده و بخشی دیگر به وسیله ماده جاذب جذب می شود. شدت نور عبوری از میان ماده واسط به صورت نمایی با فاصله کاهش می یابد. قانون Beer بر این خاصیت استوار است که مجموع نور عبوری و جذبی برابر با نور اولیه است. عبور نوری که از میان محیط واسط با یک ماده جاذب سیر می کند، به صورت نسبت نور عبوری به نور اولیه تعریف می شود. جذب بدون پراکندگی در این فرایند به صورت منفی لگاریتم طبیعی عبور نور تعریف می شود. خصوصیات قانون Beer حتی در مواردیکه بیش از یک ماده جاذب در محیط واسط وجود داشته باشد نیز صادق است و هر جذب کننده سهم خود را به مجموع جذب اضافه می کند. هموگلوبین، مهم ترین جاذب نور در خون انسان برای طول موج هایی است که در پالس اکسی متری مورد استفاده قرار می گیرد. با اینکه هموگلوبین اکسیژن دار و هموگلوبین کاهش یافته، بیشتر نور عبوری از میان خود را جذب می کنند، اما این بدان معنی نیست که تنها همین دو نوع هموگلوبین در خون انسان وجود دارد. در واقع همین هموگلوبین در خون حامل اکسیژن است و میزان جذب نور مرئی توسط هموگلوبین با توجه به میزان اکسیژن موجود متفاوت است. این مساله به دلیل وجود دو نوع تفاوت از مولکولها، Hb و HbO₂ است که طیف متفاوتی از طول موج را از محدوده ۵۰۰ تا ۱۰۰۰ نانومتر دارند. معمولاً ۹۸٪ یا ۹۹٪ اکسیژن موجود در خون با مولکول های هموگلوبین ترکیب می شود. saO₂ نمایانگر اکسیژنی است که توسط هموگلوبین شریانی حمل می شود. وقتی saO₂ کاهش می یابد، میزان اکسیژن شریانی پائین آمده و ریسک Hypoxia بالاتر می رود. زمانی که هموگلوبین کاملاً با اکسیژن اشباع شده باشد (حامل چهار مولکول اکسیژن باشد)، به آن اکسی هموگلوبین HbO₂ می گویند و اگر کاملاً با اکسیژن اشباع نشده باشد، به آن هموگلوبین کاهش یافته Hb می گویند. اکسیژن اشباع کارکردی به صورت درصد بیان شده و بوسیله مقایسه میزان اکسی هموگلوبین با مجموع اکسی هموگلوبین و هموگلوبین کاهش یافته محاسبه میشود. پالس اکسی متر به وسیله اندازه گیری نور جذب شده توسط بافت زنده در دو طول موج مختلف و استفاده از ضربان های شریانی برای فرق گذاشتن بین جذب شریانی خون با سایر جذب کننده ها، اشباع اکسیژن خون را تعیین می کند.

نحوه اکسیژن رسانی خود کار:

Sao2 که توسط پالس اکسی متر اندازه گیری می شود ، بیانگر میزان اشباع اکسیژن کارکردی بیمار است که در حالت طبیعی این مقدار باید ۹۸٪ تا ۹۹٪ باشد . معمولاً پس از آنکه اشباع اکسیژن اندازه گیری می شود ، با توجه به صلاح دید پزشک و نوع بیماری فرد ، میزان کمبود اکسیژن جبران می شود . اما اینکه آیا پزشک یا پرستاران به موقع این موضوع را تشخیص بدهند یا اینکه بموقع عمل اکسیژن رسانی صورت بگیرد ، همواره یکی از دغدغه های کادر درمانی ، به خصوص در مواقع بحرانی است . که با تعداد زیاد بیمار و در عین حال کمبود کادر درمانی مواجه هستند . برای حل این مشکلات و بالاتر بردن ضریب اطمینان در درمان بیماران دستگاهی جدید را طراحی کرده اند .

نرم افزار دستگاه :

نرم افزار موجود در دستگاه دارای قابلیت های زیر است :

۱. توانائی محاسبه میزان اکسیژن کارکردی خون
 ۲. مقایسه اکسیژن کارکردی بیمار با مقدار طبیعی
 ۳. الارم جهت مطلع ساختن پزشک یا پرستار در هنگام بروز مشکل
 ۴. قابلیت کنترل شیر برقی متصل به کپسول اکسیژن جهت اکسیژن رسانی به موقع به بیمار
- الگوریتم کار دستگاه :

در این دستگاه ابتدا توسط صفحه کلید نوع بیماری فرد وارد می شود . از آنجا که هر بیماری میزان خاصی از اکسیژن را می طلبد ، دستگاه باید قابلیت تطبیق با این مقادیر مختلف اکسیژن را داشته باشد . به عنوان مثال ، در بیماری برونشیت مزمن ۲ تا ۳ لیتر در دقیقه ، بیماری اسم ۷ تا ۱۰ لیتر در دقیقه ، بیماری ایسکمیک قلبی ۷ تا ۱۰ لیتر و در بیماری حاد تنفسی نیز ۷ تا ۱۰ لیتر در دقیقه اکسیژن برای بیمار لازم است . طبق این روش پس از اینکه saO2 اندازه گیری شد ، با کمک برنامه ریزی که صورت گرفته شده ، این میزان با مقدار طبیعی اکسیژن مقایسه می شود و در صورتیکه از حد معمول پائین تر باشد ، الارم در جهت مطلع ساختن پزشک و پرستار داده می شود و پیغام warning بر روی صفحه نمایشگر ظاهر می شود ، در ضمن به صورت خودکار دریچه شیر برقی متصل به کپسول اکسیژن باز و اکسیژن مورد نیاز بیمار تامین می شود . از آنجا که saO2 به طور لحظه به لحظه کنترل می شود ، تا زمانیکه این مقدار به حد طبیعی نرسیده باشد ، عمل اکسیژن رسانی انجام می شود و پس از آنکه به حد طبیعی رسید ، با بسته شدن دریچه شیر برقی ، اکسیژن رسانی متوقف می شود . بدین ترتیب حتی اگر بیمار در خواب دچار کمبود اکسیژن شود ، دستگاه به طور خودکار نیاز او را بر طرف می سازد و حتی اگر مشکلات ناشی از عدم توجه پزشک یا پرستار وجود داشته باشد ، میزان اسیب رسیدن به بیمار کاهش می یابد . در ضمن اگر اکسیژن رسانی بیش از حد ادامه پیدا کند ، طبق برنامه ریزی

صورت گرفته پیغامی مبنی بر over saturation بر روی صفحه نمایشگر ظاهر می شود و اکسیژن رسانی متوقف می شود. دستگاه ساخته شده کمک بسیار بزرگی به کادر پزشکی و پرستاران در زمینه بالا بردن میزان دقت و ضریب اطمینان در اکسیژن رسانی به موقع به بیمار و حتی جلوگیری از اکسیژن رسانی بیش از حد به بیمار بخصوص در مواقع بحرانی و حساس می کند.

پالس اکسی متر چیست؟

پالس اکسی متر دستگاهی است جهت اندازه گیری نرخ اکسیژن در خون این دستگاه از طریق اندازه گیری درصد اشباع هموگلوبین (سلول های قرمز یک سلول پتیدی که از جنس پروتئین و حاوی مقادیر زیادی از آهن است) با اکسیژن شریانی میتواند چنین نتیجه ای را نمایش می دهد.



مزیت

استفاده از این دستگاه نسبت به روش های دیگر تعیین درصد اکسیژن خون به این ترتیب است که سریعتر و راحت تر نسبت به روشهای دیگر از قبیل نمونه گیری خونی و... میتوان کمبود یا ازدیاد اکسیژن (هیپواکسی یا هایپراکسی) در خون را مشخص کرد و نتیجه اکسیژن درمانی را مشاهده نمود. البته لازم به ذکر است که علاوه بر نمایش درصد اکسیژن در خون که میزانی در حدود ۹۹ تا ۹۶ درصد در یک انشان معمولی است این دستگاه میتواند ریت (rate) قلب یا همان میزان ضربان قلب را نیز تعیین کند.

اما نحوه عملکرد این دستگاه:

این دستگاه از یک سنسور نوری تشکیل شده است که بر روی شریانچه های نبض دار قرار میگیرد (معمولا روی انگشت اشاره شخص) در یک طرف دو LED به عنوان فرستنده قرار گرفته است که ۲ موج نور قرمز با طول موج ۶۶۰ نانومتر و مادون قرمز با طول موج ۹۳۰ نانومتر انتشار میدهد نور قرمز رنگ توسط هموگلوبین که رنگ طبیعی آن آبی است جذب میشود و مادون قرمز توسط اکسیژن ترکیبی با هموگلوبین (HbO₂) جذب میشود. در واقع دو نوع طول موج توسط این دو LED که فرستنده هستند فرستاده میشود.... در طرف دیگر یک گیرنده یا در اصطلاح یک فتودیود قرار دارد که وظیفه آشکارسازی نور عبوری از بافت را دارد. این نور توسط گیرنده بر حسب میزان شدت نور به یک سیگنال الکتریکی تبدیل میشود در واقع این سیگنال ورودی دستگاه و برد های الکترونیکی و میکروپروسسرهاست که بعد از محاسبات توسط این مدارات مقدار انداز گیری شده اشباع اکسیژن خون تعیین میگردد. البته برخی از مدل های دستگاه پالس اکسی متر به گونه ای است که توسط کابلی که برای آشکار سازی سیگنال ECG تعبیه شده میتواند این سیگنال را نیز نشان دهد.

اهمیت

این دستگاه و کالیبراسیون آن: از آنجا که این دستگاه در بخش های حساس بیمارستانی ICU-CCU-NICU مورد استفاده قرار میگیرد باید از صحت عملکرد این دستگاه اطمینان کافی پیدا کنیم. از جمله از عواملی که میتواند موجب ثبت نتایج نادرست در دستگاه گردد عبارتند از:

۱- در معرض نور شدید قرار گرفتن. ۲- فشار خون خیلی بالا یا پایین شخص مورد آزمایش

۳- دمای غیرعادی بافت ۴- وجود جذب کننده هایی مثل لاک یا رنگ

۵- در وضعیت نامناسب قرار دادن انگشت اشاره در مکان مشخص آن در هنگام استفاده از دستگاه.

اهمیت - نحوه عملکرد و کالیبراسیون دستگاه پالس اکسی متر

پالس اکسی متر دستگاهی است جهت اندازه گیری نرخ اکسیژن در خون این دستگاه از طریق اندازه گیری درصد اشباع هموگلوبین (سلول های قرمز یک سلول پیتیدی که از جنس پروتیین و حاوی مقادیر زیادی از آهن است) با اکسیژن شریانی میتواند چنین نتیجه ای را نمایش دهد.



مزیت استفاده از این دستگاه نسبت به روش های دیگر تعیین درصد اکسیژن خون به این ترتیب است که سریعتر و راحت تر نسبت به روشهای دیگر از قبیل نمونه گیری خونی و... میتوان کمبود یا ازدیاد اکسیژن (هیپواکسی یا هایپراکسی) در خون را مشخص کرد و نتیجه اکسیژن درمانی را مشاهده نمود. البته لازم به ذکر است که علاوه بر نمایش درصد اکسیژن در خون که میزانی در حدود ۹۹ تا ۹۶ درصد در یک ا نشان معمولی است این دستگاه میتواند ریت (rate) قلب یا همان میزان ضربان قلب را نیز تعیین کند.

اما نحوه عملکرد این دستگاه: این دستگاه از یک سنسور نوری تشکیل شده است که بر روی شریانچه های نبض دار قرار میگیرد (معمولاً روی انگشت اشاره شخص) در یک طرف دو LED به عنوان فرستنده قرار گرفته است که ۲ موج نور قرمز با طول موج ۶۶۰ نانومتر و مادون قرمز با طول موج ۹۳۰ نانومتر انتشار میدهد نور قرمز رنگ توسط هموگلوبین که رنگ طبیعی آن آبی است جذب میشود و مادون قرمز توسط اکسیژن ترکیبی با هموگلوبین (HbO₂) جذب میشود. در واقع دو نوع طول موج توسط این دو LED که فرستنده هستند فرستاده میشود.... در طرف دیگر یک گیرنده یا در اصطلاح یک فتودیود قرار دارد که وظیفه آشکارسازی نور عبوری از بافت را دارد. این نور توسط گیرنده بر حسب میزان شدت نور به یک سیگنال الکتریکی تبدیل میشود در واقع این سیگنال ورودی دستگاه و برد های الکترونیکی و میکروپروسسرهاست که بعد از محاسبات توسط این مدارات مقدار اندازه گیری شده اشباع اکسیژن خون تعیین میگردد. البته برخی از مدل های دستگاه پالس اکسی متر به گونه ای است که توسط کابلی که برای آشکارسازی سیگنال ECG تعبیه شده میتواند این سیگنال را نیز نشان دهد.

اهمیت این دستگاه و کالیبراسیون آن:

از آنجا که این دستگاه در بخش های حساس بیمارستانی ICU-CCU-NICU مورد استفاده قرار میگیرد باید از صحت عملکرد این دستگاه اطمینان کافی پیدا کنیم. از جمله از عواملی که میتواند موجب ثبت نتایج نادرست در دستگاه گردد عبارتند از:

۱- در معرض نور شدید قرار گرفتن.

۲- فشار خون خیلی بالا یا پایین شخص مورد آزمایش

۳- دمای غیرعادی بافت

۴- وجود جذب کننده هایی مثل لاک یا رنگ

۵- در وضعیت نامناسب قرار دادن انگشت اشاره در مکان مشخص آن در هنگام استفاده از دستگاه.

الکترومایوگرافی (EMG) روشی تجربی در زمینه بسط، ثبت و آنالیز سیگنالهای الکتریکی عضله است. سیگنالهای الکتریکی عضله بوسیله دگرگونی های فیزیولوژیکی در غشاء فیبرعضلانی شکل می گیرند. الکترومایوگرافی مطالعه عملکرد عضله از طریق تحقیق سیگنال الکتریکی است که از عضلات سرچشمه می گیرند. EMG شامل ردیابی، تقویت، ثبت، آنالیز و تفسیر جهت سیگنال های ایجاد شده توسط عضله اسکلتی، هنگام فعالیت آن برای تولید نیرو است.

منشاء سیگنال

واحد حرکتی

واحد حرکتی (MU) کوچکترین واحد عملی است که می تواند برای تشریح کنترل عصبی روند انقباض عضلانی بکار رود. واحد حرکتی شامل یک فیبر عصبی (تنه سلولی نورو حرکتی، دندریتها، آکسون و شاخه های متعدد آن) و تمام فیبرهای عضلانی است که به آنها عصب رسانده شده است. واژه "واحدها" پیرامون رفتار واحد حرکتی است. تمام فیبرهای عضلانی واحد حرکتی بصورت متحد عمل می کنند.

در حین فعالیت عصبی ماهیچه ها، هر موتور حرکتی کامل، فعال

و یا غیر فعال است. هر ماهیچه شامل چندین واحد حرکتی، از

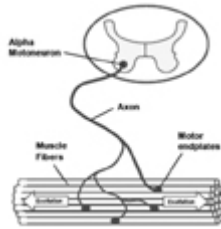
تعداد اندک تا چند هزار میباشد.

آناتومی عضله

رشته عضلانی واحد



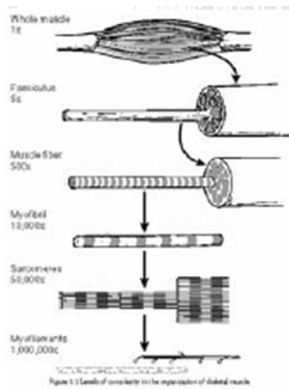
هر رشته عضلانی واحد، حاوی دسته ای از تارهای ریز راه راه بنام فیبریلهاست. بدلیل خطوط روی این فیبریلها این نوع ماهیچه، ماهیچه راه راه نیز خوانده می شود. هر گاه رشته عضلانی پیامی را از مغز (از طریق دستگاه عصبی) دریافت کند، فیبریلهای آن همگی منقبض می شوند و



رشته عضلانی را کوتاهتر می کنند. این امر بنوبه خود موجب عمل کششی کل ماهیچه بر روی استخوان می شود.

ساختار سلول ماهیچه

درون سارکوپلاسم سازه های بلند نازک روشن و تیره ای به اسم تارچه ماهیچه (فیلامان) در امتداد طولی قرار گرفته اند که به همین دلیل یک شکل راه راه پدید می آورند. هر تارچه شامل واحدهای متعددی به اسم سارکومر است. سارکومرها کوچکترین واحدهای قابل انقباض در یک فیبر عضلانی هستند. هزاران سارکومر یک زنجیره طولانی در هر تارچه ماهیچه تشکیل می دهند. غشاء Z نشانه مرز بین هر دو سارکومر با هم میباشد. طرح خطوط روشن و تیره به خاطر دو نوع تارچه پروتئینی طولی است. میوزین (فیلامان ضخیم تر) که منحصر به باند تیره A و منطقه H است و آکتین (فیلامان نازکتر) که در باند روشن I و بین میوزین در سرهای باند تیره A قرار دارد.



انقباض عضلانی

وقتی ماهیچه منبسط می شود همه باندهای آن دیده می شود، در حالیکه در ماهیچه منقبض باند I روشن، باریک و بعد ناپدید می شود. زیرا تارچه های نازک آکتین در بین تارچه های ضخیم میوزین بطرف داخل، کشیده تر می شوند.

رمز فرآیند انقباض ماهیچه در روی هم قرار گرفتن تارچه های ضخیم میوزین و تارچه های نازک آکتین است. تارچه های نازک آکتین از دو

زنجیره از پروتئینهای گلوبولی تروپومیوزین و تروپونین تشکیل شده اند. رشته های تروپومیوزین دور تارچه های نازک آکتین پیچیده اند و تروپونین در فاصله های منظم به تروپومیوزین متصل است.

در حالت انبساط، تروپونین تروپومیوزین را در حالتی نگاه می دارد که محل های تماس میوزین را بر روی تارچه های آکتین مسدود می کند.

هنگامیکه سیگنال عصبی به سلول ماهیچه می رسد، شروع به آزادسازی یونهای کلسیم Ca^{++} از ذخیره های خاص حفره های T در شبکه سارکوپلاسمی می کند.

تروپونین تمایل زیادی به یونهای کلسیم دارد و هنگامیکه یونهای کلسیم به تروپونین می چسبند، شکل مجتمع تروپونین-تروپومیوزین عوض می شود تا مناطق فعال را بر روی تارچه های آکتین آشکار سازد.

یونهای کلسیم با آشکار ساختن مناطق فعال بر روی تارچه های آکتین، ماهیچه را به انقباض تحریک می کنند.

در همان حال، سرهای تارچه میوزین بوسیله ATP فعال می شوند. ATP وقتی به ADP و فسفات آزاد تجزیه می شود، مقدار زیادی انرژی آزاد می کند.

سرهای میوزین خود را به منطقه های منتخب بر روی تارچه های آکتین مجاور می چسبانند تا رشته های آکتین - میوزین را که معمولاً پل عرضی نامیده می شوند، تشکیل دهند.

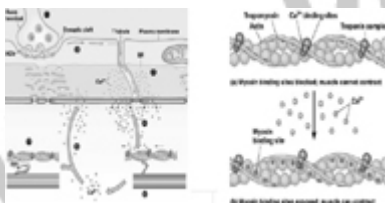
بلافاصله بعد از آن، پل های عرضی باز می شوند و سرهای میوزین دوباره به محل های آکتین بعدی وصل می شوند و به همین ترتیب ادامه می یابد. پیامد کلی این فرآیند این است که تارچه های آکتین کشیده می شوند و از تارچه های میوزین می گذرند، بطوریکه لبه ها بیش از زمان انقباض روی هم قرار می گیرند و بنابراین سارکومر را کوتاه می کنند. فرآیند ذکر شده در شکل ۵ بتصویر در آمده است.

تحریک پذیری غشاء عضله

تحریک پذیری فیبرهای عضلانی، در کنترل عصبی نشان دهنده عامل عمده فیزیولوژی عضله است. این پدیده می تواند تحت عنوان مدل نیمه تراوا شرح داده شود که توصیف کننده خواص الکتریکی سارکولم است. یک موازنه یونی بین فضای درونی و بیرونی یک سلول ماهیچه ای، یک پتانسیل استراحت ساکن را در غشاء فیبر عضله شکل می دهد. (زمانی که در انقباض نیست یعنی در محدود - ۸۰ تا -۹۰ میلی ولت). این اختلاف پتانسیل که با روندهای فیزیولوژیکی حفظ شده (پمپ یونی) منجر به بار منفی درون سلول نسبت به خارج سطح سلول می شود. فعال سازی یک سلول شیپوری قدامی موتور آلفا (که بوسیله سیستم عصبی مرکزی تحریک شده) منجر به هدایت تحریک در طول عصب حرکتی می شود. با آزاد شدن مواد انتقال دهنده در صفحه انتهایی واحد حرکتی، یک پتانسیل صفحه انتهایی در فیبر عضلانی که بوسیله این واحد حرکتی پی داده می شود، شکل می گیرد. مشخصه های انتشار غشاء فیبر عضلانی بطور مختصر تعدیل شده و یون های Na^+ سرازیر می شوند. این روند منجر به دپلاریزاسیون غشاء می شود که فوراً با تبادل رو به عقب یونها

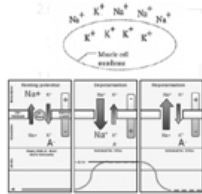
در مکانیسم پمپ یونی (رپلاریزاسیون) جایگزین می شود.

تولید سیگنال EMG



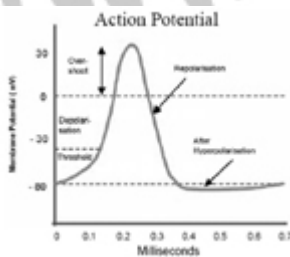
پتانسیل عمل

اگر نفوذ Na^{++} از آستانه مشخصی تجاوز کند، دپلاریزاسیون غشاء باعث پتانسیل عملی می شود که پتانسیل غشاء سریعاً از -80 میلی ولت به بالای $+30$ میلی ولت برسد. سپس یک از هم پاشیدگی الکتریکی تک قطبی سریعاً با فاز رپلاریزاسیون جایگزین می شود و در پی آن یک دوره هایپرپلاریزاسیون غشاء رخ میدهد. پتانسیلهای عمل با شروع از صفحه انتهایی غشاء در طول فیبر عضلانی در هر دو جهت و درون فیبر عضلانی از میان یک سیستم لوله مانند پخش می شوند.



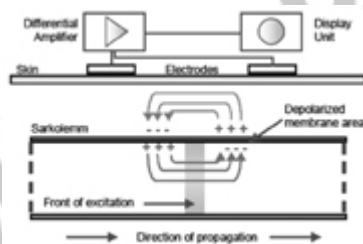
این تحریک منجر به آزاد شدن یونهای کلسیم در فضای درون سلولی می شود. فرآیندهای شیمیایی مرتبط (کوپلینگ الکترومکانیکی) در نهایت المانهای منقبض شونده سلول ماهیچه ای را کوتاه می کنند.

این مدل که انقباض و تحریک را به هم متصل می کند، نشاندهنده یک ارتباط با همبستگی بالا می باشد. (هرچند تحریکهای ضعیفی وجود دارند که می توانند منجر به انقباض نشوند.) از نقطه نظر عملی می توان فرض را بر این دانست که در یک عضله سالم هر انقباض عضلانی از مکانیسم فوق تبعیت می کند.



سیگنال EMG بر پایه پتانسیل های عمل غشاء فیبر عضلانی است که از روند دپلاریزاسیون و رپلاریزاسیون شرح داده شده منتج می شوند. وسعت ناحیه دپلاریزاسیون که در شکل زیر آمده، تقریباً ۱ تا ۳ میلی متر مربع است.

شکل ۷: نمودار پتانسیل عمل (میلی ولت بر ثانیه)
شکل ۸: ناحیه دپلاریزاسیون در غشاء فیبر عضلانی



ترکیب سیگنال EMG

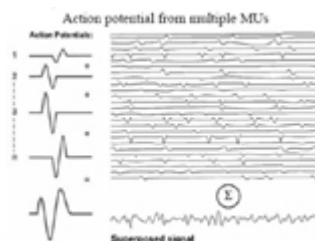
انطباق واحدهای حرکتی

در مطالعات کینزیولوژیکی، پتانسیل های عمل واحد حرکتی تمامی

واحدهای حرکتی فعال و قابل ردیابی در زیر ناحیه الکتروود، از نظر الکتریکی منطبق هستند و بصورت یک سیگنال دوقطبی با توزیع متقارن دامنه های مثبت و منفی (با میانگین صفر) مشاهده می شوند که به آن الگوی تداخلی می گویند.

شکل ۹: پتانسیل عمل واحدهای حرکتی متعدد

فعال سازی عضله



پنج مشخصه عضلات اسکلتی در بر دارنده هم خواص الکتریکی (قابلیت تحریک و رسانایی) و هم خواص مکانیکی (قابلیت انقباض، قابلیت

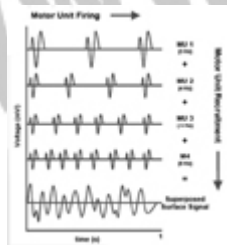
انبساط و کشسان بودن یا الاستیسیته) هستند.

سه تا از مهمترین مشخصه های عضله عبارتند از تحریک پذیری، رسانایی و قابلیت انقباض. بنابراین در نتیجه فعال سازی نوروئی هم پاسخ مکانیکی و هم پاسخ الکتریکی وجود دارد. دو مورد از مهمترین مکانیزم های موثر در بزرگی و چگالی سیگنال رویت شده، بکار گیری واحدهای حرکتی و فرکانس شروع آنهاست.

اینها استراتژی های اصلی کنترلی برای میزان کردن روند انقباض و مدوله کردن نیروی خروجی عضله در گیر است.

از آنجاییکه بافت متصل کننده و لایه های پوست، اثر فیلتر پایین گذر را در سیگنال اصلی دارند، فرکانس شروع آنالیز شده برای مثال EMG سطحی، نشاندهنده مشخصه های شروع بنیادی و دامنه سیگنال نیست.

به عبارت ساده تر می توان گفت که سیگنال EMG، بطور مستقیم بازتابنده مشخصه های شروع و بکار گیری واحدهای حرکتی ردگیری شده درون ماهیچه مورد اندازه گیری می باشد.



شکل ۱۰: بکار گیری و فرکانس شروع واحدهای حرکتی نیروی خروجی را مدوله کرده در سیگنال EMG منطبق شده بازتابنده می شود.

کل ماهیچه شامل بافت ماهیچه و بافت متصل کننده است و معمولاً به یک تاندون چسبیده است.

- ماهیچه

- دسته فیبرها

- فیبرها

- فیبریلها

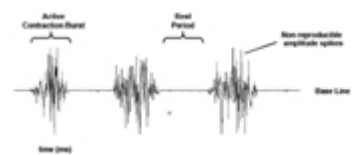
- فیلامانها

تنها بافتهای ماهیچه ای در سیگنال EMG شرکت دارند. بنابراین بافت متصل کننده می تواند نیروی انفعالی ایجاد کند ولی پاسخ الکتریکی ایجاد نمی کند.

طبیعت سیگنال EMG

به سیگنال فیلتر نشده (به استثنا تقویت کننده میان گذر) و پردازش نشده ای که MUAP های منطبق را

ردیابی می کند، سیگنال EMG خام می گویند. در شکل نمونه زیر



ثبت یک سیگنال EMG سطحی خام برای سه انقباض استاتیک عضله

دو سر انجام شده است:

شکل ۱۱: ثبت سیگنال خام سه انقباض برای عضله دوسر

هنگامی که عضله در وضعیت استراحت قرار دارد، Baseline EMG بدون نویز، کم و بیش دیده می شود. نویز Baseline EMG به فاکتورهای زیادی از جمله کیفیت تقویت کننده، نویز محیطی و کیفیت شرایط رد یابی بستگی دارد. با فرض تقویت کننده مناسب و آماده سازی مناسب پوست، Baseline نویز بیشتر از ۳ تا ۵ میکروولت نمی شود. هدف معمولاً ۱ تا ۲ میکروولت است.

عضله سالمی که در وضعیت استراحت قرار دارد، با توجه به نبود دپلاریزاسیون و پتانسیل عمل، هیچ فعالیت EMG خاصی نشان نمی دهد. بطور طبیعی تیزی های سیگنال های EMG خام آشکالی تصادفی هستند. این بدین معنی است که یک ثبت نمی تواند دوباره عیناً بازسازی شود. این مسئله این حقیقت را عیان می سازد که یک دسته واحد های حرکتی بکار گرفته شده بطور ثابت در ماتریس و یا قطر واحدهای حرکتی موجود تغییر می کنند. اگر گاهی دو یا تعداد بیشتری واحد حرکتی در یک زمان شروع به فعالیت کنند و در مجاورت الکترودها قرار داشته باشند، تولید یک تیزی شدید منطبق می کنند. با اعمال یک الگوریتم هموار کننده و یا انتخاب یک پارامتر دامنه مناسب، مقادیر غیر قابل بازسازی سیگنال حذف می شوند و یا اینکه به حداقل می رسند. EMG سطحی خام در بازه ± 5000 (برای ورزشکاران) قرار دارد و فرکانس مقادیر آن نوعاً بین ۶ تا ۵۰۰ هرتز می باشد که نشاندهنده بیشترین قدرت فرکانسی در بازه ۲۰ تا ۱۵۰ هرتز می باشد.

فاکتورهای موثر بر سیگنال EMG

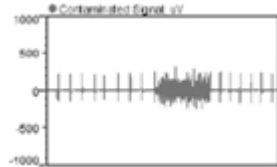
سیگنال EMG در طول مسیرش از غشاء عضله تا الکترودها تحت تاثیر عوامل محیطی مختلفی قرار دارد که شکل و مشخصه آن را تغییر می دهند. این عوامل بطور اساسی به این گروه ها تقسیم بندی می شوند:

۱- مشخصه های بافت

بدن انسان رسانای خوب الکتریکی است ولی این رسانایی با توجه به نوع بافت، ضخامت، تغییرات فیزیولوژیکی و دما تغییر می کند. این شرایط از موضعی به موضع دیگر بشدت تغییر می کنند و مانع مقایسه کمی پارامترهای محاسبه شده دامنه سیگنال EMG پردازش نشده می شوند.

۲- Cross Talk فیزیولوژیکی

عضلات مجاور هم، مقدار قابل توجهی سیگنال EMG تولید می کنند که در محل الکتروود، ردیابی می شود. بطور معمول این Cross Talk از ۱۰ تا ۱۵ درصد مقادیر کل EMG تجاوز نمی کند و یا اصلاً موجود نیست. با این وجود باید موارد احتیاطی برای تنظیمات دقیق داخل گروه عضلات رعایت شود. تیزی سیگنال ECG می تواند در ثبت EMG تداخل ایجاد کند خصوصاً هنگامی که EMG، مربوط به اندام فوقانی و شانه ها باشد. این اثرات به آسانی قابل رویت هستند و



الگوریتم های جدیدی برای از بین بردن آنها وجود دارد.

شکل ۱۲: سیگنال EMG خام با تداخل سنگین ECG

۳- تغییرات در هندسه بین بطن عضله و محدوده الکتروودها

هرگونه تغییر فاصله بین مبدا سیگنال و محدوده ردیابی، خواندن سیگنال را تحت تاثیر قرار می دهد. این مسئله یکی از مشکلات اصلی در مطالعات حرکت دینامیک می باشد و می تواند از فشار خروجی تاثیر گرفته باشد.

۴- نویز خارجی

در محیط هایی که نویز زیاد دارند باید احتیاط لازم رعایت شود. بیشترین نویز بر اثر زمین کردن نادرست و یا تجهیزات خارجی دیگر به وجود می آید.

۵- الکتروود و تقویت کننده ها

کیفیت الکتروودها و نویز داخلی تقویت کننده ها ممکن است مقداری سیگنال به Baseline EMG اضافه کنند. نویز داخلی تقویت کننده نباید از ۵ ولت rms تجاوز کند.

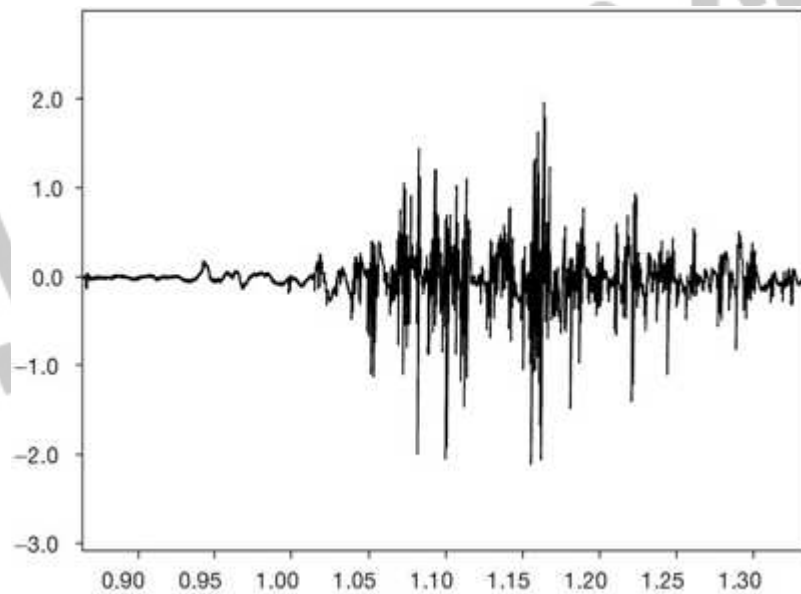
بیشتر این عوامل با آماده سازی دقیق و چک کردن شرایط آزمایش قابل کنترل و به حد اقل رسیدن هستند.

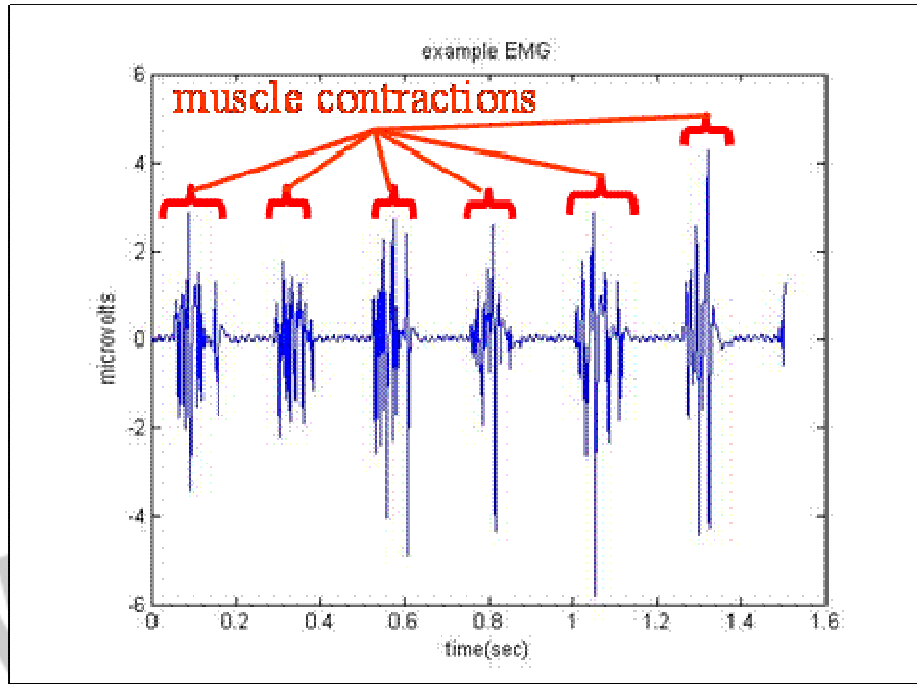
(الکترومیوگرافی)

کلمات کلیدی: الکتروود سوزنی، پتانسیل عمل، فیدبک زیستی، واحد محرک، EMG،
Electromyography

EMG (الکترومیوگرافی) تکنیکی برای ارزیابی و ضبط خصوصیات فیزیولوژیک عضلات در هنگام استراحت و همچنین در حال انقباض است. EMG با استفاده از ابزاری به نام الکترومیوگراف به ضبط تصویری به نام الکترومیوگرام می پردازد. یک الکترومیوگراف پتانسیل های الکتریکی تولید شده به توسط سلول های عضلانی در حال انقباض و نیز استراحت را مشخص می کند. خصوصیات الکتریکی:

منبع الکتریکی، پتانسیل غشایی عضله است که ولتاژ آن در حدود 70 mV می باشد. پتانسیل های اندازه گیری شده ی حاصل که ناشی از روش به کار برده شده می باشند بازه ای در حدود کمتر از 50 uV و 20 mV تا 30 دارند. نرخ تکرار نوعی تحریک واحد عضله $20-7$ هرتز است، که مقدار دقیق آن بستگی به اندازه ی عضله (عضلات چشم در برابر عضلات نشیمن گاه)، آسیب های جراحی پیشین، و ... دارد. در آسیب به واحدهای محرک می توان بازه ای بین 450 mV تا 780 را انتظار داشت.



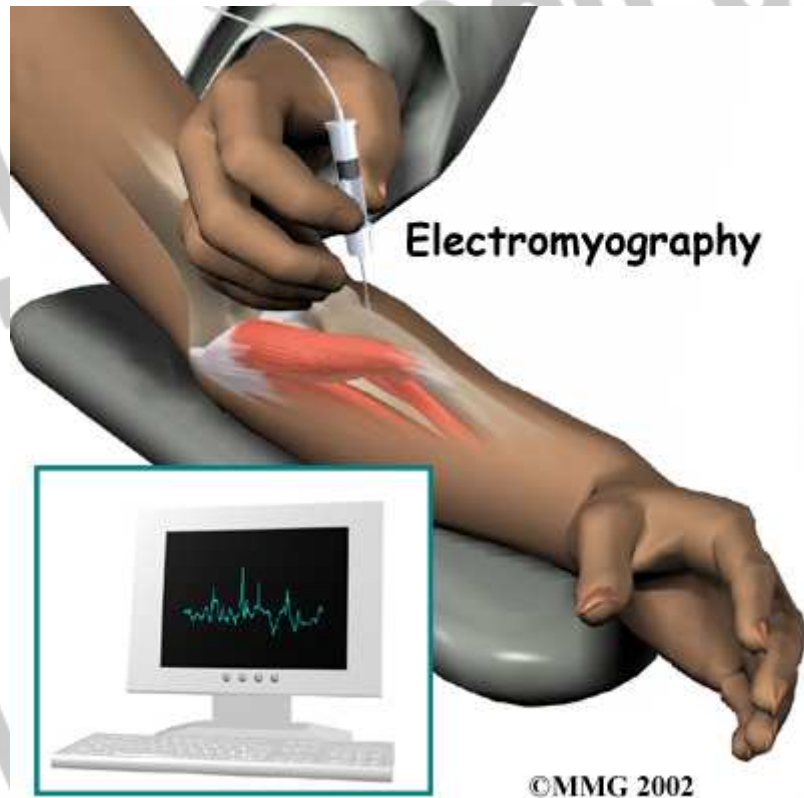


رویه:

برای اجرای EMG میان عضله ای یک الکتروود سوزنی از طریق پوست داخل بافت عضلانی جاداده می شود. یک درمان گر تعلیم دیده (معمولاً یک درمان گر طبیعی یا متخصص اعصاب یا فیزیوتراپ) فعالیت الکتریکی را هنگام وارد شدن الکتروود به بدن به دقت مشاهده می کند. فعالیت هنگام جادادن الکتروود حاوی اطلاعات ارزشمندی درباره ی چگونگی عضله و عصب متصل به آن است. عضلات با شرایط عادی وقتی در حالت استراحت هستند اگر الکتروود سوزنی به آن ها وارد شود، صداهای الکتریکی مشخص و عادی تولید می کنند سپس فعالیت الکتریکی وقتی عضله در حالت استراحت است مورد مطالعه قرار می گیرد.

فعالیت غیرعادی خودبه خودی ممکن است نشان دهنده ی آسیب های عصبی و/یا عضلانی باشد. اگر چنین حالتی پیش بیاید از بیمار خواسته می شود که عضله را به آرامی منقبض کند. شکل، اندازه و فرکانس پتانسیل های حاصل از واحد محرک مورد قضاوت قرار می گیرد. سپس الکتروود چند میلیمتر در عضله فروتر می رود و فعالیت دوباره مورد ارزیابی قرار می گیرد و این کار تا زمانی ادامه می یابد که پاسخ های حداقل ۱۰ تا ۲۰ واحد جمع آوری شود. اثر هر الکتروود تنها تصویری بسیار موضعی از فعالیت کل عضله به دست می دهد و از آن جا که عضلات اسکلتی در ساختار درونی متفاوت اند، الکتروودها باید در محل های متفاوتی قرار گیرند تا اطلاعاتی که به دست می آید درست و دقیق باشد. اما EMG میان عضله ای ممکن است روشی بسیار تهاجمی (و دردناک) و در برخی موارد بسیار اختصاصی به نظر بیاید.

در برابر فعالیت تعداد کمی از فیبریل ها که به توسط الکتروود سوزنی مورد مشاهده قرار می گیرد ، می توان از یک الکتروود سطحی برای نمایش یک تصویر کلی از فعالیت عضله بهره برد. این تکنیک در برخی شرایط مورد استفاده قرار می گیرد ؛ مثلا در کلینیک فیزیوتراپی ، فعالیت عضله به توسط EMG سطحی به نمایش در می آید و بیماران با استفاده از یک محرک سمعی یا بصری متوجه می شوند که چه زمانی عضله را به فعالیت واداشته اند(فیدبک زیستی)



یک واحد محرک عبارت است از یک نورون محرک و تمام فیبرهای عضلانی که با آن ها اتصال دارد. وقتی یک واحد محرک ناگهان تحریک می شود، پتانسیل عمل نورون محرک به عضله منتقل می شود. جایی که عصب به عضله متصل می شود، اتصال عصبی - عضلانی یا صفحه انتهایی محرک نامیده می شود. وقتی پتانسیل عمل از این سو به آن سوی اتصال عصبی-عضلانی فرستاده شد یک پتانسیل عمل در تمام فیبرهای عضلانی متصل به آن واحد محرک مشخص ایجاد می شود. مجموع تمام این فعالیت الکتریکی تحت عنوان "پتانسیل عمل واحد محرک" (MUAP) نامیده می شود. این فعالیت الکتروفیزیولوژیک که از واحدهای محرک متعددی به دست می آید نوعاً در طی یک EMG مورد ارزیابی قرار می گیرد. ساختار واحد محرک، نوع فیبرهای عضلانی واحد محرک، نوع متابولیکی فیبرهای عضلانی و بسیاری عوامل دیگر بر شکل پتانسیل های واحد محرک در میوگرام اثر می گذارد.

BLUEMYO دستگاه اندازه گیری EMG سبک، قابل حمل و با قابلیت های منحصر به فرد است. این دستگاه به منظور پاسخ به چالش های موجود در کاربردهایست که بیمار یا کاربر نیاز به تحرک در محیط پیرامونی دارد. وزن بسیار کم، این دستگاه را به انتخابی ایده آل جهت استفاده بیماران در همه سنین مبدل می کند. سیستم بیسیم انتقال اطلاعات BLUEMYO این امکان را به بیمار می دهد تا به راحتی حرکت نموده و جمع آوری اطلاعات و اندازه گیری های دقیق را سریع و آسان می نماید.



استفاده از BLUEMYO برای کاربران باتجربه و مبتدی به یک اندازه آسان شده است و این دستگاه با قیمت تمام شده بسیار مناسب و هزینه نگهداری صفر عرضه می گردد. BLUEMYO قادر است تا ۸ کانال EMG را اندازه گیری نماید. EMG توسط الکترودهای سطحی اندازه گیری می شود و انتقال دیتا به PC توسط Bluetooth صورت می گیرد. جهت حذف سیگنال های ناخواسته فیلتری های سخت افزاری در سیستم تعبیه شده است. علاوه بر این، امکان تنظیم بهره هر کانال ورودی جهت بهره گیری از ماکزیمم رنج کوانتیزاسیون در سیستم در نظر گرفته شده است. علاوه بر

EMG، هر کانال ورودی می تواند برای خواندن اطلاعات حسگرهای دیگری نیز مانند EEG، فشار سنج، شتاب سنج، سویچ پای، سنسورهای تنفسی و ... بکار رود.
مزایای کلیدی

- حرکت طبیعی بدن بدون هیچ محدودیتی در محیط های بسته و باز
- یادگیری سریع و کاربری آسان
- قیمت غیر قابل رقابت در قیاس با تواناییهای استثنایی
- کوچک و فوق سبک
- تغذیه شده با باتریهای قابل شارژ
- اندازه گیری سیگنالها با کیفیت بالا
- نرم افزار ویژه پردازش EMG به همراه امکان ضبط ویدئو

کاربردها

- تحقیق در زمینه تحلیل حرکت

• توانبخشی

• مطالعات ارگانومیک

• مطالعات ورزشی

• مطالعات نورولوژیک

• آموزش

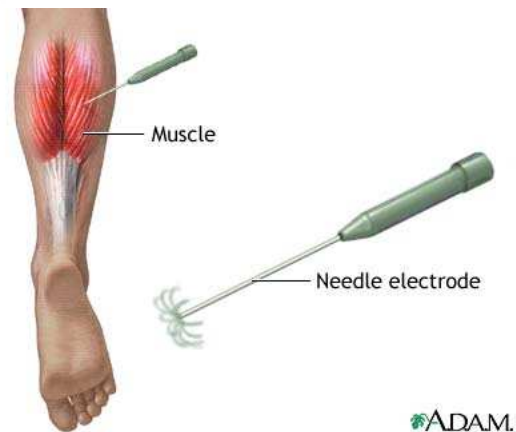
این دستگاه توسط شرکت کیا (کاردانان یگانه آریا) ساخته شده است.

شرکت کیا پیشرو در طراحی و ساخت محصولات پیشرفته بیومدیکال، کنترل و رباتیک برای کاربردهای صنعتی، آموزشی و تحقیقاتی است. محصولات بیومدیکال کیا در بسیاری از کاربردهای درمانی و تشخیصی که از سیگنالهای بیولوژیک بهره می برند، دارد. بعلاوه این محصولات قابلیت به کارگیری در مراکز آموزشی و تحقیقاتی مرتبط را دارا بوده و به محققین این امکان را می دهد تا به قلمروهای نوینی در زمینه تحلیل سیگنالهای بیولوژیک پا نهند. کیا همچنین تکنولوژیهای جدید و بدیعی را در زمینه کنترل و رباتیک ارائه می دهد.

کیفیت برتر، بهره گیری از تکنولوژی های روز، همراه با قیمت تمام شده به مراتب پایین تر از نمونه های خارجی از ویژگی های محصولات کیاست. این شرکت در سال ۸۱ توسط فارغ التحصیلان برجسته دانشگاه صنعتی شریف و دانشگاه علم و صنعت ایران با هدف گسترش تکنولوژی های مهندسی پزشکی و رباتیک تاسیس شده و آغاز به کار کرد.

اصول الکترومایوگرافی

الکترومایوگرافی (EMG) مطالعه عملکرد عضله از طریق تحلیل سیگنالهای الکتریکی تولید شده حین انقباضات عضلانی است. EMG اغلب به طور نادرستی بوسیله پزشکان و محققان به کار گرفته می شود. در بیشتر موارد حتی الکترومایوگرافی با تجربه نیز نمی تواند اطلاعات کافی و جزئیات مورد نظر را از پروتکل به دست آورند و لذا محققان دیگر مجازند که کارهای آنها را تکرار کنند. این بخش برخی از این مشکلات را روشن می سازد و اساس لازم برای انجام مطالعات EMG به عنوان بخشی از تحقیقات بوسیله محققین را به خواننده می دهد. EMG اندازه گیری سیگنال الکتریکی همراه با تحریک عضله است که می تواند شامل عضلات ارادی و غیر ارادی شود. وضعیت EMG انقباضات عضله ارادی به میزان کشش بستگی دارد. واحد عملکردی انقباض عضله یک واحد حرکتی (motor unit) است که متشکل است از یک نورون حرکتی آلفا منفرد و تمام فیبرهایی که از آن منشعب می شوند. وقتی پتانسیل عمل (impulse) عصب حرکتی که فیبر را تغذیه می کند به آستانه دپلاریزاسیون برسد فیبر عضله منقبض می شود. دپلاریزاسیون باعث ایجاد میدان الکترومغناطیسی می شود و این پتانسیل به عنوان ولتاژ اندازه گرفته می شود. دپلاریزاسیون که در طول غشا عضله منتشر می شود یک پتانسیل عمل عضله است. پتانسیل عمل واحد حرکتی (m.u) (مجموع پتانسیل عملهای منفرد تمامی فیبرهای یک واحد حرکتی است. بنابراین سیگنال EMG جمع جبری تمام پتانسیل عملهای واحدهای حرکتی موجود در ناحیه ای است که الکتروود در آنجا قرار گرفته است. ناحیه قرار گرفتن الکتروود معمولاً شامل بیش از یک واحد حرکتی است زیرا فیبرهای عضلانی واحدهای حرکتی مختلف در تمام طول عضله در ترکیب با هم قرار دارند. هر بخش از عضله می تواند حاوی فیبرهای متعلق به حدود ۲۰ تا ۵۰ واحد حرکتی باشد.



یک واحد حرکتی مستقل می تواند دارای ۳ تا ۲۰۰۰ فیبر عضله باشد. عضلاتی که پنج حرکت را در کنترل دارند از تعداد فیبر عضلانی کمتری به ازای هر واحد حرکتی برخوردارند. (معمولاً کمتر از ۱۰ فیبر به ازای هر واحد حرکتی). در مقابل عضلاتی که محدوده وسیعی از حرکات را در کنترل دارند

دارای ۱۰۰ تا ۱۰۰۰ فیبر در هر واحد حرکتی می باشند. در خلال انقباضات عضلانی ترتیب خاصی وجود دارد به این صورت که واحدهای حرکتی با فیبر عضلانی کمتر در ابتدا و سپس واحدهای حرکتی دارای فیبرهای عضلانی بیشتر منقبض می شوند. تعداد واحدهای حرکتی در عضلات در بدن متغیر است. دو نوع اصلی EMG داریم: بالینی (که گاهی مواقع EMG تشخیصی نامیده می شود) و Kine siological EMG تشخیصی که معمولاً به وسیله پزشک یا متخصص اعصاب انجام می شود، مطالعه مشخصات پتانسیل عمل واحد حرکتی از نظر مدت و دامنه است و برای کمک به تشخیص آسیب شناسی اعصاب انجام می شود با این روش همچنین می توان دشارژهای خودبخودی عضله در حال استراحت را ارزیابی کرد و یا فعالیت یک واحد حرکتی منفرد را ایزوله نمود. Kine Siological EMG نوعی EMG است که با تحلیل حرکت مرتبط است. این نوع از EMG رابطه بین عملکرد عضله با حرکت بخشهای مختلف بدن را ارزیابی می کند و زمان بندی فعالیت عضله با حرکت را مورد بررسی قرار می دهد. به علاوه بسیاری از مطالعات در تلاشند تا قدرت عضله و نیروی تولید شده در عضله را بررسی کنند.

تله سنسور

A- بیوسنسور (معرفی اجمالی)

قسمت های مختلف یک بیو سنسور:

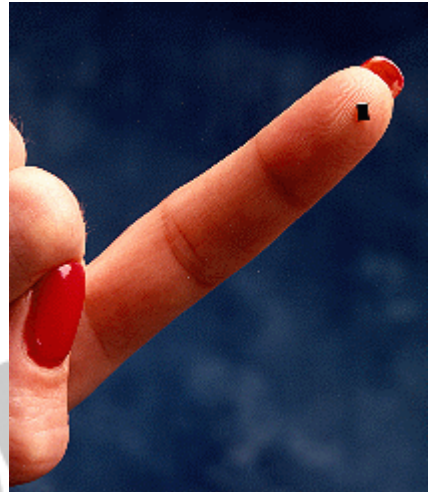
۱- قسمت رد یابی بیولوژیک (بیو رسبتور): (مهمترین قسمت یک بیوسنسور)

۲- مبدل (ترانسدیوسر): شناسایی

۳- سیستم خروجی

مبدال عمل شناسایی را انجام می دهد، آنچه توسط مبدل شناسایی می شود توسط بیورسبتور جذب می گردد و سپس با عبور مجدد از مبدل سیگنال تولید می شود.

* عملکرد بیوسنسورها کاملاً انتخابی است، (به یک مولکول یا آنالیت خاص پاسخ می دهند و از واکنش با سایر مواد جلوگیری می شود)



طبقه بندی بیوسنسورها (از نظر ماهیت عملکرد و ساختار بیوشیمیایی و بیولوژیک):

۱- بیوکاتالیتیک (مانند آنزیم ها)

۲- ایمونولوژیک (مانند آنتی بادی ها)

۳- اسید نوکلئیک مانند (DNA)

طبقه بندی بیوسنسورها از نظر نوع تبدیلی که انجام می دهند:

۱- مبدل های الکترو شیمیایی

۲- نوری

۳- پیروالکترونیک

۴- گرمایی یا گرماسنجی

B- تله سنسور:

هدف از معرفی: توسعه آرایه ای از تراشه ها جهت نمایش و مانیتور کردن فعالیت های بدن و انتقال آن به مراکز درمان هدف.

عمل تله سنسور: شناسایی + ثبت + ارسال (انتقال)

(برای اولین بار جهت مانیتور کردن علائم حیاتی سربازان به کار رفت)

* به صورت غیر تهاجمی به نقاط مختلفی از بدن متصل شده و نتیجه را گزارش می دهد.

(با قرار گیری تراشه تله سنسور پزشکی بر روی نوک انگشت، امکان ثبت چندین پارامتر حیاتی و ارسال آنها وجود دارد)

* تله سنسور پزشکی یا Asic

یک مدار کامل با عمل اندازه گیری خود کار و انتقال اطلاعات از منابع راه دور به گیرنده ها به منظور ثبت و تجزیه و تحلیل داده ها.

یکی از کاربردهای مهم: بررسی سطح اکسیژن خون:

با تغییر سطح اکسیژن خون، رنگ هموگلوبین آن نیز تغییر یافته و این تراشه ها با داشتن یک منبع و یک آشکارساز نوری توانایی ردیابی و اندازه گیری تغییرات رنگ هموگلوبین به هنگام تابش را خواهند داشت.

(دیگر کاربردها اندازه گیری فشار خون، ضربان قلب و درجه حرارت بدن)

ساختمان تله سنسور پزشکی ASIC:

تراشه 2×2 میلیمتری از جنس سیلیکون (سیلیسم)

شامل: ۱

۱- سنسور گرمایی

۲- باتری نواری باریک لیتیم (به مصرف توان کمی جهت راه اندازی مدار، پردازش سیگنال الکترونیک و ارسال آن نیاز دارد) آنتن تعبیه شده بر روی تراشه به هنگام گرفتن دستور ارسال داده اطلاعات را توسط سیگنال رادیویی (انتقال فرکانس رادیویی) به مانتور ارسال می کند. فیبر سیلیکونی:

انعطاف پذیر است، امکان فشرده یا کشیدگی آن وجود دارد و همچنین امکان محاسبه میزان فشردهگی یا کشیدگی مینیر با گذراندن پرتو از درون آن میسر می شود.

هنگامی که بر روی تراشه قرار می گیرد میزان فشار در موقعیت های مختلف بدن را حس می کند. می توان از این قابلیت برای نمایش (ویژگی های فوق که گفته شد) فشارخون، نرخ ضربان قلب و نرخ تنفس (انبساط قفسه سینه) میزان خمیدگی زانو هنگام توان بخشی فیزیکی و استفاده کرد.

سنسورهایی از نوع ذرات بیولوژیک

در سالهای اخیر کاربردهای زیست فناوری و پزشکی فناوری میکرو و نانو (که معمولا از آن به عنوان سیستم های میکرووی الکتریکی مکانیکی پزشکی یا زیست فناوری (BioMEM) نام برده می شود) به صورت فزاینده ای رایج شده است و کاربردهای وسیعی همچون تشخیص و درمان بیماری و مهندسی بافت پیدا کرده است. در حین این که تحقیقات و گسترش فعالیت در این زمینه هم چنان به قوت خود باقی است، بعضی از این کاربردها تجاری هم می شود. در این مقاله پیشرفت های اخیر در این زمینه را مرور کرده و خلاصه ای از جدیدترین مطالب در حوزه BioMEM را با تمرکز روی تشخیص و حسگرها ارائه می شود.

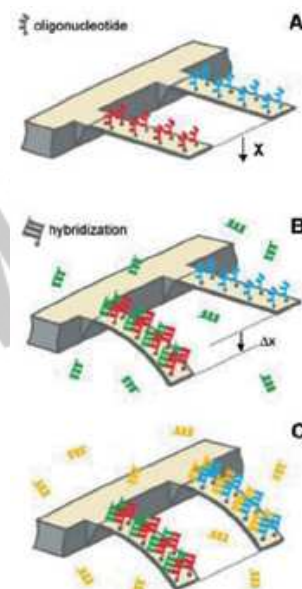
بیوسنسورها

در کاربردهای بسیاری در پزشکی، تحلیل محیطی و صنایع شیمیایی نیاز به روشهایی جهت حس کردن مولکولهای زیستی کوچک وجود دارد. حس های بویایی و چشایی ما دقیقاً همین کار را انجام می دهد و سیستم ایمنی بدن میلیونها نوع مولکول مختلف را شناسائی می کند. شناسائی مولکولهای کوچک تخصص بیومولکولها است، لذا اینها شیوه جدید و جذابی برای ساخت سنسورهای خاص را پیش رو قرار می دهد. دو مولفه اساسی در این راستا وجود دارد. المان شناساگر و روشهایی برای فراخوانی زمانی که المان شناساگر هدف خودش را پیدا می کند. اغلب المان شناساگر تحت تاثیر منبع زیست فناوری تغییر نمی کند. مشکل اصلی در این کار طراحی یک واسطه مناسب به یک وسیله بازخوانی بزرگ است.

از آنتی بادیها به صورت گسترده به عنوان بیوسنسور استفاده می شود. آنتی بادیها بیوسنسورهای پیشتاز در طبیعت است، به همین دلیل توسعه تستهای تشخیصی با استفاده از آنتی بادیها، یکی از زمینه های بسیار موفق در بیوفناوری است. شاید آشنا ترین مثال تست ساده ای است که برای تعیین گروه خونی استفاده می شود.

بیوسنسورهای گلوکز از موفق ترین بیوسنسورهای موجود در بازار است. بیماران مبتلا به دیابت نیاز به شیوه های مرسوم جهت پایش سطح گلوکز خود دارد. سنسورهای قابل کاشت و غیر تهاجمی در حال توسعه است، اما در حال حاضر در دسترس ترین شیوه بیوسنسور دستی است که یک قطره از خون را تحلیل می کند.

تعریف BioMEM



از زمان آغاز سیستم های MEM در اوایل دهه ۱۹۷۰، اهمیت کاربردهای پزشکی این سیستم های مینیاتوری درک شد. BioMEM ها در حال حاضر

یک موضوع بسیار مهم است که تحقیقات بسیاری در زمینه آن انجام شده است و کاربردهای پزشکی مهم بسیاری دارد. در حالت کلی می توان BioMEM ها را به عنوان "دستگاهها (وسایل) یا سیستم هایی ساخته شده با روش های الهام گرفته شده از ساخت در ابعاد میکرو /نانو، که برای پردازش، تحویل، دستکاری، تحلیل یا ساخت ذرات ۴ شیمیایی و بیولوژیک استفاده می شود"، تعریف کرد. این وسایل و سیستم ها همه واسطه های علوم زندگی و ضوابط پزشکی با سیستم های با ابعاد میکرو و

نانو را شامل می شود. حوزه های تحقیقات و کاربردها در BioMEM از تشخیص بیماری ها مانند میکرو آرایه های پروتئینی و DNA، تا مواد جدیدی برای BioMEM، مهندسی بافت، تغییر و اصلاح سطح،

BioMEM های قابل کاشت، سیستم‌هائی برای رهایش دارو و... را شامل می‌شوند. وسایل و سیستم‌های فشرده‌ایی که از BioMEM ها استفاده می‌کنند، به عنوان "آزمایشگاه روی یک چیپ ۶" و سیستم‌های تحلیل تمام میکرو (μ TAS یا micro-TAS) ۷ نیز شناخته می‌شود. شکل (۱) شماتیک رسم شده از قسمت‌های کلیدی حوزه‌های تحقیقاتی را نشان می‌دهد.
بیوسنسورها (سنسورهای دمایی):

اندازه گیریهای متعددی در ارتباط با انرژی حرارتی سیستم بیولوژیک قابل انجام است. اینها شامل دما، هدایت گرمایی و تشعشع گرمایی هستند. از بین اینها، اندازه گیری دما به طور معمول انجام می‌شود. دما متغیری فیزیولوژیک است که کیلینیکی اهمیت دارد و یکی از ۴ علامت حیاتی اساسی است که در تشخیص کلینیکی بیماران مورد استفاده واقع می‌شود.

سنسور، مهم ترین جزء یک سیستم اندازه گیری دما است. در واقع یک ابزار دقیق اندازه گیری دما، دمای سنسور را نشان می‌دهد از این رو، مشکل موجود در اندازه گیریهای پزشکی دما، نگهداشتن سنسور دما در دمای فیزیولوژیک مورد اندازه گیری است. آسان ترین راه انجام این کار نگهداشتن سنسور دما در تماس مستقیم با ساختاری است که دمایش اندازه گیری می‌شود. با این حال، این به تنهایی کافی نیست چرا که سنسور دما ممکن است دمای بافت در تماس با خود را تغییر دهد. مثلاً، چنانچه سنسور در ابتدا دمای کمتری نسبت به بافت اندازه گیری شونده داشته باشد زمانی که در تماس مستقیم با آن بافت قرار می‌گیرد، گرما از بافت به سنسور دما جریان می‌یابد. اگر انرژی گرمایی هدایت شده به داخل بافت یا انرژی گرمایی تولید شده به روش‌های متابولیک در بافت، نتوانند جای آن گرما را بگیرند، قرار دادن سنسور دما در تماس مستقیم با بافت آن را سرد می‌کند و در نتیجه دما غلط قرائت می‌شود به این دلیل، جرم گرمایی سنسور دما همواره باید بسیار کمتر از جرم گرمایی بافت مورد اندازه گیری باشد. از این گذشته، مهم است که مقاومت گرمایی بین سنسور واقعی و بافت مورد اندازه گیری حتی الامکان کم باشد.

سنسورهای معمول دما که در ابزارهای دقیق مهندسی پزشکی مورد استفاده اند عبارتند از:
۱- ترمیستور ۲- سنسورهای دمای مقاومت سیمی فلزی ۳- ترموکوپل ۴- نیمه هادی اتصال pn5- مواد حساس به دما مانند کریستال‌های مایع که خواص فیزیکیشان را دما تغییر می‌دهد. از بین این موارد، ترمیستور معمول ترین سنسور دما در اندازه گیری مهندسی پزشکی است. این سنسور از اکسیدهای فلزی نیمه هادی تشکیل یافته است که به اندازه ها و اشکال فیزیکی متنوعی درآورده می‌شوند. این اشکال از ترمیستورهای قیطانی خیلی کوچک که کروی هستند و قطرهایی به کوچکی 1mm دارند، گرفته تا دیسک‌های مسطح بزرگی که دارای قطر چند سانتی متر است، تنوع دارند. الکترودها و سیم‌های رابط، تماس الکتریکی با ماده ترمیستور را فراهم می‌نمایند و مقاومت الکتریکی ترمیستور از

طریق این تماس ها اندازه گیری می شود. مقاومت الکتریکی مواد نیمه هادی با افزایش دما کاهش می یابد. مواد ترمیستوری را طوری ساخته اند که تغییر در مقاومت در محدوده دمایی موردنظر به حداکثر برسد و در همان حال حد بالایی از پایداری الکتریکی داشته باشند تا از تغییرات مقاومت در اثر دیگر منابع، یا به طور ساده با کهنه شدن خود ماده، جلوگیری شود. رسیدن به چنین خواصی، ساده نیست و از این رو فرمولاسیون واقعی مواد مختلف ترمیستوری که توسط تولیدکنندگان مختلف مورد استفاده قرار می گیرد و همچنین فرایندی که جهت پایدار نمودن خواص الکتریکی آنها استفاده می شود به دقت سرّی نگه داشته می شوند.

دماسنج الکترونیکی کلینیکی مثالی از یک ابزار دقیق اندازه گیری دما مبتنی بر ترمیستور است. سنسور این ابزار دقیق از یک پروب تشکیل شده که یک ترمیستور دارد. طراحی این پروب، عامل مهمی در عملکرد کل ابزار است. جرم پروب و ترمیستور باید کم باشد تا پاسخ زمانی سریعی بدهد، در عین اینکه پروب باید محکم باشد تا قدرت تحمل استفاده مکرر را داشته باشد. بنابراین یک ترکیب مهندسی ضروری است چرا که این دو نیازمندی معمولاً با هم مخالف هستند. از این گذشته، چنانچه ابزار دقیق برای افراد مختلف بکار رود، تمیز کردن و استریلیزه نمودن پروب بعد از هر بار استفاده عملی نیست. پس یک پوشش حفاظتی استریلیزه و یکبار مصرف پروب را می پوشاند که برای استفاده هر بیمار عوض می شود. همچنین این پوشش باید جرم گرمایی کم و هدایت گرمایی بالا داشته باشد تا از خراب شدن پاسخ زمانی ابزار جلوگیری نماید. همچنین باید محکم باشد تا گسیختگی که عملکرد آن را از بین می برد روی پروب قرار گیرد. هدف مدار الکترونیک پردازش سیگنال در این ابزار دقیق تبدیل مقاومت الکتریکی ترمیستور به ولتاژ مرتبط با دمای آن و آماده سازی این ولتاژ برای وسیله قرائت که معمولاً یک صفحه دیجیتالی نمایش دهنده دما است، می باشد. یک مدار پل و تستون نامتعادل که یک ضلع آن را ترمیستور تشکیل می دهد، این هدف را محقق می کند. چنانچه چنانچه پل به طور مناسب طراحی گردد، غیرخطی بودن ولتاژ خروجی پل و تستون به عنوان تابعی از مقاومت می تواند غیرخطی بودن ترمیستور را در یک محدوده دمایی معین (حداکثر تا ۴۰ درجه سانتی گراد) جبران کند، طوری که ولتاژ خروجی پل رابطه خطی با دما داشته باشد. بقیه مدار الکترونیکی باید این سیگنال را طوری مقیاس دهی کند که خروجی دستگاه عدد صحیح را که با دمای مورد اندازه گیری مطابق است نشان دهد.

کارایی دیگری که در بعضی دماسنجهای الکترونیکی هست، مداری است که نشان می دهد چه زمان سنسور دما به تعادل رسیده است تا دما خوانده شود. چنین مداری هر ثانیه دما را بررسی می کند و قرائت نهایی را با چند تای قبلی مقایسه می کند. اگر اختلافها کمتر از ۰/۱ سانتی گراد باشد، دما ثابت

**جهت خرید فایل word به سایت www.kandoo.cn.com مراجعه کنید
یا با شماره های ۰۹۳۶۶۰۲۷۴۱۷ و ۰۹۳۶۶۴۰۶۸۵۷ و ۰۶۶۴۱۲۶۰-۰۵۱۱ تماس حاصل نمایید**

در نظر گرفته می شود و به اپراتور گفته می شود که می تواند دما را بخواند، این کار معمولاً با یک بوق کوتاه انجام می شود.

دیگر ابزارهای دقیق دما که قبلاً ذکر شد همگی براساس همین نوع ابزار دقیق هستند، چون اندازه گیری رسانایی گرمایی، شار گرمایی و تشعشع شامل انجام اندازه گیری اهی دمایی است. این سیگنال را طوری پردازش می کنند که کمیت موردنظر را براساس طرح سنسور ارائه دهد.

تعریف امواج اولتراسوند (فراصوت):

امواج فراصوت به شکلی از انرژی از امواج مکانیکی گفته می‌شود که فرکانس آنها بالاتر از حد شنوایی انسان باشد. گوش انسان قادر است امواج بین ۲۰ هرتز تا ۲۰۰۰۰ هرتز را بشنود. هر موج (شنوایی یا فراصوت) یک آشفتگی مکانیکی در یک محیط گاز، مایع و یا جامد است که به بیرون از چشمه صوتی و با سرعتی یکنواخت و معین حرکت می‌کند. در حرکت یا گسیل موج مکانیکی، ماده منتقل نمی‌شود. اگر ارتعاش ذرات در جهت عمود بر انتشار صوت باشد، موج عرضی است که بیشتر در جامدات رخ می‌دهد و در صورتی که ارتعاش در راستای انتشار امواج باشد، موج طولی است. انتشار در بافتهای بدن به صورت امواج طولی است. از این رو در پزشکی با اینگونه امواج سر و کار داریم.

روشهای تولید امواج فراصوت:

(الف) روش پیزو الکتریسته

تأثیر متقابل فشار مکانیکی و نیروی الکتریکی را در یک محیط اثر پیزو الکتریسته می‌گویند. بطور مثال بلورهای وجود دارند که در اثر فشار مکانیکی، نیروی الکتریکی تولید می‌کنند و برعکس ایجاد اختلاف پتانسیل در دو سوی همین بلور و در همین راستا باعث فشردگی و انبساط آنها می‌شود که ادامه دادن به این فشردگی و انبساط باعث نوسان و تولید امواج می‌شود. مواد (بلورهای) دارای این ویژگی را مواد پیزو الکتریک می‌گویند. اثر پیزو الکتریسته فقط در بلورهایی که دارای تقارن مرکزی نیستند، وجود دارد. بلور کوارتز از این دسته مواد است و اولین ماده‌ای بود که برای ایجاد امواج فراصوت از آن استفاده می‌شد که اکنون هم استفاده می‌شود.

اگر چه مواد متبلور طبیعی که دارای خاصیت پیزو الکتریسته باشند، فراوان هستند. ولی در کاربرد امواج فراصوت در پزشکی از کریستالهایی استفاده می‌شود که سرامیکی بوده و بطور مصنوعی تهیه می‌شوند. از نمونه این نوع کریستالها، مخلوطی از زیرکونیت و تیتانیت سرب (Lead zirconat & Lead titanat) است که به شدت دارای خاصیت پیزو الکتریسته می‌باشند. به این مواد که واسطه‌ای برای تبدیل انرژی الکتریکی به انرژی مکانیکی و بالعکس هستند، مبدل یا ترانسادیوسر (transducer) می‌گویند. یک ترانسادیوسر اولتراسونیک بکار می‌رود که علامت الکتریکی را به انرژی فراصوت تبدیل کند که به داخل بافت بدن نفوذ و انرژی فراصوت انعکاس یافته را به علامت الکتریکی تبدیل کند.

(ب) روش مگنتو استریکسیون

این خاصیت در مواد فرومغناطیس (مواد دارای دو قطبی‌های مغناطیسی کوچک بطور خود به خود با دو قطبی‌های مجاور خود هم‌مخت شوند) تحت تأثیر میدان مغناطیسی بوجود می‌آید. مواد مزبور در این

میدانها تغییر طول می دهند و بسته به فرکانس (شمارش زنشهای کامل موج در یک ثانیه) جریان متناوب به نوسان در می آیند و می توانند امواج فراصوت تولید کنند. این مواد در پزشکی کاربرد ندارند و شدت امواج تولید شده به این روش کم است و بیشتر کاربرد آزمایشگاهی دارد. کاربرد تشخیصی (سونوگرافی):

بیماریهای زنان و زایمان (Gynecology) مانند بررسی قلب جنین ، اندازه گیری قطر سر (سن جنین) ، بررسی جایگاه اتصال جفت و محل ناف ، تومورهای پستان.

بیماریهای مغز و اعصاب (Neurology) مانند بررسی تومور مغزی ، خونریزی مغزی به صورت اکوگرام مغزی یا اکوانسفالوگرافی.

بیماریهای چشم (ophthalmology) مانند تشخیص اجسام خارجی در درون چشم ، تومور عصبی ، خونریزی شبکیه ، اندازه گیری قطر چشم ، فاصله عدسی از شبکیه.

بیماریهای کبدی (Hepatic) مانند بررسی کیست و آبسه کبدی.

بیماری های قلبی (cardology) مانند بررسی اکوکار دیوگرافی.

دندانپزشکی مانند اندازه گیری ضخامت بافت نرم در حفره های دهانی.

*این امواج به علت اینکه مانند تشعشعات یونیزان عمل نمی کنند. بنابراین برای زنان و کودکان بی خطر می باشند.

کاربرد درمانی (سونوتراپی):

کاربرد گرمایی

با جذب امواج فراصوت بوسیله بدن بخشی از انرژی آن به گرما تبدیل می شود. گرمای موضعی حاصل از جذب امواج فراصوت بهبودی را تسریع می کند. قابلیت کشسانی کلاژن (پروتئینی ارتجاعی) را افزایش می دهد. کشش در scars (اسکار=جوشگاههای زخم) افزایش می دهد و باعث بهبود آنها می شود. اگر اسکار به بافت های زیرین خود چسبیده باشد، باعث آزاد شدن آنها می شود. گرمای حاصل از امواج فراصوت با گرمای حاصل از گرمایش متفاوت است.

میکروماساژ مکانیکی

به هنگام فشردگی و انبساط محیط ، امواج طولی فراصوتی روی بافت اثر می گذارند و باعث جابجایی آب میان بافتی و در نتیجه باعث کاهش ورم (تجمع آب میان بافتی در اثر ضربه به یک محل) می شوند. درمان آسیب تازه و ورم: آسیب تازه معمولاً با ورم همراه است. فراصوت در بسیاری از موارد برای از بین بردن مواد دفعی در اثر ضربه و کاهش خطر چسبندگی بافتها بهم بکار می رود. درمان ورم کهنه یا مزمن: فراصوت چسبندگیهایی که میان ساختمانهای مجاور ممکن است ایجاد شود را می شکند.

خطرات اولتراسوند:

(۱) سوختگی:

اگر امواج پیوسته و در یک مکان بدون چرخش بکار روند، در بافت باعث سوختگی می شود و باید امواج حرکت داده شوند.

(۲) پارگی کروموزومی

استفاده دراز مدت از امواج اولتراسوند با شدت خیلی بالا پارگی در رشته دی ان ای (DNA) را نشان می دهد.

(۳) ایجاد حفره یا کاویتاسیون

یکی از عوامل کاهش انرژی امواج اولتراسوند هنگام گذشتن از بافتهای بدن ایجاد حفره یا کاویتاسیون می باشد. همه محلولها شامل مقدار قابل ملاحظه ای حبابهای گاز غیر قابل دیدن هستند و دامنه بزرگ نوسانهای امواج اولتراسوند در داخل محلولها می تواند بر روی بافتهای بیولوژیکی ایجاد کند (پارگی در دیواره سلولها و از هم گسستن مولکولهای بزرگ)

تعریف امواج اولتراسوند (فراصوت):

امواج فراصوت به شکلی از انرژی از امواج مکانیکی گفته می شود که فرکانس آنها بالاتر از حد شنوایی انسان باشد. گوش انسان قادر است امواج بین ۲۰ هرتز تا ۲۰۰۰۰ هرتز را بشنود. هر موج (شنوایی یا فراصوت) یک آشفتگی مکانیکی در یک محیط گاز، مایع و یا جامد است که به بیرون از چشمه صوتی و با سرعتی یکنواخت و معین حرکت می کند. در حرکت یا گسیل موج مکانیکی، ماده منتقل نمی شود. اگر ارتعاش ذرات در جهت عمود بر انتشار صوت باشد، موج عرضی است که بیشتر در جامدات رخ می دهد و در صورتی که ارتعاش در راستای انتشار امواج باشد، موج طولی است. انتشار در بافتهای بدن به صورت امواج طولی است. از این رو در پزشکی با اینگونه امواج سر و کار داریم.

روشهای تولید امواج فراصوت:

الف) روش پیزو الکتریسته

تأثیر متقابل فشار مکانیکی و نیروی الکتریکی را در یک محیط اثر پیزو الکتریسته می گویند. بطور مثال بلورهای وجود دارند که در اثر فشار مکانیکی، نیروی الکتریکی تولید می کنند و برعکس ایجاد اختلاف پتانسیل در دو سوی همین بلور و در همین راستا باعث فشردگی و انبساط آنها می شود که ادامه دادن به این فشردگی و انبساط باعث نوسان و تولید امواج می شود. مواد (بلورهای) دارای این ویژگی را مواد پیزو الکتریک می گویند. اثر پیزو الکتریسته فقط در بلورهایی که دارای تقارن مرکزی نیستند،

وجود دارد. بلور کوارتز از این دسته مواد است و اولین ماده‌ای بود که برای ایجاد امواج فراصوت از آن استفاده می‌شد که اکنون هم استفاده می‌شود.

اگر چه مواد متبلور طبیعی که دارای خاصیت پیزو الکتریسیته باشند، فراوان هستند. ولی در کاربرد امواج فراصوت در پزشکی از کریستالهایی استفاده می‌شود که سرامیکی بوده و بطور مصنوعی تهیه می‌شوند. از نمونه این نوع کریستالها، مخلوطی از زیرکونیت و تیتانیت سرب (Lead zirconat & Lead titanat) است که به شدت دارای خاصیت پیزوالکتریسیته می‌باشند. به این مواد که واسطه‌ای برای تبدیل انرژی الکتریکی به انرژی مکانیکی و بالعکس هستند، مبدل یا ترانسدیوسر (transducer) می‌گویند. یک ترانسدیوسر اولتراسونیک بکار می‌رود که علامت الکتریکی را به انرژی فراصوت تبدیل کند که به داخل بافت بدن نفوذ و انرژی فراصوت انعکاس یافته را به علامت الکتریکی تبدیل کند.

(ب) روش مگنتو استریکسیون

این خاصیت در مواد فرومغناطیس (مواد دارای دو قطبی‌های مغناطیسی کوچک بطور خود به خود با دو قطبی‌های مجاور خود همخط شوند) تحت تاثیر میدان مغناطیسی بوجود می‌آید. مواد مزبور در این میدانها تغییر طول می‌دهند و بسته به فرکانس (شمارش زندهای کامل موج در یک ثانیه) جریان متناوب به نوسان در می‌آیند و می‌توانند امواج فراصوت تولید کنند. این مواد در پزشکی کاربرد ندارند و شدت امواج تولید شده به این روش کم است و بیشتر کاربرد آزمایشگاهی دارد. کاربرد تشخیصی (سونوگرافی):

بیماریهای زنان و زایمان (Gynecology) مانند بررسی قلب جنین، اندازه گیری قطر سر (سن جنین)، بررسی جایگاه اتصال جفت و محل ناف، تومورهای پستان.

بیماریهای مغز و اعصاب (Neurology) مانند بررسی تومور مغزی، خونریزی مغزی به صورت اکوگرام مغزی یا اکوانسفالوگرافی.

بیماریهای چشم (ophthalmology) مانند تشخیص اجسام خارجی در درون چشم، تومور عصبی، خونریزی شبکیه، اندازه گیری قطر چشم، فاصله عدسی از شبکیه.

بیماریهای کبدی (Hepatic) مانند بررسی کیست و آبسه کبدی.

بیماریهای قلبی (cardology) مانند بررسی اکوکار دیوگرافی.

دندانپزشکی مانند اندازه گیری ضخامت بافت نرم در حفره‌های دهانی.

*این امواج به علت اینکه مانند تشعشعات یونیزان عمل نمی‌کنند. بنابراین برای زنان و کودکان بی‌خطر می‌باشند.

کاربرد درمانی (سونوتراپی):

کاربرد گرمایی

با جذب امواج فراصوت بوسیله بدن بخشی از انرژی آن به گرما تبدیل می‌شود. گرمای موضعی حاصل از جذب امواج فراصوت بهبودی را تسریع می‌کند. قابلیت کشسانی کلاژن (پروتئینی ارتجاعی) را افزایش می‌دهد. کشش در scars (اسکار=جوشگاههای زخم) افزایش می‌دهد و باعث بهبود آنها می‌شود. اگر اسکار به بافت‌های زیرین خود چسبیده باشد، باعث آزاد شدن آنها می‌شود. گرمای حاصل از امواج فراصوت با گرمای حاصل از گرمایش متفاوت است.

میکروماساژ مکانیکی

به هنگام فشردگی و انبساط محیط، امواج طولی فراصوتی روی بافت اثر می‌گذارند و باعث جابجایی آب میان بافتی و در نتیجه باعث کاهش ورم (تجمع آب میان بافتی در اثر ضربه به یک محل) می‌شوند. درمان آسیب تازه و ورم: آسیب تازه معمولاً با ورم همراه است. فراصوت در بسیاری از موارد برای از بین بردن مواد دفعی در اثر ضربه و کاهش خطر چسبندگی بافتها بهم بکار می‌رود. درمان ورم کهنه یا مزمن: فراصوت چسبندگیهایی که میان ساختمانهای مجاور ممکن است ایجاد شود را می‌شکند.

خطرات اولتراسوند:

۱) سوختگی:

اگر امواج پیوسته و در یک مکان بدون چرخش بکار روند، در بافت باعث سوختگی می‌شود و باید امواج حرکت داده شوند.

۲) پارگی کروموزومی

استفاده دراز مدت از امواج اولتراسوند با شدت خیلی بالا پارگی در رشته دی ان ای (DNA) را نشان می‌دهد.

۳) ایجاد حفره یا کاویتاسیون

یکی از عوامل کاهش انرژی امواج اولتراسوند هنگام گذشتن از بافت‌های بدن ایجاد حفره یا کاویتاسیون می‌باشد. همه محلولها شامل مقدار قابل ملاحظه‌ای حبابهای گاز غیر قابل دیدن هستند و دامنه بزرگ نوسانهای امواج اولتراسوند در داخل محلولها می‌تواند بر روی بافتها تغییرات بیولوژیکی ایجاد کند (پارگی در دیواره سلولها و از هم گسستن مولکولهای بزرگ)

پاک کننده های آلتراسونیک

شخصی با نام مستعار memol! در مورد دستگاه آلتراسوند کلینر سوال کرده بودند که با توجه به اینکه منبع فارسی برای اون پیدا نشد ناچاراً متن انگلیسی اونو برای شما ترجمه کردم. امیدوارم که مفید باشد.

آلتراسونیک کلینر- که گاهی به اشتباه تمیزکننده های فراصوت نیز خطاب می شوند - دستگاهی است که از امواج ما فوق صوت که معمولاً در رنج ۱۵ تا ۴۰۰ کیلوهرتز جهت تمیز کردن ابزار های ظریف و حساس به کار برده می شوند.

این دستگاه اغلب برای تمیز کردن جواهرات ، لنز ها و دیگر قسمت های نوری ، سکه ها ، ساعتها ، ابزارهای مربوط به دندانپزشکی ، ابزار آلات صنعتی و دیگر تجهیزات الکترونیکی کاربرد دارد. در یک دستگاه آلتراسونیک کلینر، وسایل آلوده درون ظرفی قرار میگیرند، در این ظرف امواج آلتراسوند وارد ظرف می شوند.

در تمیز کننده های آبی یک ماده شیمیایی به نام سورفکتانت اضافه می شود که باعث شکسته شدن کشش سطحی آب می شود.

یک ترانسدیوسر تولید کننده امواج آلتراسوند درون ظرف یا در زیر مایع قرار داده شده است که فعالیت الکتریکی آن باعث تولید امواج آلتراسوند درون مایع میشوند.

ساز و کار اصلی عمل تمیز کردن در این دستگاه به وسیله رها کردن انرژی در مایع و ایجاد حباب های میکروسکوپی در آن می باشد که باعث تجزیه و جدا شدن آلاینده ها از سطح وسایل و تمیز کردن آنها می باشد.

در فرکانس های بالاتر خاصیت تمیز کنندگی دستگاه افزایش یافته و میتواند حفره ها و شیار های بسیار ریز را که حاوی آلودگی می باشند تمیز کند. حباب های ایجاد شده حدود ۱۰۰۰۰ درجه و ۵۰۰۰۰ درجه در اینچ مربع می باشند که این حباب ها به دلیل کوچکی قادر به تمیز کردن و از بین بردن آلودگی های بسیار کوچک نیز می باشد.

پردازش سیگنالها

۱- آشکارسازی : سیگنالهای بدست آمده از بازتابش در آغاز تقویت شده و سپس آشکار می شوند. کار آشکارسازی ، یکسو سازی موج ولتاژ متناوب به یک موج یکسو است. این کار یا با برگرداندن بخش منفی موج به جهت مثبت و یا از میان بردن آن انجام می شود.

۲- تبدیل اسکن: تبدیل کننده اسکن ، برون ده سیگنالهای آشکارساز را گرفته و ذخیره می کند. این سیگنالها داده های نگاره ای هستند و ذخیره سازی آنها پیش از فرستاده شدن برای نمایش اسیلوسکوپی انجام می شود. بنابراین تبدیل کننده اسکن مانند یک حافظه در یک دستگاه کار می کند و سیگنالها را به درجه های خاکستری اختصاص می دهد. به ذخیره این داده ها نیاز داریم زیرا داده های بدست آمده سرعت بیشتری از داده های مورد نیاز برای ساخت نگاره دارند.

۳- پیش پردازش و پس پردازش : کار پیش پردازش پیش از ذخیره دامنه بازتابها در تبدیل کننده

اسکن رخ می دهد. در بیشتر دستگاههای سونوگرافی کنترل پیش پردازش در اختیار کاربر نیست و این فرایند تغییرهای دلخواه داده ها را بیش از نمایش انجام می دهد.

پس پردازش کار اختصاص درجه های خاکستری برای شماره های ذخیره شده در حافظه تبدیل کننده اسکن است. شمار درجه های خاکستری بستگی به ویژگی های حافظه دارد. پس پردازش ارزشهای عددی را تغییر نمی دهد. اختصاص ارزشهای عددی، درجه های خاکستری برای ترازهای روشناییهای گوناگون در روی صفحه اسیلوسکوپ برای بهینه سازی نمایش داده ها است و این کار ارزش پس پردازش را نشان می دهد. چشم انسان می تواند تنها ۱۶ درجه خاکستری را تشخیص دهد.

"سونو ترومبولیز" (Sono-Thrombolys)

این روش درمانی جدید، "سونو ترومبولیز" (Sono-Thrombolys) نام دارد که در آن به کمک امواج ماورای صوت، لخته های خونی تشکیل شده در بافت مغز تجزیه می شوند. اساس این روش همانند روشی است که از آن در درمان سنگ کلیه استفاده می شود و طی آن با استفاده از طول موج مشخصی از امواج ماورای صوت، سنگ های تشکیل شده در بافت کلیه خرد و تجزیه می شوند و در مورد بیماران سکته مغزی نیز هدف امواج، لخته های خونی هستند.

تشکیل لخته های خونی نتیجه واکنش سریع سیستم ایمنی است که پس از پارگی مویرگ به سرعت در محل خونریزی، شبکه فیبری ظرفی می سازد که گلبول های خونی را به خود جذب کرده و با تشکیل لخته از خونریزی بیشتر جلوگیری می کند، اما حضور این لخته ها عملکرد مغز را مختل و به سکنه های مغزی منجر می شوند.

این روش جدید تجزیه لخته خونی به کمک امواج ماورای صوت است و فرکانس مشخصی از این امواج با هدف قرار دادن فیبرهای شبکه لخته سبب بازشدگی و تجزیه لخته می شود.

روشی که هم اکنون برای تجزیه لخته های خونی در درمان بیماران سکته مغزی استفاده می شود مصرف دارو است، اما در سونو ترومبولیز مصرف دارو که به صورت هدفمند برای تجزیه لخته خونی جذب شبکه فیبری آن شده، سبب می شود لخته خونی بهتر هدف امواج قرار گیرد.

نکته ای که در این روش بر روی آن تاکید می شود، درمان به موقع است و موثرترین زمان درمان تا سه ساعت اولیه پس از بروز سکته است، البته هر چه سن بیمار از ۵۵ سال بالاتر باشد، به علت کاسته شدن از تراکم استخوانی بافت جمجمه شانس درمان با این روش کاهش می یابد.

مهمترین نکته این روش استفاده از فرکانس مشخصی است که به گونه ای هدفمند از یک سو لخته خونی را هدف قرار داده و از سوی دیگر به سایر مویرگ های خونی بافت مغز را آسیب نرساند.

استفاده از امواج ماورای صوت به ویژه در تجزیه لخته‌های خونی بزرگتری که با چرخش در جریان گردش خون سبب اختلال ضربان قلب و یا تنگی شریان‌های خونی گردن می‌شوند، موفقیت آمیز بوده است.

از فاکتورهای مهمی که برای جلوگیری از بروز سکته مغزی می‌توان به آنها اشاره کرد، کنترل قند، چربی و فشار خون، و تحرک بدنی بیشتر بخصوص پس از ۵۰ سالگی است.

فیزیک امواج فراصوتی در سونوگرافی

هر موج شنوایی یا فراصوتی یک آشفتگی مکانیکی در یک محیط گاز، مایع و یا جامد است که به سوی بیرون از چشمه صوتی و با سرعتی یکنواخت و معین حرکت می‌کند. در حرکت یا گسیل موج مکانیکی ماده منتقل نمی‌شود.

اگر نوسانهای ذره‌ها در راستای عمود بر گسیل موج باشد موج عرضی است که بیشتر در جامدها رخ می‌دهد و اگر نوسان امواج در راستای گسیل امواج باشد موج طولی است. انتشار امواج در بافتهای بدن به گونه امواج طولی است از این رو ما در پزشکی با این گونه امواج سروکار داریم.

اگر نوسانهای پرده یک بلندگو را بررسی کنیم که با بسامد f نوسان میکند، می‌تواند چگونگی رفتار صوت را ارزیابی کرد. نوسان باعث ایجاد افزایش و کاهش موضعی فشار نسبت به فشار در محیط هوا می‌گردد. نقطه‌های با فشار بیشتر فشردگی و نقطه‌های کم فشار انبساط نامیده می‌شود. هنگام عبور امواج از ماده، ذره‌های موجود در ماده در اثر امواج در محلشان به پس و پیش و لرزه در می‌آیند، بگونه‌ای که انرژی تأیید در سوی موازی با لرزه ذره‌ها از ماده گذر می‌کند. ذره‌ها در درون ماده تنها حرکات پس و پیش را به پیروی از انرژی موج انجام می‌دهند. این ذره‌ها حرکت آزاد در درون ماده را پیدا نخواهد کرد. انرژی موجی که باعث حرکت ذره‌ها می‌گردد، هنگام گذر باعث به هم خوردن نظم و تعادل در ماده می‌شوند.

ذره مادی در اثر نیرو از حالت آرامش یا تعادل در ماده خارج می‌شود.

ویژگیهای امواج فراصوت

طول موج:

فاصله میان دو نقطه در موج که ویژگی فیزیکی یکسانی را داشته باشند - برای نمونه دو مرکز فشردگی - را طول موج می‌گویند.

بسامد (f):

شمار تکرار کامل موج در یک ثانیه را بسامد یا فرکانس می‌گویند یکای بسامد مانند دیگر امواج، هرتز است. پس یک هرتز یک نوسان در یک ثانیه است.

پریود (T):

پریود یا دوره تناوب طول زمانی است که موج یک زنش کامل انجام می دهد. بنابراین وابستگی میان پریود و بسامد چنین است:

$$T = 1/f \quad \text{یا} \quad f = 1/T$$

سرعت گسیل موج:

فاصله ای که موج در یکای زمان می پیماید سرعت گسیل موج است.

سرعت امواج فراصوتی (همه پارامترهای فیزیکی برای صوت شنوایی و فراصوت و یا اینکه همه نوسانهای مکانیکی همانند است) با چگالی گسیل موج و چگونگی فشردگی محیط چنین رابطه دارند: هر چه ماده متراکم تر باشد سرعت بیشتر است یعنی هر چه مولکولها کوچکتر باشد جابجا کردن آنها ساده تر است.

هر چه توانایی فشردگی ماده بیشتر باشد، سرعت فراصوت کمتر است. در حقیقت فشردگی کسری از تغییر حجم ایجاد شده بوسیله تغییر فشار است. البته کار به سادگی گفته بالا نیست زیرا وابستگی وارونه دارند. یعنی با افزایش یکی دیگری کاهش می یابد (سرعت ثابت). سرعت گسیل موج فراصوت به بسامد بستگی ندارد.

دیده می شود که سرعت موج در بافتهای نرم به هم نزدیک است ولی سرعت امواج در استخوان بسیار بزرگتر است (نزدیک چهار برابر). فراصوتی با بسامد یک میلیون هرتز (۱ MHz) در آب با سرعت ۱۵۰۰ m/sec دارای طول موج ۰٫۱۵ cm است.

بازتابش

امواج مکانیکی - که فراصوت نیز نمونه ای از آن است - در برخورد با اجسام سر راه بازتاب می یابند. این بازتابش چند گونه دارد. در بازتابش آینه ای (SPECULAR) (که در رویه تخت و صیقلی انجام می گیرد، راستای تابش و بازتاب یکی است. در بازتابش نا آینه ای موج به رویه ناصاف برخورد می یابد.

گونه دیگر از بازتابش، پراکندگی است که مانند بازتابش نا آینه است تنها در این بازتابش موج به ذره کوچک برخورد می کند و این ذره خود مانند چشمه فراصوت کار می کند و در همه راستاها، موج گسیل می شود.

بر خورد امواج فرا صوتی به مرز میان دو محیط:

هنگامی که موجی با زاویه عمود به مرز مشترک دو بافت برخورد می کند، بدون هیچ انحرافی از محیط دوم و در راستای تابش گذر می کند. البته بخشی در همان راستا بازتاب می شود. اگر تابش امواج به گونه مایل به مرز مشترک بافتها انجام گیرد و سرعت صوت c در دو محیط یکسان نباشد موج در محیط دوم شکسته می شود.

قانونهای اسنل

هنگامی که موج فرا صوتی به مرز مشترک دو محیط برای نمونه هوا - بافت برخورد نماید، بخشی از آن بازتاب پیدا کرده و بخشی به درون آن راه می یابد. برابر قانون های اسنل:

a) موج تابشی و بازتابشی و گذری در یک صفحه اند.

b) زاویه تابش با زاویه بازتابش برابر است.

اگر تابش به اندازه ای برسد که زاویه شکست 90° درجه شود، یعنی مماس بر مرز مشترک دو محیط،

زاویه تابش در این حالت زاویه بحرانی نامیده می شود.

در این حالت موج وارد محیط دوم نخواهد شد و بازتاب کلی داریم.

نمونه سرعت فراصوات در بافت نرم 1540 m/s است. اگر این سرعت در استخوان 4080 m/s باشد و زاویه بحرانی نزدیک به 22° درجه باشد، هیچ گونه انرژی فراصوت وارد استخوان نخواهد شد. ضریب بازتابش و گذر:

امواج هنگامی که به مرز مشترک دو محیط مادی می رسند می توانند از آن گذر کنند. از دید فیزیکی چنین حالتی هنگامی رخ می دهد که دو محیط در تماس کامل باشند. اگر امپدانس صوتی دو محیط برابر باشد امواج بدون اینکه تحت تاثیر دو محیط باشند از آن محیط می گذرند (البته شکست می تواند صورت بگیرد) ولی زمانی که امپدانس های صوتی دو محیط با هم برابر نباشند موج تابنده به پیروی از شرایط فیزیکی دو محیط - سرعت و فشار ذرات - در مرز مشترک به دو بخش بازتابشی و گذری تقسیم می شود.

هنگامی که امواج صوتی به دیواره سخت برخورد می کنند (برخورد امواج صوتی به کوه) بازتاب می یابند. در این جا بازتاب یا اکو یا پژواک هنگامی بوجود می آید که اندازه های دیواره سخت (رویه بازتاب کننده) نسبت به طول موج امواج تابشی بسیار بزرگتر باشد.

هر اندازه که دانسیته یا چگالی محیط دوم (رویه بازتاب کننده) بیشتر باشد دامنه بازتابش بلندتر و امواج شنیدنی آشکارتر خواهد بود. (برخورد فریاد با سنگهای کوه). از سوی دیگر هر چه طول موج تابنده کوچکتر باشد بازتاب اکو بهتر انجام می شود (مانند این است که رویه بازتاب دهنده بزرگتر

جهت خرید فایل word به سایت www.kandoo.cn.com مراجعه کنید
یا با شماره های ۰۹۳۶۶۰۲۷۴۱۷ و ۰۹۳۶۶۴۰۶۸۵۷ و ۰۶۶۴۱۲۶۰-۰۵۱۱ تماس حاصل نمایید

است). از گفته های بالا پیداست که پدیده بازتابش درباره امواج فراصوت که طول موج کوتاهتری دارند، بهتر انجام خواهد گرفت.

برای نمونه اگر غده یا توموری به اندازه های ۴ x ۴ x ۴ سانتی متر در بافت کبد وجود داشته باشد، به علت اختلاف امپدانس صوتی میان بافت سالم کبد و بافت توموری و همچنین اختلاف بزرگ میان طول موج فراصوت (نزدیک به ۱ میلیمتر) و اندازه های تومور (نسبت ۴۰/۱) امکان بازتاب در مرز مشترک غده و بافت سالم وجود خواهد داشت و بازتابش در این مرز مشترک به بهترین صورت نمایان می شود.

مدهای ونتیلاتور



ونتیلاتورهای مدرن با انواع مختلف توسعه یافته‌اند که اجازه می‌دهد یک برنامه درمانی ویژه با توجه به نیازها و پاتولوژی مریض به وی ارائه شود. در این مقاله شایعترین مدها صحبت خواهد شد. اینها شامل IPPV, SIMV, PCV و PSV است.

مدهای ونتیلاتور:

IPPV: در این مد، ونتیلاتور طوری تنظیم شده است که حجم گاز تعیین شده را در سرعت مشخصی تحویل دهد صرف نظر از اینکه وضعیت بیمار چگونه است. این تهویه حجمی است. وقتی که حجم تعیین شده تحویل داده شد، بازدم برای خارج شدن هوا شروع می‌شود. از آنجائیکه سازندگان و مدل‌های متفاوت ونتیلاتور وجود دارد، IPPV به عنوان CMV یا VC نیز شناخته می‌شود.

SIMV: این مد بیش از آنکه تمام سیکل تنفس را کنترل کند، برای کمک کردن به بیمار در نفس کشیدن استفاده می‌شود. از چندین جهت SIMV مثل IPPV است. حجم و تعداد تنفس، از قبل تعیین شده است ولی بیمار در بین این تنفس‌ها می‌تواند بدون کمک و مانعی تنفس کند. به هر حال قبل از آنکه دستگاه، تنفس تعیین شده را تحویل دهد یک پنجره زمانی وجود دارد. مریض بایستی در این زمان خاص تنفس کند. ونتیلاتور خود را با بیمار تنظیم می‌کند و دم از قبل تعیین شده با تنفس بیمار تنظیم شده و همراه با تنفس بیمار به مریض داده می‌شود.

PCV: در این مد، از قبل فشار بر روی دستگاه مشخص است. پس گاز به ریه‌های بیمار تحویل داده می‌شود تا وقتی که فشار به مقدار خواسته شده برسد. بنابراین حجم جاری به مقدار ظرفیت ریه‌ها و زمان رسیدن فشار به مقدار لازم بستگی دارد.

PSV: این مد نه تنها می تواند خود یک مد تهویه ای باشد، بلکه آن را می توان با دیگر مدها مانند SIMV نیز بکار برد. در این مد هیچ حجم و تعداد تعیین شده ای از قبل وجود ندارد. در عوض یک سطح فشار برای تحویل گاز تعیین می شود. برای سادگی یک اختلاف تدریجی فشار بین بیمار و ونتیلاتور وجود دارد. بیمار یک فشار منفی را در ریه های خود بوجود می آورد مثل آنچه در تنفس طبیعی اتفاق می افتد، در نتیجه اختلاف فشار بوجود می آید. بنابراین تنفس راحت تر، حجم جاری بیشتر و صرف انرژی توسط بیمار کمتر خواهد بود.

Assist Mode: همه بیماران تلاش تنفسی شان تضعیف نشده و بعضی وقتها شاید بهتر باشد که آن تلاش تنفسی نیز حمایت شود. مد کمکی یکی از این ضمیمه ها است. وقتی که بیمار شروع به نفس کشیدن می کند، تنفس دستگاه نیز در همان زمان تحویل داده می شود. فشار منفی ایجاد شده توسط بیمار ممکن است برابر یا بیشتر از آنچه باشد که بر روی دستگاه شده است. این برای تنفس های اتفاقی بیمار مفید است. به هر حال حجم تحویلی برای تنفس اجباری، همان حجم ست شده است.

PEEP: پس از بازدم فشار درون ریه ها افت پیدا می کند که ممکن است کلاپس آلوئولها اتفاق بیافتد. برطرف کردن این کلاپس می تواند سخت باشد و باعث کاهش اکسیژناسیون و افزایش ورود خون بدون اکسیژن به سیستم شریانی می شود. برای تصحیح آن، یک سطح فشار تعیین می شود. این باعث می شود که همیشه ریه ها یک فشار مثبت در سطح تعیین شده یا بیشتر را داشته باشند. این آلوئولها را باز نگه می دارد و اکسیژناسیون کافی خون را تأمین می کند. بالاخره ظرفیت ریه ها را بالا می برد و ممکن است انرژی مورد نیاز برای تنفس خودبخودی یا تنفس کمکی را کاهش دهد.

CPAP: از همه نظر، CPAP مانند PEEP است. وقتی که PEEP بدون دیگر مدهای ونتیلاتور بکار می رود، CPAP نامیده می شود. در اینجا فشار ریه مانند PEEP، همیشه در سطح تعیین شده قرار دارد ولی بیمار تمام دیگر عملکردهای تنفسی را انجام می دهد. در حال حاضر تجربه نشان داده است که با آمدن ژنراتورهای کوچک جریان هوا و مدارها، CPAP را می توان در خارج از محیط های مراقبت بحرانی نیز بکار برد. این می تواند بوسیله ماسک های محکم مناسب بطور غیر تهاجمی انجام شود. این ممکن است لوله گذاری و تهویه کامل مکانیکی را غیر ضروری سازد و از پذیرش به بخش مراقبت های ویژه خودداری شود.

تهویه های مکانیکی

تهویه ی مکانیکی چیست؟

تهویه های مکانیکی وسایلی هستند که برای تنفس انسانها استفاده می شوند. این وسیله معمولا در قسمت ICU بیمارستانها کاربرد دارد. احتمالا تا کنون لوله های پلاستیکی ای که

درون دهان یا بینی بیمار قرار می دهند را دیده باشید. این لوله ها این امکان را دارد که به یک دستگاه تنفسی وصل شود. این ماشین تنفسی ونتیلاتور نامیده می شود.

ونتیلاتورها در چه موقعی و به چه دلایلی استفاده میشوند؟

دو دلیل اصلی برای استفاده از ونتیلاتورها وجود دارد.

— برای جراحی

— زمانی که فرد به حدی بیمار می شود که نمی تواند بطور عادی نفس بکشد.

همچنین در بیشتر جراحی ها و بیهوشی های عمومی نیز از ونتیلاتور استفاده می شود. چون در این گونه موارد فرد در خواب کامل (بیهوشی) به سر می برد بنابراین ذهنیتی از این دستگاه در این شرایط ندارد. در واقع ونتیلاتور تنفس بیمار را در طی عمل جراحی فراهم می کند. ولی پس از عمل و در اتاق ریکاوری بیمار می تواند تنفس عادی خود را داشته باشد. در برخی موارد شخص تنها می تواند با کمک ونتیلاتور نفس بکشد و بدون آن تنفس نرمالی ندارد. و ممکن است پس از عمل بیمار تا مدت زیادی به دستگاه نیاز داشته باشد. که این مورد در عمل های جراحی سخت مانند عمل های قلب و ریه پیش می آید.

در برخی موارد که فرد دچار التهاب ریه می شود. در صورتی که بیماری او شدید باشد احتمال دارد که نتواند بخودی خود نفس بکشد. ونتیلاتور در این زمان به یاری بیمار می آید.

لوله های پلاستیکی تنفسی در ونتیلاتورها می تواند از طریق دهان یا بینی بیمار وارد شود. در اغلب مواقع راهی برای دانستن این مطلب که بیمار برای چه مدتی به ونتیلاتور نیاز دارد وجود ندارد. یک ونتیلاتور چگونه کار میکند؟

کار ونتیلاتور وارد کردن هوا به درون ششها با استفاده از یک سری محاسبات که میزان ترکیب اندازه های مختلف فشار و اکسیژن را در هوای ورودی به شش ها تنظیم می کند. هم چنین میتوان سرعت تنفس. حجم و مقدار مواد مصرفی را تغییر داد.

پس از این کارها ماشین هوارا وارد لوله های ونتیلاتور می کند تا بوسیله ی لوله ها هوا را وارد ریه ها کند. هر کس چه مدت میتواند از ونتیلاتور استفاده کند؟

بیمار میتواند از ونتیلاتور برای ساعت های زیادی و حتی چندین سال استفاده کند. معمولاً اگر شخص برای بیش از ۲ هفته به ونتیلاتور نیاز داشته باشد. این امکان وجود دارد که لوله های ونتیلاتور به گردن بیمار وصل شود.

ریسک های ونتیلاتور چه هستند؟

برخی از ریسکهای ونتیلاتور مربوط به زمانی است که لوله های ونتیلاتور در دهان یا بینی بیمار قرار می گیرد این فرایند لوله گذاری نامیده می شود.

در طی آن دندانها ممکن است صدمه ببیند و خون ریزی و عفونت هم ممکن است پیش بیاید ولی صدمه دیدن دیگر ساختمانها بسیار بعید است.

برخی افراد نمی توانند باور کنند که برای تمام طول عمرشان به این دستگاه (ونتیلاتور) نیازمند هستند. و بدن آنها توانایی ادامه حیات بدون وجود ونتیلاتور را ندارد. این مسئله برای بیمار و خانواده ی او بسیار سخت و دردآور است. در این گونه موارد گفتگو با پزشک معالج و تصمیم گیری در مورد نحوه ی استفاده از ونتیلاتور بسیار حائز اهمیت است. نتیجه ی بهتری را برای بیمار به همراه خواهد داشت.

شبیه سازی کامپیوتری یک ونتیلاتور پزشکی



ونتیلاتور پزشکی دستگاهی است که عمل تهویه مصنوعی ششها را انجام می دهد و در بخش مراقبتهای ویژه و اتاق عمل بیمارستانها کاربرد دارد. برای آموزش نحوه عملکرد ونتیلاتور و انجام تحقیقات مربوط به سیستم تنفسی همچنین بعنوان مقدمه برای طراحی سخت افزاری یک ونتیلاتور، شبیه سازی کامپیوتری آن سودمند و بلکه ضروری است. این مقاله اصول طراحی دو ونتیلاتور شبیه سازی شده را توصیف کرده و نتایج دارای ویژگی های زیر هستند. Ventsim1, Ventsim2 حاصل از شبیه سازی را نشان می دهد. شبیه سازهای طراحی شده Ventsim1, Ventsim2 دارای ویژگیهای زیر هستند:

:Ventsim1

در این شبیه ساز برای تهویه از یک مدل خطی یک محفظه ای استفاده شده است . دو سیستم فازی در بخش کنترل، خروجیهای مدل را برای اصلاح setting سیستم بکار می برند .
خروجیهای شبیه ساز مقادیر حجم حیاتی (جاری) ، حداکثر فشار جابجه ای، و ... و شکل موج حجم است.

:Ventsim2

بر اساس مشخصات تنفسی قابل اندازه گیری و بدست آمده از سنسورهای فلو و فشار (یا نتایج آزمایش ABG) بیمار عمل کرده
و یا با تنظیم setting سیستم ، مقادیر مطلوب حجم حیاتی، کسر غلظت اکسیژن تحویلی، RR، و نسبت I:E را محاسبه میکند.

fMRI چیست؟

در پست های قبل در مورد MRI سخن گفته شد. اصول fMRI نیز مانند MRI است فقط تفاوت های اندکی باهم دارند.



Functional magnetic resonance (imaging) fMRI یک روش نسبتاً جدید است که از عکس برداری MR برای اندازه گیری تغییرات متابولیکی کوچک که در قسمت فعالی از مغز رخ می دهد، استفاده می کند.

کاربردهای عمومی این روش چیست؟

fMRI یک روش تشخیصی مناسب است ، که بدانیم یک مغز سالم، بیمار یا صدمه دیده چگونه کار می کند. بعلاوه برای تعیین مقدار ریسک انواع اعمال جراحی و درمانی مغز، مفید است.

پزشکان fMRI را برای موارد زیر به کار می برند:

__ بررسی آناتومی مغز.

__ تعیین دقیق اینکه کدام بخش های مغز دارای موقعیت های بحرانی هستند. از جمله : تفکر، تکلم،

حرکت و احساس . که به آن نقشه برداری مغزی گفته می شود (brain mapping).

__ به تعیین اثرات سخته مغزی و آسیب ها مغزی (مثل آلزایمر) نیز کمک می کند.

__ نظارت بر رشد تومور سرطانی مغز.

__ تعیین برنامه جراحی ، پرتو درمانی یا دیگر روش های درمانی مغز.

چه آمادگی هایی برای این روش لازم است؟

مانند MRI ، مریض باید یک لباس کشاد و راحت بپوشد شاید هم اجازه داده شود پوشاک خودش را

بپوشد اگر کشاد باشد و هرگونه فلزی را باید از خود دور سازد.

اجازه در مورد خوردن و آشامیدن بسته به نوع تجهیزات و آزمایش متفاوت است. اکثرا بعد از

عکسبرداری مریض می تواند به کارهای روزانه اش ادامه دهد(مگر اینکه پزشک دستور ویژه ای

بدهد).

گاهی شاید به بیمار مواد کنتراست خورنده یا تزریق شود. رادیولوژیست یا تکنسین ممکن است از

بیمار بپرسد که آیا او آلرژی هایی از هر نوعی از قبیل تب یونجه ، کهیر، آسم و یا آلرژی به انواع غذا و

دارو دارد یا نه. مواد کنتراستی که برای MRI استفاده می شود به گادولینیم (gadolinium) موسوم

است.

در مواردی مثل بیماری های کلیوی و یا کم خونی ممکن است از داروهای کنتراست استفاده نشود.

زنانی که احتمال بارداریشان می رود باید به پزشک اطلاع دهند. چون اثرات احتمالی MRI بر نوزاد و

یا جنین می تواند خطرناک باشد و تا زمانی که واقعا ضروری نباشد نباید اقدام به MRI کنند.

هرگونه جواهرات باید از بدن دور شود. چون این لوازم با میدان مغناطیسی تداخل می کنند. مریض

هایی که در بدن خود از پلاتین و یا مواد فلزی دیگر استفاده می کنند نمی توانند از MRI استفاده کنند.

در صورت داشتن هر گونه وسایل الکترونیکی و فلزی در بدن باید به پزشک اطلاع داد. برخی از این

وسایل عبارتند از:

__ سمعک

__ سوند

__ IUD

__ باتری قلب

__ دست و پای مصنوعی

در کل فلزات بکار برده شده در جراحی ارتوپدی خطری را در هنگام MRI متوجه بیمار نمی کنند. اگر شک و شبهه ای از وجود مواد فلزی وجود داشته باشد می توان بوسیله عکس های اشعه X از وجود این اشیا اطمینان حاصل کرد.

رنگ های استفاده شده در خالکوبی ممکن است حاوی آهن باشند و ممکن است هنگام عکسبرداری MRI گرم شوند، اما در واقع مشکلی برای فرد و عکسبرداری ایجاد نمی کنند. دندانهای پر شده معمولاً بر عکسبرداری تاثیر نمی گذارند. اما ممکن است تصویر مغز را کمی اعوجاج دار کنند. این تجهیزات شبیه به چیست؟

دستگاه های MRI معمولی به شکل استوانه ای هستند که دور تا دور آن میدانهای مغناطیسی دایروی وجود دارد. که مریض بر روی تخت آن دراز کشیده و به داخل حفره آن می رود. برخی از دستگاه های MRI طوری ساخته شده اند که میدان مغناطیسی کاملاً دور تا دور مریض نیست که Short-bore نام دارند و نوع دیگر اطراف مریض باز است و به MRI باز موسومند. این نوع MRI ها برای مریض هایی که از مکان تنگ می ترسند مناسب است. اما این نوع MRI ها برای هر نوع عکسبرداری مناسب نیستند در ضمن کیفیت عکسبرداری های دیگر را ندارند. این پروسه چگونه کار می کند؟

بر خلاف عکسبرداری های معمولی و CT، این روش یعنی MRI بر مبنای تشعشع نیست. بلکه امواج رادیویی به پروتون (هسته هیدروژن) در یک میدان مغناطیسی قوی تابانده می شود. میدان مغناطیسی در اثر عبور جریان از یک سیم پیچ بزرگ تولید می شود. سیم پیچ های دیگر در نقاط مختلف دستگاه قرار داده می شوند. معمولاً سیم پیچ اصلی حول بدن بیمار، درون دستگاه است که امواج رادیویی را ارسال و دریافت می کند. وقتی مریض درون دستگاه MRI دراز می کشد، امواج رادیویی به طرف پروتون های قسمتی از بدن که باید مورد بررسی قرار بگیرد تابانده می شود. در میدان مغناطیسی، این پروتونها جهتشان تغییر می کند که سیگنال هایی را تولید می کند و به وسیله سیم پیچ ها این سیگنال ها آشکارسازی می شوند.

یک کامپیوتر هم این سیگنال ها را بررسی کرده و آنها را به تصویر تبدیل می کند. کامپیوتر تصاویر را در سه بعد بررسی می کند که بر روی صفحه مونیتر می تواند در جهت های مختلف بررسی شود. چون مقدار پروتون در مولکول آب بسیار زیاد است، تصاویر بافت های پر آب با دیگر بافت ها متفاوت است. MRI برای مواقعی که نیاز به بررسی بی نظمی در انتشار مایع در یک نقطه از بدن است بسیار مفید می باشد. بعنوان مثال نقاطی که تومور، عفونت یا سوختگی دارند. بطور کلی تفکیک بافت های غیر عادی از بافت های عادی توسط روش MRI نسبت به روشهای دیگر بسیار آسان تر است.

علاوه بر اینها، در fMRI، بیمار باد کارهای ویژه ای را هنگام عکسبرداری انجام دهد، تا در قسمتی از مغز که باید از آن عکسبرداری شود متابولیسم بالا رود. این فعالیت ها شامل گشاد کردن رگ های مغز، تغییرات شیمیایی و تحویل اکسیژن اضافی، می شود.

این روش چگونه است؟ مریض روی تخت دستگاه خوابانده می شود و به درون دستگاه برده می شود. وسایل کوچکی که محتوی سیم پیچ های ارسال و دریافت امواج رادیویی هستند ممکن است در مجاورت قسمتی که باید از آن عکسبرداری شود قرار گیرد.

اگر ماده کنتراست زامورد استفاده شود یک محلول نمک مخصوص نیز به ماده کنتراست اضافه می شود که از انعقاد آن در رگ جلوگیری کند.

پس از عکسبرداری باید اطمینان حاصل شود که عکس ها مناسب هستند.

برای fMRI سر بیمار باید محکم بدون تحرك شود تا موقعیتش تغییر نکند. این بست ممکن است شامل یک ماسک مخصوص هم بشود.

این مراحل معمولاً ۴۵ دقیقه طول می کشد.

طیف سنجی MR، که اطلاعات اضافی را از فعالیت های شیمیایی سلولی بدن به دست می دهد ممکن است به مراحل MRI اضافه شود که این مرحله به تنهایی ۱۵ دقیقه طول می کشد.

در حین این عملیات و پس از آن انسان چه احساسی دارد؟

بیشتر آزمایشات MRI بدون درد اند. مگر ناراحتی از تحت دستگاه یا طولانی بودن انجام آزمایش و یا تزریق درد آور باشد.

گرم شدن نقطه مورد عکسبرداری یک چیز عادی است ولی اگر عذاب آور باشد باید به تکنسین یا رادیولوژیست خبر داده شود. همچنین شنیدن سر و صدا از دستگاه عادی است که مربوط به تولید میدان مغناطیس است. ولی می توان از گوشی های صدا گیر مخصوص استفاده کرد.

بسیاری از مراکز MRI به بیمار اجازه می دهند که یک نفر همراه را به داخل اتاق ببرد.

داخل دستگاه MRI مجهز به تهویه هوا و دارای نور کافی است. انواع جدید آن نیز دارای پخش موسیقی و تلویزیون هستند.

اگر ماده کنتراست تزریق شود، احساس سرما تا یکی دو دقیقه طبیعی است.

فرد بلافاصله پس از عکسبرداری می تواند به فعالیت های عادی خود بپردازد. تعداد کمی از بیماران دچار عوارض جانبی ماده کنتراست از جمله استفراغ و خونریزی موضعی می شوند. همچنین فرد به ندرت دچار حساسیت هایی از قبیل سوزش چشم و یا تورم می شود.

همچنین ضروری است که مادران شیرده، ۳۶ تا ۴۸ ساعت پس از تزریق ماده کنتراست شیردهی نکنند.

چه کسی نتایج را بررسی می کند؟

یک رادیولوژیست و یک پزشک متخصص تصاویر را بررسی می کنند و نتایج به فرد مراجعه کننده یا به پزشکی که درخواست عکسبرداری را داده ، ارجاع داده می شود.

مزایا و خطرات این روش چیست؟

مزایا:

_ MRI انسان را در معرض مواد رادیو اکتیو قرار نمی دهد.

_ MRI قادر است که مشکلات ریز ستون فقرات مثل دیسک کمر را که با روشهای دیگر به راحتی قابل مشاهده نیست ، نشان دهد.

_ fMRI می تواند قسمت های غیر عادی مغز را به خوبی مشخص کند. همچنین عملکرد های عادی مغز را که بوسیله روش های دیگر عکسبرداری قابل مشاهده نیست را نشان می دهد.

خطرات:

_ اگر خطرات و مزایای MRI را با هم مقایسه کنیم ، مزایای این روش بسیار بیشتر از خطرات آن است.

_ میدان مغناطیسی قوی به خودی خود مضر نیست بلکه وسایل دارویی و پزشکی ای که در خود فلز دارند ممکن است باعث ایجاد خطر شوند.

_ تزریق مواد کنتراست زا دارای خطر بسیار ناچیزی هستند. فقط ممکن است که تولید آلرژی کنند. در مواردی هم مشاهده شده که عفونت های پوستی را بوجود آورده اند و یا عملکرد کلیه را در بیماران سیستمیک فیبروسیس کلیوی دچار اختلال کرده است.

محدودیت های fMRI مغزی چیست؟

_ تصاویر با کیفیت بالا تنها وقتی بوجود می آیند که تا پایان ثبت عکس بدون تحرک و ساکن ایستاد.

_ فرد بسیار چاق ممکن است درون دستگاه های معمولی جا نشود.

_ وجود اشیای فلزی در بدن ، تصاویر را از نتیجه مطلوب دور می سازد.

_ این روش نسبت به روش های دیگر عکسبرداری مثل CT زمان بیشتری را می طلبد.

_ MRI گران قیمت تر از روش های دیگر است .

fMRI هنوز هم در حال توسعه و پیشرفت است. تا بصورت دقیق تر بتواند محل فعالیت های مغزی را مشخص کند.

بررسی ساختمان داخلی و عملکرد ام.ار.آی.

تاریخچه:

در سوم جولای سال ۱۹۷۷ حادثه ای روی داد که به طور کل دنیای پزشکی نوین را دگرگون ساخت و در خارج دنیای پزشکی نیز عکس العمل هایی را به دنبال داشت. این آزمایش بزرگ اولین آزمایش MRI (ام.ار.آی.) بود که بر روی انسان انجام می شد و بیش از ۵ ساعت به طول انجامید تا یک تصویر از بافت فرد مورد آزمایش ایجاد کند، تصویری که با تصاویر ام.ار.آی. امروزی اصلا قابل مقایسه نبود! دکتر ریموند دمادیان ۱ پزشک و محقق به همراه همکارانش دکتر لری مینکف ۲ و دکتر مایکل گلداسمیت ۳ هفت سال بی وقفه برای رسیدن به این هدف تلاش کردند. آنها این دستگاه جدید را تسخیرناپذیر ۴ نامیدند. این دستگاه در حال حاضر در انستیتو اسمیتسونین ۵ نگهداری می شود. تا سال ۱۹۸۲ تعداد دستگاه های ام.ار.آی. در آمریکا انگشت شمار بود اما امروزه بعد از گذشت تقریباً ۲۵ سال هزاران دستگاه ام.ار.آی. با توانایی خارق العاده گرفتن تصاویر با وضوح بی نظیر به صورت دو بعدی و سه بعدی در اکثر بیمارستان های جهان پراکنده شده است.

ام.ار.آی. تکنولوژی بسیار پیچیده ای است که بسیاری با نحوه ی دقیق عملکرد آن آشنا نیستند. در این مقاله که توسط عده از دانشجویان مهندسی پزشکی و اعضای انجمن بیوالکتریک ایران گردآوری شده است شما را با نحوه ی دقیق عملکرد و استفاده از این دستگاه غول پیکر و پر سر و صدا آشنا خواهیم کرد.

ایده اصلی:

ام.ار.آی. (تصویر برداری شدید مغناطیسی) روش تولید تصاویر با جزئیات کامل از بافت ها و ارگان های بدن بدون استفاده از پرتوهای ایکس و پرتوهای یونیزه شده میباشد که همین مزیت است که سبب شده آن را از عکس برداری به کمک اشعه ایکس متمایز سازد. در زمان گذشته این گونه تصویر برداری از بافت را NMRI (تصویر برداری شدید مغناطیسی هسته ای) مینامیدند چراکه در اوایل از پرتوهای یونیزه شده هسته ای جهت عکس برداری استفاده میشد اما بعد از گذشت زمان و پیشرفت تکنولوژی این پرتوهای یونیزه شده حذف شده و دستگاه به ام.ار.آی. تغییر نام داد. دستگاه ام.ار.آی. معمولاً در قالب یک مکعب غول پیکر در ابعاد ۳*۲*۲ (طول * عرض * ارتفاع) طراحی میشود هر چند با پیشرفت تکنولوژی مدل هایی روانه بازار شده اند که دارای ابعاد کوچکتری هستند. در داخل این دستگاه یک لوله ی افقی وجود دارد که از جلو به عقب درون یک مغناطیس حرکت میکند و به منفذ یا کالیبر مغناطیس موسوم است بیمار در حالی که به پشت بر روی یک میز مخصوص دراز کشیده وارد کالیبر شده و بسته به نوع اسکنی که قرار است بر روی وی انجام شود وی را تا حد مورد نیاز از سمت سر و پا وارد کالیبر می کنند تا زمانی که بافت هدف کاملاً در مرکز میدان مغناطیسی قرار

بگیرد. به کمک امواج رادیویی که در ادامه توضیح داده خواهد شد دستگاه ام.ار.آی. میتواند یک نقطه کوچک به کوچکی یک مکعب به ضلع ۰,۵ میلیمتر را جهت اسکن انتخاب کند. سیگنال های فرستاده شده از طرف این نقطه کوچک به مرکز پردازش دستگاه موجب تولید تصاویر دو و یا سه بعدی از بافت هدف میشود. با تغییر پارامترهای آزمایش ام.ار.آی. می توان تصاویر با ظواهر و کارایی های متنوع تولید کرد که اصلا قابل قیاس با تصویر تولید شده توسط دیگر اسکنرها از قبیل سی تی اسکن نیست. یکی دیگر از کاربردهای ام.ار.آی. ایجاد تصاویر با جزئیات بسیار زیاد از عروق خونی بدون استفاده از مواد حاجب (کانتراست زا) می باشد. هر چند که استفاده از ماده حاجب وضوح تصاویر را بسیار بالا می برد اما تزریق آن بدون درد نیست و نیز ممکن است بدن بیمار به آن واکنش دهد. استفاده از ام.ار.آی. در این زمینه به خصوص جهت تشخیص بیماری های آئورت، عروق خونی، کلیه ها و ریه ها را در اصطلاح MRA می گویند. معمولاً پزشک معالج برای بیمارانی که دارای پیشینه آنوریسم شریانی هستند تصویربرداری MRA تجویز می کند.



مواد حاجب (کانتراست زا):

ماده حاجب که گاهی اوقات به ماده رنگی نیز مشهور است ماده ای است که جهت افزایش وضوح تصویر در اسکن آن را به ورید شخص بیمار تزریق می کنند. این امر سبب می گردد که ارگانها و نمای عروق روشن تر شود و در نتیجه پزشک راحت تر بتواند آنها را مشاهده نماید. این ماده بعد از انجام تست با نوشیدن مایعات فراوان از بدن شخص بیمار دفع خواهد شد.

ساختمان اسکنر ام.ار.آی.:

سیستم های اصلی مورد استفاده در دستگاه ام.ار.آی. عبارتند از:

۱- میدان مغناطیسی استاتیک ۶

۲- گرادیان و فرستنده RF

۳- گرادیان مغناطیسی قائم قابل کنترل

مگنت ها بزرگترین و گرانبهارترین قسمت اسکنر ام.ار.آی. هستند و باقی قسمت ها در اطراف این مگنت ها ساخته می شوند. دقت و قدرت این آهنربا به شدت برای تولید تصویر مهم است به طوری که در منفذ ام.ار.آی. باید خطوط میدان یکنواخت برقرار باشد. به طور کلی انواع مغناطیس های مورد استفاده در ام.ار.آی. جهت ایجاد میدان یکنواخت در منفذ دستگاه به سه دسته تقسیم می شوند:

مغناطیس های دایمی یا آهنرباهای ثابت ۷: این مغناطیس ها از مواد فرومغناطیس تشکیل شده اند و می توانند برای ایجاد میدان مغناطیسی استاتیک استفاده شوند: آنها بسیار حجیم هستند به طوری که وزن آنها می تواند حتی به ۱۰۰ تن نیز برسد. مزیت آهنرباهای ثابت هزینه نگهداری کمتر آنهاست اما پایداری مغناطیسی کم و عدم امکان تعویض آنها در صورت بروز مشکل از معایب آنها به شمار می رود. این آهنرباها دارای شدت میدانی در حدود ۰,۵ تا ۵ تسلا می باشند.

مغناطیس های مقاومتی ۸: این مغناطیس ها بر اساس "خاصیت القای مغناطیسی در اثر عبور یک جریان الکتریکی از سیم پیچ" ساخته می شوند که توانایی تشکیل میدانی به شدت ۵ تسلا را دارا میباشند. در واقع این نوع مغناطیس سیم پیچی از جنس مس است که تشکیل یک آهنربای متناوب را می دهد. از مزایای آن میتوان به قیمت ارزان آن اشاره کرد ولی پایداری کم و توانایی تولید میدان محدود و همچنین مصرف انرژی الکتریکی نسبتا زیاد، استفاده از این مگنت را پر هزینه کرده است.

مغناطیس های ابررسانا ۹: زمانی که آلیاژ نیوبوم ۱۰- تیتانیم توسط هلیوم مایع در دمای ۴ کلوین سرد می شود ابر رسانا تشکیل شده به طوری که تمام مقاومت خود را در برابر عبور جریان الکتریکی از دست می دهد. با ساختن سیم پیچ های الکترومگنت از سیم های ابر رسانا می توان میدان هایی با قدرت و پایداری خیلی زیاد ایجاد کرد. معمولا میدان های مغناطیسی تولیدی توسط این آهنرباها دارای شدتی بیش از ۲ تسلا می باشد از این رو سبب شده که اکثر اسکنر های امروزی از چنین ساختاری در ساختمان اسکنر خود استفاده کنند.

از آنجا که بر اثر افزایش دما خاصیت ابر رسانایی سیم پیچ ها به شدت کاهش می یابد از این رو سیم های ابر رسانا معمولا در داخل محفظه ای به نام کریوستات ۱۱ در هلیوم مایع فرو برده می شود. مشکلی که در اینجا وجود دارد این است که با وجود عایق بندی اطراف ظرف، حرکت برونی هلیوم و

همچنین دمای بالای محیط اطراف موجب می شود هلیوم موجود تبخیر شود. اما برای رفع این مشکل نیز چاره جویی هایی انجام شده که به قرار زیر می باشند:

روش معمول تر این است که به کمک کرایوکولر ۱۲ مقداری از هلیوم تبخیر شده را به ظرف بازگردانیم .

روش دوم این است که به جای استفاده از کریوستات مستقیما سیم ها را سرد کنیم و مانع از افزایش دما شویم.

در هر حال از هر یک از مگنت های فوق که استفاده کنیم باید دارای این سه ویژگی مهم باشد :

تولید میدان یکنواخت در منفذ دستگاه

شدت میدان ثابت

نسبت نویز به سیگنال کم

به طور کلی این سه ویژگی موجب تولید تصاویر با رزولوشن مناسب و افزایش سرعت اسکن می شود .

گرادیان ها :

علاوه بر میدان های مغناطیسی یکنواخت در ام.ار.آی. میدان های متغیر دیگری به نام گرادیان نیز وجود دارند. گرادیان های مغناطیسی توسط سه سیم پیچ قائم در جهات X, Y, Z اسکنر ایجاد شده اند. این سیم پیچ ها معمولا الکترومگنت های مقاومتی هستند که توسط تقویت کننده هایی با قابلیت تنظیم دقیق و سریع جهت و اندازه میدان ، تغذیه می شوند. این گرادیان ها دارای قدرتی در حدود ۲۰ تا ۱۰۰ میلی تسلا بر متر هستند . در حقیقت این گرادیان است که صفحه تصویر برداری را تعیین میکنند زیرا گرادیان های قایم به راحتی بر روی هر صفحه ای ایجاد می شوند. سرعت اسکن به عملکرد سیستم گرادیان وابسته است به طوری که گرادیان های قوی تر دارای سرعت تصویر برداری بیشتری هستند . سیستم فرستنده امواج رادیویی ۱۴ :

سیستم فرستنده امواج رادیویی که می تواند امواجی را به صورت پالس ارسال کند از یک ترکیب کننده، یک تقویت کننده و یک فرستنده تشکیل شده است که معمولا در بدنه ی اسکنر ها جاسازی می شوند. توان فرستنده متغیر است به طوری که بیشینه توان آن در حدود ۳۵ کیلووات است . گیرنده این امواج معمولا از یک سیم پیچ ، تقویت کننده و پردازنده سیگنال تشکیل شده است . در اسکنرها می توان از سیم پیچهای مجتمع ۱۳ به عنوان فرستنده و گیرنده استفاده نمود اما زمانی که بخواهیم از ناحیه کوچکی اسکن بگیریم بهتر است از سیم پیچ های کوچکی که بر روی عضو هدف متمرکز می شوند استفاده کرد تا تصویری با کیفیت و جزئیات بیشتر به دست آید .

از جدیدترین تکنولوژی های مورد استفاده در سیستم ام.ار.آی. استفاده از آرایه فازی چند عنصره است که توانایی ایجاد چندین کانال داده به صورت موازی را دارا میباشد. با استفاده از این تکنولوژی سرعت تصویر برداری افزایش یافته ولی ممکن است در بازسازی تصاویر ایجاد آرتیفکت کند.

به طور خلاصه تصویر برداری به روش ام.ار.آی. طی مراحل زیر انجام می گیرند:

قسمت مورد نظر از بدن بیمار در یک میدان مغناطیسی ثابت و قوی قرار می گیرد.

یک سری میدانهای مغناطیسی متغیر ۱۵ با شدت کم به بیمار اعمال می شود.

در همان حال یکدسته امواج رادیویی با طول موج معین، به صورت پالس تاییده می شود.

پس از هر پالس امواج رادیویی، از بدن بیمار سیگنالهای الکتریکی دریافت می گردد.

این علایم توسط کامپیوتر پردازش شده و به صورت تصویر در روی صفحه نمایشگر ظاهر می شود.

در ادامه، روند مراحل فوق به طور کامل شرح داده می شود.

فیزیک اسپین ها:

بدن انسان از میلیاردها اتم تشکیل شده که این اتم ها اجزاء اصلی و تشکیل دهنده هر ماده در طبیعت

است اتمها از قسمت های اساسی به نام هسته تشکیل شده اند همچنین دارای ذراتی هستند که از نظر

الکتریکی دارای بار هستند و توانایی تشکیل میدان های الکتریکی خیلی کوچکی را دارند. الکترون

ذره ای است با بار الکتریکی منفی که همواره در حال چرخش به دور محور فرضی خود است این نوع

چرخش را اسپین می گویند. اسپین مانند بارالکتریکی یکی از مشخصات طبیعی و ضروری هر ذره

است. جالب است بدانید که پروتون ها نیز دارای اسپین هستند و در جای نسبتا ثابت خود در هسته اتم،

دارای چرخشی شبیه به آنچه در حرکت وضعی زمین مشاهده می کنیم هستند. هر الکترون و یا پروتون

موجود در یک اتم دارای اسپینی برابر با $\frac{1}{2}$ یا $-\frac{1}{2}$

مغناطیس (magnetism)

هر ذره بارداری در حال حرکت، یک میدان مغناطیسی ایجاد می کند.

میدان مغناطیسی یک ذره باردار، مثل یک الکترون در حال حرکت، عمود بر مسیر حرکت ذره است.

شدت میدان مغناطیسی به وسیله خطوط فرضی بیان می شود اگر حرکت ذره یک مسیر بسته باشد،

همانند الکترون که به دور هسته می چرخد خطوط میدان مغناطیسی بر صفحه حرکت ذره عمود

خواهند بود. الکترونها همچنین بدور یک محور در جهت عقربه های ساعت و یا خلاف عقربه های

ساعت، می گردند.

این چرخش یک ویژگی از الکترون را به نام اسپین (spin) به وجود می آورد. اسپین الکترون یک

میدان مغناطیسی را بوجود می آورد که اگر در هر لایه از اتم، یک زوج الکترون وجود داشته باشد،

این میدان خشی می گردد. خطوط میدان مغناطیسی همیشه حلقه های بسته ای هستند. این خطوط

همانند میدان الکتریکی نقطه شروع و پایان ندارند. چنین میدانی دو قطبی (bipolar / dipolar) نامیده می شوند.

این میدان همیشه یک قطب شمال و یک قطب جنوب دارد. مغناطیس کوچکی که به وسیله اسپین الکترون بوجود می آید، دیپلهای مغناطیسی (dipole magnetic) نامیده می گردد. چنین دیپلهایی با هم می توانند یک محدوده مغناطیسی (magnetic domain) را بوجود می آورند.
نفوذ پذیری مغناطیسی (magnetic permeability):

نفوذ پذیری مغناطیسی توانایی ماده است برای جذب خطوط شدت میدان مغناطیسی

* طبقه بندی مواد مغناطیسی (magnets classification of)

مواد مغناطیسی براساس منشا خاصیت مغناطیسی طبقه بندی می گردند.

سه نوع کلی از مواد مغناطیسی وجود دارند: مواد مغناطیسی طبیعی، مواد مغناطیسی که بطور مصنوعی خاصیت مغناطیسی دائمی را دارا شده اند و مواد الکترو مغناطیس.

بهترین مثال مواد مغناطیسی طبیعی (natural magnet)، کره زمین است. زمین دارای میدان مغناطیسی است، چون زمین به دور یک محور می چرخد.

مواد مغناطیسی دائمی (permanent magnet) که بطور مصنوعی ساخته می گردند به شکلها و اندازه

های گوناگونی ساخته می گردند که عمدتاً از جنس آهن هستند. این مواد بوسیله قرار دادن آهن در یک میدان مغناطیسی الکتریکی ساخته می گردند.

مواد الکترومغناطیس تشکیل شده اند از یک سیم که بدور یک هسته آهنی پیچیده شده است (Electromagnet).

هنگامی که جریان الکتریکی از سیم عبور داده می شود، یک میدان مغناطیسی ایجاد می گردد که شدت این میدان وابسته به جریان عبوری از سیم است.

تمام مواد می توانند طبق عکس العملهایشان درمقابل یک میدان مغناطیس خارجی طبقه بندی گردند.

برخی از مواد هنگامی که در داخل یک میدان مغناطیسی برده میشوند، بی تاثیر می مانند چنین موادی را

دیامغناطیس (diamagnetic) گویند. این مواد را نمی توان بطور مصنوعی مغناطیسی کرد و ضمناً این

مواد جذب میدان مغناطیسی نمی گردند. مثالهایی از این مواد می توانند چوب، شیشه و پلاستیک

باشند. مواد فرومغناطیس (Ferromagnetic) که آهن (iron)، کبالت (cobalt) و نیکل (nickel)

هستند، به شدت جذب میدان مغناطیسی می گردند و ضمناً می توانند تحت تاثیر یک میدان مغناطیسی،

به مواد مغناطیسی دائمی تبدیل گردند. یک آلیاژ از آلومینیوم، کبالت و نیکل که آلنیکو (Alnico)

نامیده می گردد، یک ماده مغناطیسی مفیدتری نسبت به آهن و کبالت و نیکل در این گروه از مواد

مغناطیسی است و بیشتر استفاده می گردد. مواد پارامغناطیس (paramagnetic) تاحدی بین مواد فرومغناطیس و مواد دیا مغناطیس قرار میگیرند.

این مواد به طور اندکی جذب میدان مغناطیسی می گردند و در اثر قطع میدان مغناطیسی خارجی ، خاصیت مغناطیسی خود را از دست می دهند. مواد حاجبی (contrast agent) که در MRI استفاده میگردند پارامغناطیس هستند.

تاثیر پذیری مغناطیسی (magnetic susceptibility):

درجه مواد مختلف طی مغناطیسی شدن را تاثیر پذیری مغناطیسی گویند.

مثلاً هنگامی که یک چوب در یک میدان مغناطیس قوی قرار می گیرد، این چوب میدان مغناطیسی را شدت نمی بخشد ولی هنگامی که آهن در یک میدان مغناطیسی قرار می گیرد، این آهن به شدت میدان مغناطیسی را تقویت می کند پس چوب دارای تاثیر پذیری مغناطیسی کم است و آهن دارای تاثیر پذیری مغناطیسی زیاد است.

* دیپلها (dipole)

هر ماده مغناطیسی از دو قطبی ها تشکیل شده است که این دو قطبی ها با شکستن یک آهنربا از بین نمی روند، پس همواره ما در یک ماده مغناطیسی دو قطب شمال و جنوب را خواهیم داشت.

* جذب و دفع (Repulsion Attraction and)

همانند بارهای الکتریکی، قطبهای مغناطیسی هم نام یکدیگر را دفع می کنند و قطب های مغناطیسی ناهمنام، همدیگر را دفع می کنند. همچنین بطور ساده، خطوط فرضی میدان مغناطیسی قطب شمال (N) را ترک می کنند و به قطب جنوب (S) وارد می شوند.

* القاء مغناطیسی (magnetic induction)

همانند بار الکتروستاتیک که میتواند از یک جسم به جسم دیگر القاء گردد، مواد مغناطیسی هم می توانند بوسیله القاء، مغناطیسی گردند. خطوط فرضی میدان مغناطیسی که توصیف گردید، خطوط مغناطیسی (magnetic lines) القاء نامیده می شوند و تراکم این خطوط وابسته به شدت میدان مغناطیسی است.

اجسام فرومغناطیس می توانند به ماده مغناطیسی از طریق القاء تبدیل گردند.

هنگامی که یک ماده فرومغناطیس مثلاً یک قطعه آهن نرم (soft Iron) به درون یک میدان مغناطیسی برده می شود، خطوط القاء تغییر پیدا می کنند و بوسیله آهن جذب می گردند و آهن بطور موقت به یک ماده مغناطیسی تبدیل می گردد ولی اگر یک ماده دیامغناطیسی مثل مس (copper) را جایگزین آهن کنیم، چنین اتفاقی نمی افتد.

* نیروی مغناطیسی (force magnetic)

نیروهای الکترومغناطیسی بوسیله تئوری میدان تابش الکترومغناطیسی ماکسول به هم مرتبط می گردند. این تئوری بیان می کند که نیرویی که بوسیله میدان مغناطیسی ایجاد می گردد، همانند نیرویی است که بوسیله میدان الکتریکی ایجاد میگردد.

تئوری میدان ماکسول:

نیروی مغناطیسی متناسب است با ضرب شدت قطبهای مغناطیسی تقسیم بر مربع فاصله بین آنها. واحد SI شدت نیروی مغناطیسی تسلا (Tesla) است. واحد قدیمی تر آن گوس (gauss) است که یک تسلا برابر است با ۱۰,۰۰۰ گوس. (1 T=10,000 G)

عکسبرداری با MRI

MRI روشی است که می توان با کمک گرفتن از آن تصاویر بسیار دقیق و واضحی از اندامهای درون بدن بدست آورد. MRI مخفف کلمه لاتین Imaging Magnetic Resonance به معنی تصویر برداری با تشدید مغناطیسی می باشد.



سیر رشد و تحولی

پدیده تشدید در مورد هسته های اتم اولین بار توسط فلیکس بلانچ (Flix-Blanch) و ادوارد بورسل (Edvard-Borsel) در سال ۱۹۴۶ کشف شد. این دو دانشمند به خاطر این کار در سال ۱۹۵۲ جایزه نوبل دریافت کردند. هسته های اتمها دارای بسامدهای متفاوت هستند اگر این بسامدها را بتوان مشخص کرد می توان از این پدیده در تعیین نوع اتم استفاده کرد. در بین سالهای ۱۹۵۰ تا ۱۹۷۰ با تکیه بر این ویژگی (NMR) یا تشدید مغناطیسی هسته ابداع شد که از آن برای تشخیص ساختمان فیزیکی و شیمیایی مولکولها استفاده می شود.

در سال ۱۹۷۰ بود که دریافتند اگر نیروی محرک را در هسته هایی که در اثر پدیده تشدید انرژی دریافت کرده و دامنه نوسان آنها را افزایش یافته است قطع کنیم، هسته ها با از دست دادن این انرژی به صورت امواج الکترومغناطیسی و مقداری هم آزمایش های مربوط به گرما به حالت پایه خود برمی گردند. این زمان برگشت به حالت پایه در ترکیبات مختلف متفاوت است با شناسایی این پدیده سعی کردند از این ویژگی برای ایجاد تصویر استفاده کنند که پایه روشی به نام MRI شده است. اولین بار ریموند دامادیان (Rimond-Damadyan) از این ویژگی برای تشخیص تومورها استفاده کرد. بعد از وی افراد دیگری در این زمینه کار کردند و با بکارگیری فنون و روشهای بهتر زمان لازم برای تصویر برداری را کاهش دادند. روش ها و فنون جدید ارائه شده امروزه MRI را به یک روش مفید برای تصویر برداری مبدل کرده است.

مکانیزم کار MRI

سه نوع حرکت در اتم مورد بحث است.

- چرخش الکترونها حول محور خود
- چرخش الکترون به دور هسته
- چرخش هسته به دور محور چرخش

هسته هایی که تعداد نوکلئونهای آنها فرد است (مجموع پروتون و نوترونهای هسته را نوکلئون می گویند) به دور محور خود حرکت چرخشی دارند این ویژگی را اسپین و این هسته ها را هسته فعال تشدید مغناطیسی می گویند. به علاوه این هسته ها را می توان مانند یک مغناطیس کوچک با قطبهای N و S در نظر گرفت. به این دلیل گفته می شود هسته یک دو قطبی مغناطیسی است و این ویژگی مغناطیسی ذاتی را همان مغناطیس می گویند. پس هسته فعال تشدید مغناطیسی دارای دو ویژگی اسپینی و ممان مغناطیسی است.

در بدن انسان هسته هایی که این ویژگی را داشته باشند H ، Na^{23} ، P^{31} ، C^{13} ، O^{17} ، N^{15} هستند. در تصویر سازی به غیر از اینکه هسته از نظر مغناطیسی باید فعال باشد فراوانی لازم در نمونه را نیز باید داشته باشد. هسته اتم هیدروژن هم میدان مغناطیسی دارد، هم در تمام بدن پخش است و چون هسته کوچک است و تحت تاثیر یک پروتون قرار دارد، ممان مغناطیسی آن بزرگ می باشد. در نتیجه در تصویر برداری می تواند مورد استفاده قرار بگیرد.

ساختمان دستگاه MRI

بطور عمده بدن انسان از آب و چربی تشکیل شده است. آب $2/3$ وزن بدن را شامل می شود و دارای دو اتم هیدروژن و یک اتم اکسیژن در هر مولکول است. مولکولهای چربی نیز به مقدار زیادی هیدروژن دارند. به طور کلی مقدار اتم هیدروژن بدن تقریباً ۶۳ درصد است. و این اتم که مقدارش

بیشتر از دیگر عناصر است، دارای سیگنال MRI می باشد. از آنجایی که بین محتوای آب اندامها و بافتها تفاوت وجود دارد، و همچنین در خیلی از بیماریها روند آسیب رسانی منجر به تغییر در محتوای آب می شود، این روش تصویر برداری بطور وسیع در پزشکی بکار برده می شود.

دستگاه MRI لوله‌ای است که بوسیله آهنربای دایره‌ای شکل دوار احاطه شده است. این آهنربا میدان مغناطیسی ایجاد می کند. در اینجا موج رادیویی با طول موجهای متفاوت سطح نمونه را جاروب می کنند. انتهای نمونه با جذب انرژی از موج رادیویی هم فرکانس با چرخش آنها، به حالت انرژی بالاتری می روند و در راستای میدان مغناطیسی خارجی قرار می گیرند.

با قطع میدان این هسته ها به حالت اولیه خود برمی گردند. در این هنگام است که از ماده امواج الکترومغناطیسی با بسامد رادیویی تابش می شود که توسط سیم پیچی که به آن کویل می گویند، دریافت انجام می شود. این سیم امواج دریافتی را به جریان الکتریکی تبدیل می کند. سپس این جریانها تقویت می شوند و به عنوان سیگنالهای MRI به رایانه داده می شود. رایانه با استفاده از سیستم تبدیلی به نام تبدیل فوریه این داده ها را به تصویر تبدیل می کنند. این تصویر بسیار دقیق است و تغییرات بسیار کوچک را نیز می تواند نشان دهد.

نحوه تصویربرداری

فردی که قرار است با این روش مورد تصویربرداری قرار گیرد نباید هیچ شی فلزی مانند ساعت، انگشتر، مفصل مصنوعی و ... داشته باشد. و یا شی فلزی در نزدیکی دستگاه MRI قرار گیرد، زیرا میدان مغناطیسی روی این مواد فرومغناطیسی اثر گذاشته و نه تنها باعث تداخل در امر تصویربرداری می شود، بلکه می تواند به خود فرد نیز آسیب برساند به همین دلیل است که دستگاه MRI را در اتاق‌های ویژه‌ای قرار می دهند. این اتاقها نسبت به امواج الکترومغناطیسی نفوذناپذیرند. در نتیجه امکان ورود یا خروج برای این امواج وجود ندارد. به علاوه لباس مخصوصی را تن بیمار می کنند که هیچ قسمت فلزی نداشته باشد.

در حین عمل تصویربرداری فرد باید آرام باشد. به این منظور می توان یک آرام بخش ملایم به وی داد. سپس او را روی تخت خوابانده و از وی می خواهند که به طور عادی نفس بکشد. بعد از اینکه فرد در دستگاه قرار گرفت، محل مورد تصویربرداری را با نور مشخص می کنند و اسکن کردن شروع می شود. در فواصل زمانی که اسکن کردن قطع می شود وی می تواند قدری حرکت کند، ولی نه آنقدر که از محل مورد نظر جابجا شود. شخص در طول اسکن می تواند از طریق دکمه‌ای که در اختیار او قرار داده‌اند به مسئولین اطلاع دهد، و اسکن کردن متوقف شود. بعد از اتمام کار اطلاعات تصویری به رایانه‌ای داده می شود و رایانه با بررسی اطلاعات، تصویری ایجاد می کند که روی فیلم منعکس می شود.

موارد منع کاربرد

اگر فرد قلب مصنوعی یا درون کاشت فلزی و یا به طور کلی فلز در بدن خود داشته باشد (گلوله یا ترکش) نباید از MRI استفاده کند. زیرا میدان مغناطیسی می تواند باعث جابجایی آنها شود. همچنین اگر فرد ترسی از محبوس شدن در دستگاه را داشته باشد، باید این مطالب را به مسئولین مربوطه اطلاع دهد.

موارد کاربرد

از این روش می توان برای تشخیص ، درمان و دنبال کردن مسیر بیماری استفاده نمود. مثلا تمام ناهنجاریهای مغز و نخاع به وسیله MRI نشان داده می شود. با این روش می توان تشخیص داد که درد کمر به علت درد عضله است و یا به علت فشار روی عصب می باشد. همچنین در درمان و تشخیص روند توسعه سرطان از این روش استفاده می شود. موارد کاربرد MRI بسیار زیاد است که در این جا فقط چند نمونه ذکر شد.

اهمیت MRI

MRI روشی است که در حدود ۵۰ سال از عمر آن می گذرد. ولی در این مدت پیشرفت های بسیاری کرده و جوایز نوبل متعددی به این موضوع تعلق گرفته است. برای مثال جایزه نوبل پزشکی سال ۲۰۰۳ به پاول لاتربر و پیتر منسفیلد به خاطر کار بر روی MRI تعلق گرفت. پاول لاتربر نشان داد که به کار بردن گرادیان در میدان مغناطیسی ایجاد تصویرهای دو بعدی را ممکن می سازد. وی در سال ۱۹۷۳ توضیح داد که چگونه با اضافه کردن گرادیان مغناطیسی به آهنربای مرکزی امکان آشکارسازی مقطع عرضی لوله ای که در آن آب معمولی وجود دارد و با آب سنگین احاطه شده است، ممکن می شود. هیچ روش تصویر برداری نمی تواند بین آب سنگین و آب معمولی فرق قائل شود. پیتر منسفیلد گرادیان را در میدان مغناطیسی مورد استفاده قرار داد تا بتواند به طور دقیق تفاوت های تشدید را نشان دهد. این قدم اصلی برای ایجاد یک روش کاربردی تصویرسازی بود. همچنین وی نشان داد که چگونه با تغییر سریع گرادیان می توان به سرعت تصویر بدست آورد ، که به این روش Echo-Planer scanning می گویند. این روش در دهه اخیر در کاربردهای بالینی مفید بوده است. تعدد در جوایز نوبل مربوط به MRI اهمیت این موضوع را به خوبی نشان می دهد. این روش ، تصاویری با دقت بالا از اندامهای بدن فراهم می کند و امروزه به میزان زیادی در دنیا کاربرد دارد و می تواند جایگزین روشهای قبلی شود. زیرا با توجه به دانش امروزه ما هیچ عارضه جانبی ندارد.

دستگاههای تصویر برداری پزشکی (۲) - MRI



MRI (Magnetic Resonance Imaging)

MRI روشی است که با استفاده از میزان آب معدنی متصل به مولکول ها، تصویری از داخل بدن ایجاد می کند. این روش معمولاً برای تشخیص هرگونه بیماری یا اختلال در عملکرد ارگان ها مورد استفاده قرار می گیرد. اسم اصلی این روش unclean MRI است که کلمه هسته ای به علت بار منفی که روی بیمار ایجاد می کند، به طور کلی حذف شده است. در علوم دیگر واژه NMR که استفاده از همین دستگاه در علوم غیرپزشکی است، هنوز استفاده می شود. اساس کار MRI معمولاً براساس خصوصیات آزاد شدن اتم برانگیخته هیدروژن در مولکول آب است. وقتی جسم مورد نظر در یک میدان خاص و پر قدرت مغناطیسی قرار می گیرد، تمام اسپین های اتمی هسته های بدون اسپین یا صفر در دو حالت مخالف یکدیگر قرار می گیرند یا به صورت موازی با میدان مغناطیسی یا غیرموازی. اختلاف میان اتم های موازی و غیرموازی یک در میلیون است، در هر صورت این اختلاف باعث تغییری در میدان

می شود. به هر حال هسته ها در حالتی زاویه دار با میدان الکترومغناطیسی قرار می گیرند

ماموگرافی



مقدمه

یکی از مهمترین و موثرترین راه های تشخیص سرطان سینه، به خصوص در مراحل اولیه بیماری، انجام ماموگرافی است.

یکی از موثرترین راه های مبارزه با این بیماری، تشخیص آن در مراحل اولیه پیدایش است. به عقیده اکثر پزشکان در صورت تشخیص به موقع سرطان در مراحل اولیه می توان درمان موثرتری را انجام داد و از میزان مرگ و میر احتمالی کاست.

مطالعات نشان می دهند که تصویربرداری ماموگرافیک دوره ای در زنان بدون نشانه، نرخ ابتلا به سرطان را به میزان زیادی کاهش می دهد.

عمده سرطان های پستان از بافت غده ای سینه منشأ می گیرند که با تغییرات آناتومیک و انحراف در مجرای طبیعی و رسوب ذرات کلسیفه ریز با قطر تقریبی ۵۰۰ میکرومتر و بروز توده های کوچک و بزرگ همراه است. سرطان های پستان معمولاً از ربع خارجی پستان آغاز شده و ممکن است توده های بدخیم، به فاشیای قفسه سینه اتصال یابند و یا به پوست گسترش پیدا کنند و موجب فرورفتگی شوند.

سرطان پستان به تدریج گسترش می یابد و این گسترش در اغلب موارد گره های لنفی در زیر بغل و در طول شریان پستانی داخل را در بر می گیرد.

در حدود ۹۰٪ از ضایعات خوش خیم و بدخیم پستان از طریق لمس پستان شناسایی می شوند. با این حال ممکن است تا زمان قابل لمس شدن یک توده بدخیم بدون درد و منفرد، گسترش به گره های لنفی صورت گرفته باشد. بنابراین، تشخیص در مراحل اولیه سرطان، به عنوان یک عامل حیاتی در درمان موفق به شمار می رود.

مبانی ماموگرافی

ماموگرافی انجام رادیوگرافی از نسج نرم پستان هاست و عمدتاً به منظور شناسایی و تشخیص سرطان پستان و نیز به منظور ارزیابی توده های قابل لمس و ضایعات غیر قابل لمس پستان مورد استفاده قرار می گیرد.

به طور تخمینی می توان گفت که با استفاده از ماموگرافی، سرطان پستان دو سال قبل از قابل لمس شدن ضایعه غیر طبیعی قابل شناسایی است.

جذب پرتو X در بافت عمدتاً از طریق جذب فوتو الکتریک و کمپتون صورت می پذیرد. در انرژی های بالاتر از ۳۰ keV جذب فوتو الکتریک کاهش قابل ملاحظه ای یافته و پدیده کمپتون بر آن غلبه می کند که باعث جذب نسبتاً یکنواخت پرتو در بافت های دارای عدد اتمی متفاوت شده و در نتیجه کنتراست تصویر کاهش می یابد.

اما در انرژی های بین ۲۰ تا ۳۰ keV اغلب برخوردها از طریق پدیده فوتو الکتریک صورت می گیرد که در این حالت به علت تولید بسیار ناچیز پرتوهای پراکنده و جذب در رادیوگرافی از نسج نرم باید از کیلوولت های پایین برای افزایش احتمال جذب فوتو الکتریک استفاده نمود. دستگاه ماموگرافی

به طور کلی هر دستگاه ماموگرافی از چهار جز اصلی تشکیل شده است .

(۱) تیوب اشعه ایکس

(۲) کمپرسور

(۳) سیستم گیرنده تصویر

(۴) صفحه کنترل عوامل تابش

• تیوب اشعه ایکس

در حال حاضر سه نوع لامپ مولد پرتو ایکس در ماموگرافی وجود دارد که براساس جنس هدف یا آند آنها، تقسیم بندی می گردند و عبارتند از:

لامپ های پرتو ایکس با هدفی از جنس تنگستن، مولیبدن و آلیاژ مولیبدن-تنگستن. در مولد های پرتو ایکس از صافی ها جهت بالا بردن کیفیت دسته پرتو تولید شده و حذف پرتوهای

کم انرژی موجود در آن و کاهش دوز جذبی پوست بیمار استفاده می شود. دسته پرتو ایکس تولید شده در ۲ مرحله قبل از رسیدن به بیمار فیلتر می شود.

مرحله اول مربوط به روغن درون لامپ و شیشه آن می شود که به آن صافی ذاتی می گویند. مرحله دوم یا صافی اضافی در واقع صفحات فلزی با ضخامت ها و جنس های متفاوت هستند که بسته به مقدار انرژی دسته پرتو و جنس هدف بر سر راه پرتو های اولیه قرار می گیرند. در لامپ های مولد پرتو ایکس ماموگرافی نوع صافی و ضخامت آن بسیار مهم است. صافی ها قادر هستند با حذف بخش عمده ای از پرتو های ترمزی از کاهش کنتراست تصویر توسط این پرتوها جلوگیری نمایند.

شدت پرتوهای ایکس خروجی از لامپ مولد اشعه پرتو، در تمام قسمت های دسته پرتو ایکس تولید شده یکسان نیست، بلکه در سمت آند نسبت به سمت کاتد دارای شدت کمتری است. این کاهش شدت در قسمتی از پرتوهای خروجی که تقریباً موازی با سطح آند هستند، به علت جذب مقداری از فوتون های پرتو ایکس در هدف صورت می پذیرد. این تغییرات در شدت اشعه را اثر پاشنه آند می نامند که مقدار آن به زاویه خروجی دسته پرتو تابشی از هدف وابسته است. در ماموگرافی با توجه به شکل مخروطی پستان ها، جهت تابش یکنواخت لازم است که شدت پرتو در قسمت ضخیم تر بافت (سمت قفسه سینه) بیشتر از قسمت نازکتر (قسمت نوک پستان) باشد.

• کمپرسور

کمپرسور وسیله ای شفاف، محکم و از جنس پلاستیک (Lexan) با ضخامت ۱ mm است که برای فشردن ضربه ضو به کار می رود.

سطح کمپرسور باید صاف و موازی سطح سینی نگه دارنده کاست بوده و از لحاظ دانسیته اتمی و ضخامت باید همسان و یکنواخت باشد. در غیر این صورت به علت عدم جذب یکنواخت دسته پرتو در کمپرسور، مکان های مختلف عضو به طور یکنواخت تابش ندیده و باعث تفسیر اشتباه پزشک می گردد.

لبه جلویی کمپرسور که به سطح قفسه سینه بیمار تکیه می کند، دارای زاویه ۸۵ درجه و ۳ الی ۴ سانتی متر جهت عقب راندن چربی های زیر بغل بالا می آید. این زاویه نباید شیبدار و منحنی باشد، چون در هنگام استفاده از کمپرسور، بافت احشایی پستان تا حد لازم فشرده نشده و ضخیمتر از مکان های دیگر بافت باقی می ماند.

در این صورت این قسمت از بافت، کمتر از حد لازم تابش می بیند و یا اینکه اصلاً در میدان تابش قرار نگرفته و از حیطة تصویربرداری حذف می گردد.

در هر دو صورت، اطلاعات نهفته موجود در این بخش از تصویر حذف شده و باعث اشتباه پزشک می‌گردد.

• گیرنده های تصویر

در ماموگرافی سه نوع گیرنده تصویر وجود دارد:

- (۱) فیلم با تابش مستقیم اشعه ایکس
 - (۲) کاغذ های زیر و رادیوگرافی
 - (۳) فیلم های همراه با صفحات تشدید کننده
- در حال حاضر به علت برتری استفاده از صفحات تشدید کننده از لحاظ پرتوگیری بیماران و کیفیت تصاویر، دو روش اول از رده خارج شده اند.

• صفحه کنترل عوامل تابش

(۱) کیلو ولتاژ پیک

در ماموگرافی گستره کیلوولتاژ کاربردی در تمامی انواع تیوب ها با استفاده از سیستم فیلم اسکرین بین 25 kVp تا 40 kVp متغیر است. بهترین کنتراست در 28 kVp تا 30 و با استفاده از تیوب با آند مولیبدن به دست می آید.

(۲) میلی آمپر

در تیوب های مولد پرتو ایکس ماموگرافی تغییرات میلی آمپر از چند میلی آمپر تا 400 میلی آمپر تغییر می کند.

مقدار میلی آمپر تنظیم شده تابعی از نوع ژنراتور (تک فاز یا سه فاز)، اندازه کانونی، فاصله عضو تا نقطه کانونی و مدت زمان تابش است.

(۳) مدت زمان تابش

مدت زمان تابش بسته به نوع گیرنده تصویر، قابلیت های هندسی دستگاه ماموگرافی و کیلوولتاژ تنظیمی، تغییر می کند.

در ماموگرافی با تابش مستقیم فیلم، مدت زمان تابش بین 0.1 تا 3 ثانیه است که با استفاده از سیستم فیلم - اسکرین سریع تر، می توان مدت زمان تابش را کوتاه تر نمود و از احتمال ایجاد نا واضحی حرکتی (Motion Artifact) و تکرار رادیوگرافی و در نتیجه از پرتوگیری بیش از حد بیمار کاست.

کنترل خود کار پرتودهی AEC

برخی از دستگاه های ماموگرافی قادرند پارامترهای تابش را به طور خودکار کنترل کنند. این کنترل می تواند به صورت تمام خودکار باشد یعنی تکنسین هیچ دخالتی در تنظیم عوامل تابش ندارد و یا اینکه نیمه خودکار باشد که تکنسین با تنظیم کیلولتاژ خروجی اجازه تنظیم میلی آمپر ثانیه را به دستگاه می دهد.

در این سیستم سلول های حساس فتوتایمر موجود در زیر بوکی، هلال کوچکی از بخش مرکزی عضو را پس از یک تابش کوچک ابتدایی، از لحاظ دانسیته تقریبی آن ارزیابی کرده و سپس نسبت به دانسیته بافت، پرتو دهی مناسب را اعمال می نماید.

لیزر ماموگرافی

با استفاده از لیزر و سی تی اسکن، روش جدیدی برای تصویربرداری از سینه بدون اشعه ایکس ارائه شده است که نیاز به بیوسی را کم می کند و ارزش تشخیصی بالایی دارد. روش شبیه سی تی اسکن با اشعه ایکس است ولی لیزر جای اشعه ایکس را گرفته است. لیزر با فرکانسی تولید می شود که با ضریب جذب اکسی و دی اکسی هموگلوبین مطابقت دارد. بیمار یکی از پستان هایش را در محفظه اسکن قرار می دهد طوری که کاملاً معلق بماند و با هیچ قسمتی از سیستم در تماس نباشد.

با تابش لیزر و اندازه گیری ضرایب جذب بافتی، تصویر سه بعدی به دست می آید که به راحتی می توان مثبت یا منفی بودن تست را از روی آن تشخیص داد.

این سیستم تحت نام ماموگرافی لیزری برش نگاری کامپیوتری (CCTLM) عرضه شده است. بسیاری از ماموگرافی ها به نتیجه قطعی درباره سرطان منجر نمی شوند، چون خواندن آنها مشکل است. در نتیجه بیماران ناچار به بیوسی می شوند که عملی دردناک است. سیستم جدید با کم کردن احتمال نیاز به بیوسی کیفیت زندگی را برای زنان بالا می برد.

مشکلات ماموگرافی

موضوع تابش پرتو های یونساز x و خطر آن برای بیماران همواره مهمترین ریسک در کار با ماموگرافی است.

در یک آزمایش معمول ماموگرافی، میزان تابش به بیمار بین ۱,۵ mGy تا ۲,۵ mGy است. این موضوع خود ریسک ابتلا به سرطان را افزایش می دهد.

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 این حال برای حل این مشکل به تازگی روش هایی ارائه شده اند که از اولتراسوند یا لیزر برای ماموگرافی استفاده می کنند.

تصویربرداری سینه با تی - اسکن
چکیده:

تی - اسکن که اسکن امپدانس الکتریکی یا EIS نیز نامیده می شود در سال ۱۹۹۹ توسط سازمان غذا و داروی آمریکا (FDA) برای استفاده به عنوان یک وسیله کمکی ماموگرافی در کمک به تشخیص سرطان سینه ، مورد تایید قرار گرفت. تی - اسکن از امپدانس الکتریکی برای اندازه گیری جریان عبوری از بافت سینه استفاده می کند و به آشکار ساختن تومورهای سرطانی کمک می کند. و برعکس ، تصویر برداری تی - اسکن می تواند مشخص کند که یک بافت تومور خوش خیم (غیر سرطانی) است.

مقدمه: تی - اسکن چیست؟

تی - اسکن با اندازه گیری جریانهای بیوالکتریکی کم ، تصویر های همزمانی از مشخصات امپدانس الکتریکی سینه تهیه می کند. به کمک این نتایج می توان به سرطانی بودن یا غیر سرطانی بودن بافت منطقه مورد نظر پی برد. ضمیمه کردن تصاویر تی - اسکن با ماموگرافی ، تعداد بافت برداری های (biopsy) غیر ضروری را کاهش می دهد.

تصویربرداری امپدانی تی - اسکن از سینه ، مانند اشعه ایکس (x-rays) و رادیونوکلئیدها از اشعه استفاده نمی کند، فشرده کردن (compression) سینه ، و همچنین تزریق یا نمونه برداری بافت از سینه بوسیله سوزن یا برش جراحی لازم نیست.

تی - اسکن با استفاده از جریان های الکتریکی کم یک تصویر (map) از سینه تولید می کند. یک جریان الکتریکی از طریق یک الکتروود که به بازوی بیمار وصل می شود وارد بدن می شود. جریان الکتریکی از سینه عبور می کند سپس توسط پروبی که روی سینه قرار گرفته از روی سطح پوست اندازه گیری می شود. پروب تی - اسکن شبیه پروبی است که در آزمایشات التراسوند استفاده می شود. از آنجایی که رسانایی الکتریکی بافت سرطانی با بافت سالم متفاوت است ، تومورهای سرطانی در تصاویر نهایی بدست آمده مانند نقاط سفید روشن نمایش داده می شوند. تصویر همزمان (map) از خصوصیات الکتریکی سینه ، در مانتیتور سیستم تی - اسکن نشان داده می شود.

ماموگرافی تقریباً ۸۵ درصد سرطان های سینه را کشف می کند و تنها وسیله آزمایش مورد تایید FDA است که به کشف سرطان در زنان بدون علامت و یا نشانه بیماری کمک می کند. اما به هر حال، ماموگرافی ۱۵ درصد سرطان های سینه را نمی تواند کشف کند.

تصویربرداری سینه با تی - اسکن یک پیشرفت جدید و امیدوارکننده در تشخیص سرطان سینه است. تصویر برداری با تی - اسکن ، که در تلفیق با ماموگرافی استفاده شود ، از ماموگرافی به تنهایی حساس تر است.

نتایج نشان می دهند که تی - اسکن یک راه حل مقرون به صرفه ، برای افزایش دقت تشخیص و قبول وجود سرطان سینه است. اطلاعات تی - اسکن به تشخیص پزشک برای توصیه انجام دادن یا ندادن بافت برداری (biopsy) کمک کند. دیگر آزمایشات تکمیلی ماموگرافی مانند MRI و پزشکی هسته ای بطور قابل ملاحظه ای نسبت به تصویربرداری تی - اسکن پر هزینه بوده و بیمار پسند (friendly) نمی باشند

انواع اند و فیلتر در دستگاه ماموگرافی

جنس و عدد اتمی اند تعیین کننده مقدار انرژی فوتونهای اشعه X است. برای مثال برای بکارگیری اند تنگستن فوتونهایی (اشعه X) با انرژی بالا تولید می شود، در حالیکه اگر جنس اند مولیبدن باشد فوتونهایی با انرژی کمتر تولید می گردد. هر قدر مقدار انرژی فوتونها بیشتر باشد کانتراست کمتر می شود و هر قدر انرژی فوتونها کمتر باشد کانتراست بالاتر می رود. از آنجائیکه BREAST دارای کانتراست ضعیفی بین اجزاء خود است تصویر برداری از BREAST باید در جهت افزایش کانتراست اجزاء breast و افزایش دقت تصویر صورت گیرد. لذا در ماموگرافی باید از فوتونهای کم انرژی تر استفاده نمود. با توجه به نکات اشاره شده در ماموگرافی اغلب از مولیبدن به عنوان اند استفاده می شود که اشعه ضعیفتر (نرمتر) تولید می نماید. مولیبدن در طیف اشعه کاراکتریستیک فوتونهایی با انرژی تقریبی 17/9-19/5 keV و در طیف برم اشتروهلونگ فوتونهایی با انرژی 15-20 keV تولید می نماید که البته اشعه کاراکتریستیک بیشتر است.

فوتونهای تولید شده کاملاً یک دست نبوده دارای طیفی از فوتونهای پر انرژی و کم انرژی تر می باشد که باید با استفاده از صافی هایی (filter) طیف انرژی تولید شده را باریکتر نموده به دامنه انرژی مورد نیاز دست یافت. در دستگاههای ماموگرافی اغلب از فیلترهای مولیبدنی با ضخامت 0/03 میلیمتر استفاده میشود. با استفاده از این فیلترها فوتونهای پر انرژی تر از 20 keV حذف می گردد. از طرفی مقدار زیادی از فوتونها دارای انرژی بسیار ضعیفی هستند که کارایی در تولید تصویر ندارند و جذب بدن بیمار شده تنها دوز دریافتی را افزایش می دهند، فیلتر مولیبدنی در جذب این دسته از فوتونهای کم انرژی نیز بسیار موثر است. به این ترتیب با استفاده از آندی که فوتونهای کم انرژی تولید می نماید و فیلترهایی که فوتونهای خارج از طیف مورد نیاز را جذب کند میتوان فوتونهایی با انرژی کافی جهت تولید تصویری با کنتراست بالا تهیه نمود.

مطالعات زیادی بر روی استفاده از اندها و فیلتر های رودیومی صورت گرفته که نتایج آنها تنها کاهش دوز دریافتی بیمار در مقابل کاهش خفیفی در کانتراست تصویر بوده است. ترکیبات متفاوتی از اندهای مولیبدنی و فیلتر رودیوم وجود دارد که در مقایسه با اند مولیبدنی و فیلتر مولیبدنی با کاهش نسبی کانتراست، دوز بیمار را کاهش می دهند، ولی در اند و فیلتر مولیبدنی دوز بیمار بالاتر و کانتراست بهتر است. هر گونه ناهمواری در سطح فیلتر در تصویر منعکس می شود، لذا مشاهده آرتی فاکت های ناشی از ناهمواری فیلتر بررسی آن را الزامی می سازد.

اصول فیزیک ماموگرافی

اساس اشعه X از یک منبع الکترون (کاتد) و یک هدف (اند) تشکیل میگردد که داخل یک حباب شیشه ای و خالی از هوا (خلأ) قرار گرفته اند. با ایجاد اختلاف پتانسیل (kVp) بین اند و کاتد ایجاد میدان الکتریکی قوی حاصل از ان الکترونها سطح کاتد شتاب یافته (ma) و با سرعت به اند برخورد میکنند (بمباران الکترونی). در اثر این پدیده بیش از ۹۸٪ الکترونها پس از برخورد به سطح اند متوقف میشوند و انرژی آنها بصورت انرژی گرمایی آزاد میگردد.

کمتر از ۲٪ الکترونها پس از برخورد به سطح اند به لایه های مداری اتمهای اند نفوذ مینمایند و در اثر جاذبه هسته اتم در اند متوقف شده و یا تغییر مسیر میدهند. بدنبال توقف یا تغییر مسیر الکترونها مقداری از انرژی جنبشی آنها بصورت فوتونهای اشعه X آزاد می گردد و به این دلیل در اصطلاح به ان اشعه ترمزی یا Bremsstrahlung (یک واژه آلمانی به معنی ترمز) و یا Braking Radiation اطلاق می گردد.

در حالت دیگری پس از تصادم الکترونها شتابدار با اند، الکترونی از لایه های اطراف اتم خارج شده و اتم دارای بار مثبت شده و در نتیجه ناپایدار می گردد. جهت بازگشت اتم به حالت پایدار محل الکترون خالی توسط الکترون دیگری از لایه پر انرژی تر جبران می گردد که در اثر این جابجائی، مابقی انرژی الکترون بصورت فوتونهای اشعه X ساطع می گردد. طول موج این فوتونها در هر ماده (اند) متفاوت بوده و بستگی به عدد اتمی اند دارد که به همین دلیل این فوتونها به Characteristic (اشعه X اختصاصی) موسوم می باشند.

دریک لامپ اشعه X با افزایش اختلاف پتانسیل (kvp) تعداد الکترونها شتاب گرفته (ma) نیز افزایش می یابد و (الکترونها) این افزایش ادامه یافته تا زمانی که پس از ان با بالاتر بردن اختلاف پتانسیل (kvp)، تعداد الکترونها ساطع شده (ma) ثابت باقی بماند. به این نقطه کار تیوپ اشعه X "نقطه اشباع" گفته می شود. از این نقطه به بعد با گرم کردن سطح کاتد توسط فیلامان (گرم کننده الکتریکی کوچک) (heater) تعداد الکترونها حرکت کرده که در اثر میدان الکتریکی موجود شتاب گرفته و به سطح آند برخورد می نمایند، افزایش می یابد. لذا با تنظیم میزان گرمای سطح کاتد

کنترل ولتاژ اعمال شده فیلامان) می توان میزان ma را مستقل از kvp تنظیم نمود. بیش از ۹۸٪ از انرژی الکترونیهای برخورد کننده به سطح آند بصورت انرژی گرمایی آزاد می گردند که این مقدار انرژی در سطح بسیار کوچکی از آند متمرکز می شود و به همین دلیل می تواند موجب ذوب آند گردد. در تیوبهای جدید، آند به صورت صفحه از جنس بسیار مقاوم در برابر گرما (مولیبدنوم، تنگستن، رودیوم) 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 الکترونها شتابدار ساطع شده قرار گیرد و سطح کوچک آند به مقدار PR^2 * (R شعاع صفحه) افزایش می یابد. لامپ آند دوار در دستگاههای مدرن تصویرنگاری امروزی مانند آنژیوگرافی، فلئوئورسکوپی، رادیوگرافی عمومی، CT اسکن و ماموگرافی بکار می رود.

سطحی از آند را که از آن تشعشع ساطع می گردد نقطه کانونی (focal spot) می نامند. هر قدر این سطح کوچکتر باشد رزولوشن (resolution) تصویر بهتر خواهد بود. از طرف دیگر با کوچکتر شدن اندازه نقطه کانونی احتمال صدمه آند بدلیل گرمای زیاد نیز افزایش یافته و در نهایت موجب کاهش طول عمر تیوپ می گردد. به عنوان مثال در یک دستگاه ماموگرافی توان الکتریکی که توسط ژنراتور در اختیار تیوپ قرار می گیرد معادل ۳ kw می باشد که بیش از ۲/۹ kw به انرژی حرارتی و کمتر از ۰/۱ kw به اشعه x تبدیل می گردد. مقدار انرژی تولید شده را می توان یک بخاری برقی با چهار المنت حرارتی مقایسه نمود!! انرژی حرارتی تولید شده در تیوبها به کمک پنکه الکتریکی و روغن عایقی که در محفظه پوششی دور لامپ اشعه قرار دارد به بیرون منتقل می گردد.

اندازه نقطه کانونی در دستگاههای ماموگرافی امروزی بر اساس تنظیم میدان الکتریکی اعمال شده بر لامپ اشعه تنظیم می گردد و غالباً در دو اندازه ۳/۰ میلی متر مربع و ۱/۰ میلی متر مربع می باشد. با توجه به توضیحات یاد شده از نقطه کانونی با سطح ۱/۰ میلیمتر مربع فقط در موارد نیاز به رزولوشن بسیار بالا و به طور معمول در کلیشه بزرگنمایی استفاده می گردد که انتخاب در دستگاههای مدرن غالباً به صورت اتوماتیک صورت می گیرد.

۲ نکته: .. در پایان نوشته های بخش اول اصول فیزیک ماموگرافی خواستم یادآوری کنم ذکر مطالب بالا پیشگفتاری برای آشنایی بیشتر با اصول پایه دستگاه ماموگرافی بود که در کامنتهای بعدی علاقمندان را بیشتر با آن آشنا خواهم کرد.

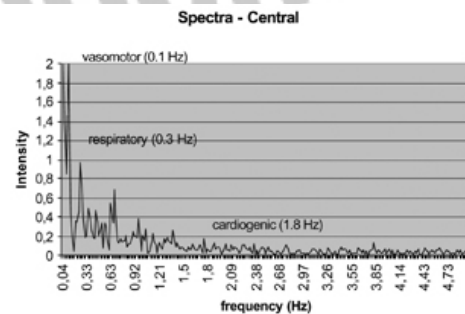
*p همان عدد پی معروفی است که در کلاسهای متعددمان با آن سروکار داریم اصل آن را در ورد پیدا نکردم ناچاراً از (p) استفاده کردم.

روش جدید ماموگرافی: پرهیز از بیوپسی

تصویر برداری مادون قرمز دینامیک یا (DIRI) همانطور که از نامش مشخص است، نوعی روش تصویربرداری دینامیک است، که پرتوهای مادون قرمز پسیو منتشر شده از بافت (IR) را ثبت می کند. بافت های زنده، به صورت پیوسته، فوتون های IR در محدوده فرکانسی ۸ تا ۱۰ میکرون از خود ساطع می کنند. شدت IR با دمای بافت مورد نظر و به صورت غیرمستقیم با میزان خون رسانی بافت متناسب است. اندازه گیری و آنالیز تغییرات جریان فوتون ها و بنابراین تغییرات در خون رسانی بافت دید بسیار خوبی نسبت به فیزیولوژی بیماری ها برای پزشکان فراهم می کند. DIRI شباهت های بسیار زیادی به تکنیک قدیمی ترموگرافی دارد، اما روش جمع آوری و پردازش دیتا در این روش بسیار متفاوت است، به طوری که این متد به عنوان یک روش کاملاً جدید در تصویربرداری شناخته شده است. تاریخچه استفاده از تکنولوژی مادون قرمز اشاره به استفاده از این تکنیک در زمینه تشخیص سرطان سینه می کند. در تحقیقات اولیه که از تکنولوژی مادون قرمز استفاده می شد، توانایی پردازش دیتا بسیار محدود و اطلاعات بدست آمده از رفتار بیولوژیک عروق بسیار اندک بود. نتایج تحقیقات در سال ۱۹۹۶ نشان داده است، که تصویر برداری مادون قرمز توانایی مانیتور بافت های سرطانی را دارد. تکنولوژی مادون قرمز در سال ۱۹۹۶ با استفاده از دوربین QNIP اجرا می شد. ایده اصلی DIRI در مقایسه با ترموگرافی رایج این است، که در این روش تنها به دنبال نقاط با دمای بالا و ناهنجاری های دمایی نیستند، بلکه رفتار دمایی فریم های متعددی مورد بررسی قرار می گیرند. از تکنیک های مختلفی برای آنالیز دیتای بدست آمده استفاده می شود. به عنوان مثال می توان دیتای بدست آمده را از فیلترهای تبدیل فوریه سریع عبور داد، تا اطلاعات جمع شده در طیف فرکانسی کاهش پیدا کند. این امر آنالیز رفتارهای بیولوژیک مختلف مانند رفتارهای سیستم قلبی و سیستم خودمختار را ممکن می سازد.

این متد در شکل نمایش داده شده، که طیف فرکانسی خاصی را در تنظیم دمای، پوست انسان نشان می دهد. تجهیزات QWIP نقاط تاریک مشخصی را نشان می دهند، که میزان تاریکی آنها به دمای ناحیه مورد نظر بستگی دارد. هر گونه ناپایداری کوچک در دمای نقاط را می توان به خوبی در این نقاط مشاهده کرد. همان طور که در شکل ۱ نمایش داده شده است، مهم ترین و بیشترین اطلاعات در فرکانس پائین در حول و حوش قرار دارد. فرکانس های پائین معمولاً به سختی ثبت می شوند چرا که رابطه نویز و فرکانس به صورت است و این نویز در تمام نقاط مسیر سیگنال آنالوگ و تنظیم کننده دما (خنک کننده) به منظور پایداری دما وجود دارد. در کاربردهای خاصی مثل DIRI که پیک های فرکانس پائین در حد ۰/۱ هرتز باید با دقت بسیار زیادی ثبت شوند، باید تعداد زیادی فریم تصویر گرفته شود. زمان لازم برای انجام این کار معمولاً ۲۰ ثانیه است. یکی از مهم ترین کاربردهای تشخیصی در دهه اخیر ماموگرافی است. البته بنا به دلایلی روش های مورد استفاده در ماموگرافی به خوبی عمل نمی کند، این دلایل عبارت است از: با فشار دادن سینه پرتوهای گاما ساطع می شوند، که

البته این روش همراه با درد است. نرخ اشتباه مثبت در این آزمایش در حد ۸۰٪ است بنابراین بیشتر زنانی که مجبور به انجام بیوسپی می شوند، سرطان ندارند. علاوه بر پرتوهایی که زنان در اثر این متد دریافت می کنند، این متدها به طور واضح و کامل مناطق حساس را نمایش نمی دهد. در تمام این حالت ها روش جدید DIRI می تواند کمک بسیار زیادی به حل مشکلات کند. چرا که این متد به طور واضح می تواند بدون دریافت اشعه اضافی توسط بیمار و ایجاد ناراحتی و درد، نواحی مورد نظر را نمایش دهد. در هر یک از نقاط مبهم، دکتر می تواند با اطمینان از صحت از این تست از آن در مراحل تشخیص نهایی استفاده کند، بدون اینکه بیمار مجبور به انجام بیوسپی باشد.



پس از اینکه سرطان تشخیص داده شد این روش امکان مانیتورینگ VIVO را با موفقیت به پزشک می دهد، بنابراین روند درمان و تأثیرات دارو در بدن بیمار یا پرتودرمانی به خوبی قابل بررسی است.

راهیابی به اعماق قلب؛ معرفی روش کاتتر آنژیوگرافی

آنژیوگرافی روشی با حداقل میزان تهاجم

است که به پزشکان در موارد تشخیصی و

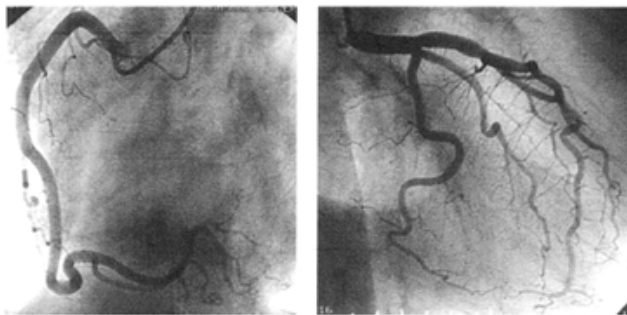
درمانی کمک می کند. آنژیوگرافی از سه

تکنولوژی برای تصویربرداری استفاده می

کند. در بعضی حالت ها یک ماده

کنتراست برای تصویر برداری از عروق

اصلی خون استفاده می شود. این روش



معمولا با استفاده از اشعه ایکس و همراه با کاتتر، سی تی اسکن و MRI به کار می رود. در

کاتتر آنژیوگرافی، یک لوله پلاستیکی نازک که کاتتر نامیده می شود از طریق یک برش بسیار

کوچک بر روی پوست وارد شریان می شود. هنگامی که کاتتر به ناحیه مورد نظر رسید، یک ماده

کنتراست از طریق این لوله نازک تزریق می شود و تصاویر با استفاده از پرتوهای ایکس گرفته می

شود.

کاتتر آنژیوگرافی برای بررسی عروق خونی در نقاط حساسی از بدن شامل مغز، کلیه، لگن، پا، ریه، قلب و گردن استفاده می شود. پزشکان از این پروسه برای تشخیص در موارد زیر استفاده می کنند:

- تشخیص بیماری ها و آنوریسم در آئورت یا سایر عروق بزرگ خون
- تشخیص بیماری های آترواسکلروتیک در شریان کاروتید گردن که منجر به کاهش جریان خون مغز و در نهایت سکته مغزی می شود.
- تشخیص آنوریسم کوچک یا تغییر شکل عروق در اطراف مغز
- تشخیص بیماری آترواسکلروتیک که منجر به باریک شدن شریان های پیش رونده به سمت پاها می شود.

- راهنمای جراحان برای انجام اعمال ترمیمی بر عروق خونی مانند کار گذاشتن استنت
- تشخیص آسیب در شریان ها به ویژه در بیماران با تورم مغزی
- تشخیص انسداد آئورت یا شاخه های اصلی آن
- فراهم کردن طرح مناسب برای انجام اعمال جراحی مثل بای پس کرونر
- تشخیص مکان دقیق خون ریزی های داخلی، مثل زخم معده

• نمایش میزان گستردگی یا سخت شدگی پلاک های آترواسکلروتیک در شریان های کرونری
تجهیزاتی که معمولاً برای این تست استفاده می شود شامل، تیوپ رادیولوژیک، تیوپ اشعه ایکس و مانیتور برای نمایش ناحیه مورد آزمایش است. هنگامی که از تصاویر real-time استفاده می شود (فلوروسکوپی) مبدلی که اشعه ایکس را به تصویر ویدئویی تبدیل می کند اطراف تختی که بیمار بر روی آن دراز کشیده است حرکت می کند و هنگامی که تصاویر به صورت real-time ثبت نمی شوند، یک ثبات زیر میز فیلم اشعه ایکس را نگه می دارد و تصاویر را ثبت می کند. کاتتر مورد استفاده در آنژیوگرافی از یک لوله پلاستیکی بلند به نازکی اسپاگتی تشکیل شده است. کاتتر آنژیوگرافی بسیار شبیه تست های اشعه ایکس رایج انجام می شود. اشعه ایکس از پرتوهایی شبیه نور یا امواج رادیویی تشکیل شده است. اشعه ایکس از بسیاری از اشیاء از جمله بدن عبور می کند. قسمت های مختلف بدن اشعه ایکس را به نسبت های مختلفی جذب می کنند. استخوان هایی که ضخیم هستند نسبت به بافت های نرم شامل عضلات، چربی یا ارگان ها، بخش بیشتری از اشعه ایکس را جذب می کنند و بافت های نرم امکان عبور اشعه ایکس را بیشتر از استخوان ها می دهند. در نتیجه استخوان ها در تصاویر اشعه ایکس به رنگ سفید و بافت های نرم به صورت سایه هایی خاکستری و هوا به رنگ سیاه دیده می شود. هنگامی که ماده کنتراست وارد جریان خون می شود، عروق خونی به وضوح مشخص می شوند و به رنگ سفید روشن دیده می شود.
برای انجام این آزمایش پرستار یک لوله وریدی را از طریق یک ورید کوچک در بازو یا دست

وارد می کند. ممکن است پیش از آغاز پروسه مقدار کمی از خون گرفته شود تا اطمینان حاصل شود که کلیه ها به خوبی کار می کنند و خون به صورت طبیعی منعقد می شود. گاهی داروی مسکن نیز به صورت وریدی تزریق می شود تا درد در حین انجام آزمایش کاهش پیدا کند. پیش از آغاز کار ناحیه ای از بازو که کاتتر از طریق آن وارد می شود به خوبی تمیز می شود. سپس رادیولوژیست یک برش بسیار کوچک بر روی پوست ایجاد می کند تا کاتتر بتواند از طریق آن وارد شریان شود. سپس کاتتر به سمت شریان های مورد نظر هدایت می شود. پس از آن که ماده کنتراست از طریق کاتتر تزریق شد و به عروق خونی مورد نظر رسید تصاویر اشعه ایکس متعددی گرفته می شود، سپس کاتتر خارج می شود و ناحیه تزریق با فشار محلی در ناحیه مورد نظر تقریباً به مدت ۱۰ دقیقه بسته می شود. هنگامی که آزمایش به اتمام رسید تصاویر مورد نظر از کیفیت مورد بررسی قرار می گیرند تا خوانا بودن آن برای رادیولوژیست تأیید شود در این



صورت بیمار مرخص می شود. کاتتر آنژیوگرام در کمتر از یک ساعت گرفته می شود.

مزایا و خطرات کاتتر آنژیوگرافی

- آنژیوگرافی نیاز به انجام جراحی را کاهش می دهد و اگر به جراحی نیاز باشد انجام عمل را دقیق تر می کند.
- کاتتر آنژیوگرافی جزئیات بسیار دقیقی را نمایش می دهد و تصاویر بسیار واضحی از عروق خونی را نشان می دهد. این امر به ویژه برای انجام اعمال جراحی بسیار متمرکز خواهد بود.
- با انتخاب شریان ها در حین اینکه کاتتر وارد می شود می توان نقاط مختلف بدن را به خوبی مشاهده کرد. در حقیقت کاتترهای کوچک می توانند وارد نواحی مختلف یا حتی شاخه های شریان شوند و قسمت های مختلف بافت، تومور و ... را به خوبی نمایش دهند.
- برخلاف سی تی اسکن یا MRI، آنژیوگرافی از کاتتر استفاده می کند که به کمک این روش می توان پروسه تشخیص و درمان را در یک مرحله انجام داد.
- جزئیاتی که توسط کاتتر قابل نمایش دادن است به هیچ وجه توسط سایر روش های غیر تهاجمی قابل دستیابی نیست.
- پس از انجام تصویربرداری اشعه ایکس هیچ گونه پرتویی در بدن بیمار باقی نمی ماند.
- اشعه ایکس اثر جانبی اندکی ندارد.

خطرات

- همیشه احتمال کمی برای ابتلا به سرطان در اثر پرتو دهی وجود دارد. البته امکان دستیابی به

تشخیص های دقیق آن قدر با این روش بالا می رود که این ریسک در برابر آن قابل صرف نظر کردن است.

- اگر سابقه حساسیت به مواد کنتراست اشعه ایکس وجود داشته باشد رادیولوژیست باید ۲۴ ساعت پیش از انجام آزمایش داروها خاصی را برای بیمار تجویز کند تا اثرات جانبی این حساسیت کاهش یابد، گاهی نیز می توان از روش های دیگر تصویربرداری استفاده کرد.
- اگر مقدار زیادی از ماده کنتراست اشعه ایکس در ناحیه ای از پوست که تزریق صورت گرفته نشت کند، پوست ممکن است دچار آسیب دیدگی شود. اگر هرگونه دردی در این نواحی توسط بیمار احساس شود رادیولوژیست بلافاصله باید انجام این تست را متوقف کند.

- اگر بیمار مبتلا به دیابت یا بیماری های کلیوی باشد با تزریق ماده کنتراست ممکن است این بیماری ها تشدید شود.

- به ندرت کاتتر می تواند باعث ایجاد خون ریزی های داخلی شود. گاهی نیز ممکن است نوک کاتتر مواد را به خوبی وارد عروق نکند و باعث انسداد عروق خونی شود.

این روش محدودیت هایی را نیز در حین انجام دارد، به عنوان مثال بیمارانی که نارسایی کلیوی دارند به ویژه افرادی که به دیابت نیز مبتلا هستند بهتر است از این روش تصویربرداری استفاده نکنند. در ضمن افرادی که سابقه حساسیت به مواد کنتراست اشعه ایکس دارند احتمالاً واکنش های خطرناکی به این آزمایش از خود نشان دهند و اگر چاره دیگری جزء استفاده از این روش در این افراد وجود نداشته باشد از روش های خاصی برای کاهش اثرات این واکنش ها استفاده می شود و داروهای خاصی پیش از انجام عمل برای بیمار تجویز می شود.

وسایل آنژیوگرافی

کاتتر (catheter)

کاتتر تیوب انعطاف پذیر باریک می باشد که در قطرها و طولهای متفاوت تولید می گردد. از این وسیله به منظور تزریق مستقیم مستقیم ماده حاجب در شریان مورد نظر استفاده می شود.

اصول آنژیوگرافی سلکتیو از طریق پوستی در دهه ۱۹۵۰ با معرفی روش سلدینگر و توسعه کاتترهای ترموپلاستیک (thermoplastic) رادیوپاکی شکل گرفت.

اگر چه کاتترهای سلکتیو f۴ تا f۸ در ابتدا برای آنژیوگرافی تشخیصی طراحی شدند امروزه آنها نقش اصلی را در آزمونهای اینترونشن)



(intervention) برای استفاده در آمبولیزاسیون یا دارو درمانی شاخه های انتهایی شریانها دارا هستند. همچنین به عنوان مسیر هدایت کننده برای عبور میکرو کاترها و گایدوایرهای سوپرسلکتیو می باشند. کاتترهای سلکتیو مدرن تنه نازک و سفتی دارند که به قسمت نوک آن یک قطعه بسیار انعطاف پذیر با انحنای از پیش شکل داده شده متصل شده که از جنس پلی اتیلن (polyethylen)، پلی یورتان (polyurethane) یا لوله های پلاستیکی نرم دیگری باشد. در تنه کاتترها، شبکه ای فولادی یا اجسام پلاستیکی بسیار سفت مثل نایلون (Nylon) نیز به کار رفته است.

کاترها در اشکال، ابعاد و انعطاف پذیری های مختلفی طراحی و ساخته شده اند تا نیازهای گوناگون را برطرف نمایند.

یک کاتتر با کیفیت بالا، علاوه بر داشتن حساسیت خوب به نیروی پیچش و رادیوپاسیتی، باید نوک غیر تروماتیزه کننده (atraumatic) انعطاف پذیر و مقاومت سطحی کم به منظور توانایی حرکت بر روی گایدوایر را داشته باشد.

کاترها از اندازه و شکلهای متنوعی برخوردارند. سه فاکتور مهم که مربوط به اندازه کاترها است، عبارتند از:

- ۱- قطر خارجی (بر حسب French)
- ۲- طول کاتتر (بر حسب cm)
- ۳- قطر داخلی، متناسب با قطر بزرگترین گاید وایری که می تواند داخل کاتتر عبور نماید.

آهنگ جریان (flow rate): ماکزیمم آهنگ جریان در بین کاتترهای مختلف متفاوت می باشد و بستگی به قطر داخلی، طول و تعداد سوراخهای جانبی (side holes) کاتتر دارد. ماکزیمم آهنگ جریان معمول برای کاتتر pigtail برابر است با:

3 Fr → 6-8 ml/s

4 Fr → 16-18 ml/s

5 Fr → 20-25 ml/s

کاتترهای اصلی

کاترها به دو گروه مجزا تقسیم می شوند؛ غیر سلکتیو (flash) و سلکتیو. از کاتترهای غیر سلکتیو به منظور تزریق در عروق متوسط تا بزرگ استفاده می شود و دارای سوراخ های جانبی متعددی هستند تا آهنگ تزریق افزایش یابد. کاتترهای سلکتیو به انواع مختلفی با زاویه های متفاوت شکل داده شده اند و به منظور کاتتریزه کردن شاخه های شریانی به کار می روند.

کاتترهای غیر سلکتیو

کاتتر Pigtail:

این کاتتر دارای یک سوراخ انتهایی (end hole) و چندین سوراخ جانبی است که از نوک آن به فاصله ۱-۲ cm در تنه کاتتر گسترش دارد. شکل این کاتتر طوری است که کاتتریزاسیون غیر عمدی عروق کوچک را به حداقل می رساند و ایجاد سوراخهای جانبی و نوع قرارگیری آنها موجب تزریق یکنواخت ماده حاجب می شود. در عمل، سوراخ انتهایی کاتتر بزرگتر از سوراخهای جانبی می باشد و جریان بیشتری را منتقل می نماید. با توجه به اینکه قطر قسمت سر کاتتر پس از loop شدن در حدود ۱۵mm می باشد، از این کاتتر نباید در عروق کوچکتر از این اندازه استفاده نمود.

کاتتر straight :

این کاتترها دارای یک سوراخ انتهایی و چندین سوراخ جانبی می باشند. از این کاتترها در عروقی که از کاتتر pigtail نمی توان استفاده نمود و نیاز به جریان سریع ماده حاجب می باشد، استفاده می شود، مثل شریانهای ایلیاک.

کاتترهای سلکتیو

این کاتترها در دو شکل کلی طراحی می شوند، کاتترهای end hole و کاتترهای end hole-side . hole

کاتترهای end hole برای تزریق با دست در آنژیوگرام های تشخیصی و آمبولیزاسیون به کار می روند. تزریق بلوس ماده حاجب توسط آنژکتور با فشار و حجم بالا در این نوع کاتترها بدلیل وجود یک سوراخ خطرناک می باشد، چون امکان جا به جایی کاتتر و کندن پلاک یا ایجاد dissection وجود دارد.

کاتترهای end hole-side hole، به منظور تزریق یکباره حجم زیاد ماده حاجب به کار می روند (مثل آنژیوگرام شریان مزانتریک فوقانی SMA)، چون در این کاتترها سوراخهای جانبی متعدد کمک به انتقال سریع و بدون خطر ماده حاجب می نمایند. با این حال، نباید از این کاتترها در آمبولوتراپی استفاده نمود، چون امکان گیر کردن کوایل در سوراخهای جانبی و نیز عبور ذرات آمبولیزه کننده از این سوراخها به عروق غیر هدف وجود دارد.

پنج کاتتر سلکتیو برتر و کاربردی

۱- cobre؛ کاتتر بسیار ارزشمند برای آنژیوگرافی عروق ویسرال و پریفرال. این کاتتر در سه انحنا ساخته (C1-C3) می شود.

۲- (Simmon) Sidewinder؛ کاتتر بسیار کاربردی در آنژیوگرافی عروق ویسرال است. این کاتتر نیز در سه انحنا (S1-S3) ساخته می شود که به ترتیب، انحنا و طول قسمت پس از منحنی افزایش می یابد.

۳- Berenstein ؛ کاتتر end-hole می باشد. نوک آن زاویه دار بوده و در کاتتریزاسیون عروقی که در مسیر کاتتر رو به جلو مشعب می شوند مثل عروق قوس آئورت، مناسب می باشد.

۴- (RDC) Renal double curve ؛ همانطور که از نام این کاتتر پیداست، به منظور کاتتریزاسیون سلکتیو شریانهای رنال طراحی شده است. نوک کاتتر رو به پائین می باشد و بنابراین برای عبور از bifurcation آئورت بسیار مناسب می باشد. همچنین برای کاتتریزاسیون شریان مزانتریک تحتانی نیز می تواند مورد استفاده قرار گیرد.

۵- Headhunter ؛ این کاتتر می تواند دارای سوراخهای جانبی باشد و در ابتدا به منظور کاتتریزه کردن عروق سر و گردن به کار می رفت.
میکرو کاتترها

کاتترهای هم محور (coaxial) می باشند و فقط در اندازه های ۲-۳ fr موجود می باشند. در ابتدا این کاتترها به منظور کاتتریزاسیون سربال توسعه پیدا کردند، اما به منظور کاتتریزاسیون سوپرسلکتیو عروق هپاتیک، ویسرال و پریفرال نیز به کار می روند. ابتدا از کاتترهای معمول به منظور کاتتریزاسیون سلکتیو شاخه مورد نظر استفاده می شود. سپس میکرو کاتتر از داخل این کاتترها عبور نموده و به سمت شاخه مورد نظر پیش می رود. برای عبور میکرو کاتتر از داخل کاتتر از وسیله ای به اسم Tuohy-Borst adapter استفاده می شود.

Guide – catheter :

کاتترهای با قطر بزرگی هستند (بیشتر ۷-۹fr)، که برای ایجاد مسیر ثابت و مطمئنی از محل پانکچر شریان تا شریان هدف استفاده می شوند. طول این کاتترها متنوع می باشد. و از حدود ۵۰ تا ۱۰۰ cm می باشد. شکل آنها شامل hockey stick, straight و RDC می باشد. این کاتترها به منظور ورود به مدخل عروق طراحی شده اند و به منظور کاتتریزاسیون قسمت های دیستال بایستی از کاتتر و گاید وایر استفاده نمود.

Vascular sheaths

این شیت ها یک مسیر دسترسی شریانی یا وریدی غیر تروماتیزه کننده را ایجاد می نمایند. شیت شامل تیوب پلاستیکی تو خالی است که به یک دریچه هموستاتیک با یک بازوی جانبی به منظور شستشو متصل شده است. ارزش استفاده از شیت در این است که می توان از چندین کاتتر استفاده نمود، بدون اینکه محل پانکچر تروما تیزه شود و همین طور برای آزمونهای آنژیوپلاستی و آمبولیزاسیون وجود آنها ضروری است. اندازه شیت ها بر اساس اندازه کاتترهای عبور کننده از آن تعیین می شود. مثلاً شیت ۵ fr، شیتی است که کاتتر ۵fr از آن عبور می نماید، اما در واقع خود شیت قطر خارجی تقریباً برابر ۶ fr دارد.

گاید وایر Guide wires

گاید وایرها از عناصر اصلی برای کاتریزاسیون موفق هستند و آنها کاتر را حمایت کرده و به سمت عروق هدف هدایت می کنند. گاید وایرها به دو گروه تقسیم می شوند:

گاید وایرهای غیر هدایت گر (non-steerable) که فقط باعث می شوند کاترها در موقعیت خود قرار گیرند، اما به منظور تقابل با تنگی ها یا انتخاب شاخه های عروق طراحی نشده اند.

گاید وایرهای هدایت گر (steerable) که با نوک شکل داده شده و قدرت مانور خوب ساخته شده اند و برخی از آنها دارای پوشش هیدروفیلیک هستند که حتی از تنگ ترین استنوزها نیز اگر به طور صحیح استفاده شوند عبور می کنند.

گاید وایرهای هیدروفیلیک بایستی همیشه خیس نگه داشته شوند. انتخاب گاید وایر صحیح، وقتی که با انواع زیادی از وایرها مواجه می شوید به نظر گیج کننده می باشد، اما چندین قانون ساده وجود دارد.

خصوصیات اصلی:

طول؛ طول گاید وایر بایستی همیشه مدنظر قرار گیرد، و در هنگام تعویض کردن کاترها، عامل مهمی می باشد، بخصوص اگر به سختی، کاتر در موقعیت مورد نظر قرار داده شده باشد. طول استاندارد گاید وایرها ۱۴۰ cm می باشد که برای بیشتر موارد کاربرد دارد. با این حال، وایرهای طولیتر ۱۸۰ و ۲۶۰ سانتی متری وقتی مورد نیاز می باشند که:

- اندام فوقانی از کشاله ران مورد انجام آنژیوگرافی قرار گیرد.
 - گردش خون ویسرال، رنال و هپاتیک مورد آزمون باشد، و نیاز به تعویض (exchange) کاتر باشد.
 - از گاید کاترهای بلندتر از ۹۰cm یا بالون های آنژیوپلاستی استفاده شود.
- نوک گاید وایر؛ طول نوک وایرها متنوع است و مهم می باشد. به عنوان یک قانون کلی، گاید وایری با نوک نرم طولانی انتخاب کنید، مگر اینکه فضای کمی در عروق هدف وجود داشته باشد و حمایت بیشتری برای وارد کردن آن مورد نیاز باشد، به عنوان مثال، وایرهای Amplatz به طور استاندارد دارای نوک نرم به طول ۶ cm هستند، اما وایری با طول ۱cm نوک نرم نیز موجود است و برای آزمونهای تهاجمی شریان کاروتید و ورید هپاتیک مورد استفاده هستند.
- سفتی Stiffness؛ گاید وایرها از لحاظ سفتی نیز بسیار متنوع هستند.
- دیامتر؛ گاید وایرها دارای قطرهای مختلفی از ۰/۱۴ تا ۰/۳۸ inch هستند. گاید وایرهای با قطر کوچک ۰/۱۴ تا ۰/۱۸ با میکروکاترها به کار می روند و در عروق کوچک به کار می روند. اما قدرت وایرهای بزرگتر را ندارند.

وایرهای ۰.۳۵/۰ inch در بیشتر موارد کاربرد دارند و در کاترهای ۴fr یا بزرگتر به کار می روند. از وایرهای ۰.۳۸/۰ inch در گذشته بسیار استفاده می شد. تجهیزات ضروری دیگر:

High-pressure connectors؛ این تیوب ها به عنوان وسیله ارتباط بین کاتر و انژکتور به کار می روند. همچنین در هنگام تزریق با دست نیز به منظور کاهش دادن میزان تشعشع استفاده می شود. شیر Tap؛ دو نوع شیر در آنژیوگرافی کاربرد دارد:

۱- شیر دو راهی (two-way taps): این شیرها دو موقعیت دارند on و off، و دو طرح دارند. شیر استاندارد، دارای دریچه چرخنده ای است و تقریباً در همه جا موجود می باشند. در نوع دیگر آن از یک سوئیچ لغزنده (sliding switch) استفاده می شود و خیلی سریع به حالت on و off در می آید و برای آنژیوگرافی Co2 کاربرد دارد.

۲- شیر سه راهی (Three-way taps): این شیرها دارای دریچه کناری است که در هنگام اتصال سرنگ برای تخلیه حباب هوا از آن استفاده می شود. همچنین می توان دو سرنگ را به طور همزمان به کاتر متصل نمود. این وضعیت اجازه استفاده از یکی از سرنگها را به عنوان ذخیره می دهد، مثلاً در حین ترومبولیزیز. همچنین این شیرها در هنگام اندازه گیری فشار کاربرد دارد تا اجازه دهد سیستم با فشار اتمسفر یکسان شود.

Pin-vice؛ این وسیله به منظور نگه داشتن و راندن گایدوایر استفاده می شود و بخصوص وقتی که از وایرهای هیدروفلیک و وایرهای ۰.۱۸/۰ inch استفاده می شود کمک کننده است.

Tuohy – Borst adapter؛ این ابزار ارزشمند و تقریباً y شکل، اجازه می دهد تا پوشش هموستاتیک (hemostatic seal) به دور گایدوایر در داخل لومن کاتر تشکیل شود. از این وسیله می توان به منظور تزریق دارو یا ماده حاجب از طریق بازوی جانبی adapter و اطراف وایر استفاده شود. از این وسیله برای شستشوی داخل کاتر در هنگام انجام آزمونهای تهاجمی استفاده می شود. سرم هپارینزه به بازوی جانبی adapter متصل شده و به طور مداوم کاتر را شستشو می دهد و از ایجاد لخته بین کاتر و وایر جلوگیری می نماید.

انژکتور (Injector)

انژکتور وسیله ای است که از آن به منظور تزریق دارو استفاده می شود و کاربرد آن در بخشهای رادیولوژی به منظور تزریق ماده حاجب می باشد. انژکتورها در اقسام گوناگون موجود می باشند و درحال حاضر از انژکتورهای مکانیکی که با نیروی الکتریکی کار می کنند، استفاده می شود. در این انژکتورها سه فاکتور آهنگ تزریق (در ثانیه)، حجم کل تزریق و میزان اعمال فشار انژکتور قابل تنظیم می باشند.

در بخشهای آنژیوگرافی به طور معمول از سرنگهای با حجم ۱۵۰cc استفاده می شود. البته حجم سرنگهای انژکتور قابل تغییر بوده و می توان از سرنگهای با حجم ۱۰۰cc یا ۲۵۰cc نیز استفاده کرد. سرنگ انژکتور توسط کانکتور به سر کاتتر متصل می گردد و پس از انتخاب و اعمال فاکتورهای تزریق انژکتور آماده تزریق می باشد.

حجم تزریق در ثانیه را می توان توسط فرمول زیر (Poiseuille's Law) محاسبه نمود
: $Q = \pi Pr^4 / 8nl$
که در آن:

Q: حجم ماده حاجب بر حسب سانتی متر مکعب است که در هر ثانیه منتقل می شود.

P: فشار هیدرولیک بر حسب دین (dyn) در سانتی متر مکعب است.

r: شعاع لومن کاتتر بر حسب سانتی متر است.

n: ضریب غلظت ماده حاجب بر حسب پواز (poise) است.

l: طول کاتتر بر حسب سانتی متر است.

با توجه به فرمول:

۱- سرعت تزریق در هنگام استفاده از مواد حاجب با غلظت کم افزایش می یابد. چون با افزایش

دما از میزان غلظت کاسته می شود، لازم است

که ماده حاجب در زمان تزریق در حدود دمای بدن باشد.

۲- سرعت تزریق با استفاده از کاتترهای کوتاه و با دیواره نازک افزایش می یابد. چنانچه نسبت

لومن به ضخامت دیواره کاتتر افزایش یابد، افزایش

متناسبی در آهنگ جریان در داخل کاتتر ایجاد می شود. همچنین کاتتر کوتاه مقاومت محیطی را

کاهش داده و به موجب آن سرعت تزریق افزایش

می یابد. سوراخهای جانبی در کاتتر نیز اثر مشابهی دارد.

۳- افزایش فشار تزریق، آهنگ انتقال را افزایش می دهد. در برخی از کاتترهای ویژه، نمی توان

میزان فشار را از حد تعیین شده آن افزایش داد.

بهبود تصاویر رگ ها با آنژیوگرافی تفاضلی

آنژیوگرافی تفاضلی (Digital Subtraction Angiography)

سیستم های آنژیوگرافی تفاضلی تجاری در انواع و مدل های مختلفی طراحی و وارد بازار شده اند. اما

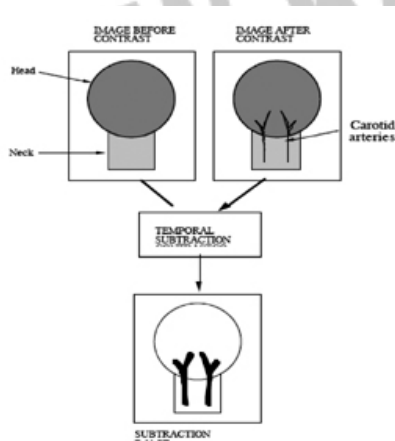
همه این مدل ها در یک دیدگاه با یکدیگر اشتراک دارند. در آنژیوگرافی X-Ray استاندارد، تصاویر

رگ ها اغلب توسط استخوانها مبهم و تاریک میشود. به خصوص هنگامی که از رگ های درون جمجمه

تصویر برداری شود. آنژیوگرافی تفاضلی برای بهبود کنتراست تصاویر رگ ها توسعه یافته است. در

این تکنیک تصاویر به دست آمده قبل از تزریق ماده حاجب و پس از تزریق توسط کامپیوتر تفریق (Subtract) میشود. بنابراین ساختمان آناتومیکی که در دو تصویر یکسان است، را می توان حذف کرد و در نتیجه فقط تصویر رگها باقی میماند. تصویری که قبل از تزریق ماده حاجب به دست میآید، Mask Image نامیده میشود.

پردازش گرانژیوگرافی تفاضلی دو حافظه مجزا برای تصویر دارد، که یکی برای تصویر Mask و دیگری مربوط به تصویر با تزریق ماده حاجب است. این دو تصویر پس از تفریق به قسمت پردازش رفته و سپس به واحد نمایش میروند. سیستم های آنژیوگرافی تفاضلی جدید بر پایه سیستم های پردازش های نهایی هستند. که با نرم افزار خاص و امکانات نمایش تجهیز شده اند. سیستم های آنژیوگرافی تفاضلی میتوانند پردازش های نهایی قابل توجهی بر روی تصویر انجام دهند.



حالت های پردازش شامل Windowing (تکنیکی برای بالا بردن کنتراست تصویر)، فیلتر کردن و اندازه گیری های کمی آنها، میتوانند هر تغییر مکان و حرکتی را که در Mask Image رخ میدهد تصحیح کنند.

در آنژیوگرافی تفاضلی بسیاری از مدهای تصویر برداری قابل اجرا هستند، که متداول ترین آنها، puls mode است. در این حالت

جریان تیوب اشعه ایکس بالا (100-1000mA) و اشعه ایکس به صورت پالسی تصویر برداری را انجام می دهند و تعداد کمی تصویر در مدت زمان یک ثانیه و در طول تزریق ماده حاجب جمع آوری شده و از تصویر Mask که کمی قبل تر از تزریق ماده حاجب ذخیره شده، کم می شود.

در mode پیوسته نیز جریان تیوب پایین و در حدود (5-50mA) است و تصاویر با نرخ 30f/s جمع آوری می شوند. یک سری از فریم ها برای کاهش مقدار نویز متوسط گیری می شوند.

در mode فلوروسکویی تصاویر کنتراست با سرعت 30f/s با کم کردن فریم های بعدی از فریم های قبلی به دست می آیند. تعدادی از سیستم های آنژیوگرافی تفاضلی می توانند با بیشتر از یک mode یا همه mode ها کار کنند. بیشتر آزمایشات آنژیوگرافی تفاضلی 25 تا 45 دقیقه زمان برای انجام دادن نیاز دارند. آنژیوگرافی تفاضلی محدوده وسیعی از کاربردهای کلینیکی را شامل می شود. و برای تصویر برداری از شکم، قلب، سیستم تنفسی، شریان کاروتید و رگ های درون جمجمه ای و رگ های محیطی به کار می رود.

بیشتر سیستم‌ها از صفحات تشدید کننده تصویر استفاده می‌کنند. برای مد پالسی یک کنترل از راه دور

قبل از TV camera قرار گرفته است، تا سرعت

exposureها قابل کنترل باشد. سیگنال video از

دوربین TV توسط (ADC) دیجیتال می‌شود و به یکی

از دو حافظه تصویر فرستاده می‌شوند. اگر تصویر

مربوط به قبل از تزریق باشد، در یک حافظه قرار گرفته

و برای ادامه کار ذخیره می‌شود و همه تصاویر بعدی در حافظه دیگر قرار می‌گیرند. تصویر Mask

سپس از تمام تصاویر بعد از تزریق تفریق می‌شود. برای بالا بردن کنتراست تصویر به دست آمده از

"level & window" استفاده می‌شود تا کنتراست بالا برده شود. مجدداً تصویر توسط (DAC) به

آنالوگ تبدیل شده و در نهایت برای نمایش به مانیتور فرستاده می‌شود.

همانطور که در شکل‌ها مشاهده می‌شود، سیگنال ویدئویی قبل از آنکه وارد ADC شود، وارد یک

آمپلی فایر لگاریتمی می‌شود. آمپلی فایر لگاریتمی، تصویری یکنواخت از رگها در تصویر تفاضلی را

ارایه می‌کند.

در صفحه که در جلوی اپراتور قرار گرفته دکمه exposure و همچنین مد تصویرگیری و نرخ

تصویربرداری توسط اپراتور انتخاب می‌شود و همچنین امکان کنترل انژکتور پردازش نهایی دیتا وجود

دارد. پردازش نهایی شامل window و تنظیمات سطوح و همچنین شامل آنالیزهایی برای حذف

آرتیفکت است.

پارامترهای کارآیی سیستم آنژیوگرافی تفاضلی:

پارامترهای کارآیی و بازده برای سیستم آنژیوگرافی

تفاضلی به کیفیت تصویر بر می‌گردد و با یک فانوم

می‌توانند ارزیابی شوند. این پارامترها به صورت زیر

هستند:

۱-رزولوشن سه بعدی

۲-بهبود کنتراست

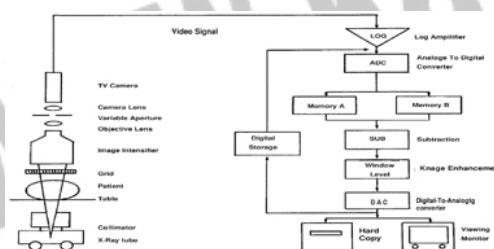
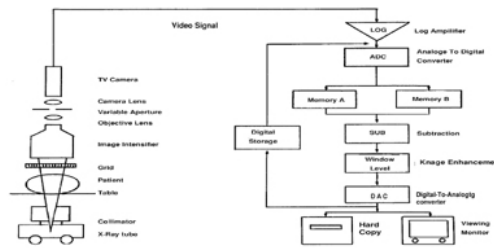
۳-یکنواختی فضایی

۴-خطی بودن کنتراست

۵-تابش اشعه

۶-کاهش آرتیفکت

کاهش آرتیفکت‌های حرکت بیمار در آنژیوگرافی تفاضلی



اگر موقعیت پیکسل جسم پس زمینه مانند استخوان، هوا، گاز روده و... در طول تصویر برداری حرکت کند، نتیجه آن ثبت نادرست و ایجاد تصویر مبهم است، و آرتیفکت نامیده می شود و وضوح و شفافیت دیدن رگها را مبهم می سازد. ثبت نادرست ممکن است، به دلیل حرکت بیمار، تیوب اشعه X، صفحات تشدید کننده تصویر و همچنین نوسانات منبع برق، و نقص و ایراد حلقه تصویر برداری رخ دهد. آرتیفکت های که از وسایل ایجاد می شود، رفلکس نوسانات نامناسب از تجهیزات هستند و نباید وجود داشته باشند. حرکت بیمار علت اساسی در تنزل کیفیت تصویر در آنژیوگرافی تفاضلی هستند. اگرچه تکنیک های متعددی در دو دهه اخیر برای بهبود دادن تصاویر آنژیوگرافی تفاضلی به کار گرفته شده است، اما آرتیفکت های حرکتی، را نمی توان به طور کامل حذف کرد.

یکی از این تکنیک ها remasking است، که پروسه ایی است که در آن یکی از فریم های برداشته شده پس از اینکه حرکت رخ داد، به عنوان تصویر mask جدید استفاده و از تصویرهای بعدی کم می شود.

تکنیک دوم مربوط به ثبت دو تصویر است، که باید با یکدیگر تفریق شوند، که نسبت به یکدیگر شیفت پیدا می کنند و گاهی نیز چرخش پیدا می کنند.

مراحل انجام یک آزمون آنژیوگرافی

هدف از انجام آزمون آنژیوگرافی تهیه تصاویر از شریانها (آرتریوگرافی) و وریدها (ونوگرافی) می باشد که این شریانها به طور سلکتیو توسط کاتتر انتخاب میشوند. مهمترین عمل هم در طی انجام این آزمون جهت رسیدن به هدف که همانا تهیه آنژیوگرام از شریانها می باشد، وارد کردن کاتتر به مدخل شریان مورد نظر می باشد. برای رسیدن به این منظور بایستی در ابتدا کاتتر را به نحوی وارد شریان کرد.

چندین راه جهت انجام این عمل وجود دارد، که با توجه به شرایط بیمار و برخی شرایط خاص، یکی از این روشها را انتخاب می کنیم. این روشها عبارتند از:

- ۱- ورود کاتتر از طریق شریان فمورال (femoral artery)
- ۲- ورود کاتتر از طریق شریان براکیال (brachial artery)
- ۳- ورود کاتتر از طریق شریان آگزیلاری (axillary artery)
- ۴- ورود کاتتر از طریق آئورت شکمی (با توجه به عبور سوزن پونکسیون از کنار مهره های کمری به روش Translumbal معروف است)

بهترین و مطمئن ترین راه جهت هدایت کاتتر، انجام آنژیوگرافی از طریق پونکسیون شریان فمورال می باشد که با روش سلدینگر انجام می شود و از ایمنی بالایی در مقایسه با سایر روشها برخوردار است. در این روش پونکسیون شریان فمورال، پائین تر از لیگامان اینگوینال انجام می شود.

نحوه پونکسیون شریان فمورال:

پس از تزریق لیدوکائین در محل پونکسیون جهت ایجاد بی حسی موضعی در اطراف شریان فمورال ، سوزن پونکسیون وارد شریان شده ، پس از اطمینان از اینکه سوزن در داخل شریان قرار دارد ، ماندرن سوزن را خارج کرده و با مشاهده خروج خون از سوزن ، بلافاصله سیم راهنما از داخل سوزن وارد شریان شده و در داخل شریان به اندازه مورد نیاز پیش برده می شود ، سپس سوزن را خارج کرده و شیت شریانی (vascular sheath) با کمک دایلیتور (dilator) از روی سیم راهنما وارد شریان می شود . در این موقع ، سیم راهنما و دایلیتور را خارج کرده و فقط شیت در محل پونکسیون قرار می گیرد .



Washington Stock 800-955-7468 703-329-0910 fax
©1996 L. Mulvehill/Washington Stock Photo WSTK-158-SD7

*توجه داشته باشید که تمامی مراحل انجام آزمون بایستی به طریق استریل انجام شود.

قرار گرفتن شیت در داخل شریان این کمک را می کند که برای هدایت کاتتر و نیز تعویض کاتترها در موقع لزوم ، مشکلی برای وارد کردن مجدد کاتتر دیگر وجود نداشته باشد . این در حالی است که در گذشته قبل از ابداع شیت ، از سیم راهنمای بلند استفاده می شد و جهت تعویض کاتتری که در داخل شریان است با یک کاتتر دیگر ، ابتدا بایستی سیم راهنما از طریق کاتتر وارد شریان شود و سپس کاتتر خارج گردد و مجدداً کاتتر دیگری که قرار است وارد شریان بیمار شود از روی سیم راهنما وارد شریان می شود . این روش وقت گیر بوده و راحتی کار در هنگام استفاده از شیت را نیز دارا نمی باشد . پس از قرار گرفتن شیت در شریان بیمار ، رادیولوژیست تحت هدایت فلوروسکوپی کاتتر را به سمت شریان مورد نظر هدایت می کند و با انجام مانورهای لازم بر روی کاتتر آن را وارد مدخل شریان مورد نظر می کند . در این هنگام پس از مطمئن شدن از محل قرارگیری کاتتر (به واسطه تست با ماده

حاجب) ، انژکتور را به سر کاتتر وصل کرده و حجم مورد تزریق و میزان تزریق در ثانیه برای دستگاه انژکتور مشخص می شود . همچنین تیوب اشعه x بر روی ناحیه مورد نظر که قرار است از آن آنژیوگرام تهیه شود ، سانتر شده و با توجه به نوع آزمون و آنچه قرار است مورد بررسی قرار گیرد ، تعداد اکسپوزها در ثانیه (Frames Per Second (FPS)) و زمان تأخیر برای اکسپوز (در صورت لزوم) تعیین شده و اکسپوز انجام می شود .

پس از تهیه نماهای مورد نظر و نیز در صورت لزوم ، انتخاب شریانهای دیگر توسط هدایت کاتتر و تهیه تصاویر آنژیوگرام ، کاتتر از شریان خارج شده و پس از آن شیت نیز از شریان خارج شده و شریان در بالای محل پونکسیون (proximal نسبت به محل پونکسیون) توسط هر دو دست به طور صحیح فشار داده می شود (کمپرس می شود) تا اینکه خونریزی از محل پونکسیون قطع شود . پس از اطمینان از قطع خونریزی محل پونکسیون توسط گاز استریل پانسمان شده و کیسه شن (به مدت ۲ الی ۴ ساعت ، بسته به شرایط انجام آنژیوگرافی) بالای محل پونکسیون قرار می گیرد تا خونریزی کاملاً قطع شود. پس از اتمام آزمون نیز بیمار بایستی به مدت ۸-۶ ساعت کاملاً استراحت نماید (complete bed rest) تا احتمال خونریزی مجدد بر اثر حرکت بیمار از بین برود. آنژیوگرافی اجزاء و وسایل

تکنیک آنژیوگرافی معمولاً در تصویربرداری و تشخیص بیماریهای رگهای خونی، که در مغز و قلب ایجاد می شود، به کار می رود. متداول ترین تکنیک آنژیوگرافی x-ray angiography است.



در گذشته، آنژیوگرافی در تشخیص پاتولوژیک رگهای خونی به کار می رفت، اما اکنون رادیولوژیست ها و کاردیولوژیست ها با استفاده از x-ray angiography جراحی های تهاجمی بسیار ظریفی را در سیستم گردش خونی، به خصوص شریان های قلبی انجام می دهند. در سالهای اخیر، تکنیکهای تصویر برداری سیستم گردش خون MR, CT, ultrasound برای تشخیص بیماریها توسعه یافته و تهاجم کمتری نسبت به x-ray angiography دارند و تنها فرستادن یک کاتتر به داخل رگ ماده حاجب (contrast) تزریق می شود.

آنژیوگرافی روندی است که دقیق ترین اطلاعات ممکن از عروق را تهیه و قبل از عمل در اختیار جراح قرار می دهد. بر پایه این اطلاعات، جراح می تواند برخی از بیماریها را بدون نیاز به عمل جراحی باز، درمان کند و در صورت نیاز به عمل باز، این اطلاعات، جراح را در انجام سریع و دقیق این امر یاری رسانده و بهترین شرایط ایمنی را برای بیمار فراهم می کند. امروزه آنژیوگرافی به منظور تشخیص، به صورت سرپائی انجام می گیرد.

اساس و پایه برای x-ray angiography مشابه x-ray های معمولی است. تنها تفاوت آنژیوگرافی با x-ray در این است که اشعه X میرا شده توسط تشدید کننده های تصویر و نتایج تصویر با TV camera نمایش داده می شود. در سیستم های آنژیوگرافی جدید، هر فریم از سیگنال TV آنالوگ به فریم دیجیتال تبدیل شده و در حافظه کامپیوتر ذخیره می شود.

فیلم های گرفته شده در سیستم آنژیوگرافی می توانند به صورت real time باشند و همچنین می توان این فیلم ها را ذخیره کرد و بعدها مورد بررسی قرار داد.

نیازهای اساسی در آنژیوگرافی

- ۱- ارائه تصاویر پر کیفیت بر روی کلیشه رادیوگرافی
- ۲- توانائی رادیوگرافی به صورت سریال روی فیلم حتی تحت زاویه
- ۳- ارائه تصاویر به صورت (Real Time) با دقت بسیار بالا و امکان پردازش تصویر پس از دریافت
- ۴- تابش زاویه ای (Projection Angled)
- ۵- ثبت آثار حیاتی و توانائی برنامه ریزی انژکتور اتوماتیک و سیستم کنترل ژنراتور اشعه ایکس با آثار حیاتی بیمار.

۶- ژنراتور مناسب، توان مناسب، ثبات فاکتورهای رادیوگرافی، تشعشع کنترل شده و با کیفیت بالا

۷- عدم نیاز به حرکت دادن بیمار

۸- توانائی عملکرد به عنوان یک تشخیص اورژانس

۹- فضای مناسب برای کار پزشک و دستیاران در هنگام عبور کاتتر در عروق بیمار

۱۰- اطمینان از عدم تابش غیر برنامه ریزی شده پرتو X

۱۱- قابل استریل بودن دستگاه، لوازم و ...

۱۲- ایمنی کامل در مقابل شوک الکتریکی

۱۳- دوز کمتر اشعه

۱۴- سهولت عمل با کاتتر قلبی (Cardiac Cateterization)

بنابراین می توان گفت اطلاعات مربوط به فرم، وضعیت و چگونگی، محل و نوع ضایعه، تشخیص را ممکن و اقدام بعدی را بلافاصله مشخص می کند.

اگر چه سی تی اسکن (XCT) از تجهیزات اختصاصی قلب محسوب نمی شود، در بسیاری از موارد به عنوان تشخیص سریع اولیه به کار گرفته می شود، اما در مورد ضایعات بسیار کوچک، تشخیص قابل اعتمادی را تضمین نمی کند. در ضمن به علت زمان نسبتاً زیاد بین اسکن و بازسازی تصاویر نمی تواند در بررسی بیماری های قلبی قابل استفاده باشد. MR اخیراً با کمک نرم افزارهای بسیار پیچیده توانسته است، جای خود را در این عرصه باز کند و امروزه MR Angiography گزینه ای صحیح به عنوان جایگزین تلقی می شود.

محدودیت ها در آنژیوگرافی

۱- محدودیت در دوز مواد حاجب

۲- ریسک میکروبی شدن و نیز تولید ترومبوز در هنگام عبور کاتتر

۳- ریسک بروز شوک

۴- دوز نسبتاً بالای پرتو X هم برای بیمار و هم برای پزشک و پرسنل

تقاضای نسبتاً بالا برای انجام این روش تشخیصی، پیوسته طراحان را بر آن داشته تا به یاری تکنولوژی بتوانند این محدودیت ها را به حداقل رسانده و در برخی موارد ایمنی را به حداکثر میزان ممکن ارتقاء دهند.

تجهیزات اصلی یک سیستم آنژیوگرافی

سیستم های آنژیوگرافی از تجهیزات متنوع و متعددی استفاده می کنند. برای آشنایی بیشتر با مشخصات اصلی و کلی این تجهیزات در زیر به طور خلاصه به این مشخصات پرداخته شده است.

تخت آنژیوگرافی

تخت آنژیوگرافی از اجزاء ثابت یک سیستم آنژیو محسوب می شود. از آنجا که این وسیله حامل بیمار است، مستقیماً با ایمنی بیمار مرتبط بوده، بنابراین باید از درجه ایمنی و اطمینان بالایی برخوردار باشد. (highly reliable & highly safe) قابل استریل بودن اجزاء مختلف تخت، ضریب جذب بسیار پائین رویه تخت و عدم وجود هر گونه مانع فلزی بر سر راه تصویر نیم رخ، از خواص این نوع تختها است.

دو طرح اصلی برای رویه این نوع تخت وجود دارد. یک نوع برای اهداف عمومی که دارای حرکت طولی با مانور زیاد برای کاربردهای مختلف (جنرال) و دیگری رویه بدون کلاف (flameless) که با طراحی خاصی برای کاربردهای آنژیوگرافی عروق کرونر ساخته می شود.

سی آرم (C-ARM stand)

عقیده بسیاری از متخصصین این است، که برای آزمایشات مربوط به عروق کرونر (artery coronary) و به طور کلی عروق قلبی باید نماهای مختلف زاویه ای در اختیار باشد. به همین دلیل نه تنها نماهای تمام رخ و نیم رخ بلکه نماهای مختلف از زوایای دیگر نیز برای ارتقاء کیفیت تشخیصی سیستمهای

آنژیوگرافی امری مهم و اساسی محسوب می شود. سی آرمهایی که مجهز به پایه های محکم شده بر روی زمین هستند چرخش همزمان و منطبق تیوب مولد اشعه و سیستم تصویری را ممکن ساخته و از این طریق نمایش نماها تحت هر زاویه ای را امکان پذیر می شود.

نگه دارنده های سقفی (Suspension Ceiling)

نگه دارنده های سقفی به دلیل اشغال نکردن فضای کف اتاق، فضایی بسیار راحت و بدون ایجاد مزاحمت را برای پرسنل حاضر در اتاق آنژیور فراهم می کنند.

این نگاه دارنده ها می توانند همراه با سی آرمهای مختلف و یا تیوب مولد اشعه بکار گرفته شوند.

انژکتور اتوماتیک مواد حاجب

کنترل سرعت (flow) و فشار تزریق مواد حاجب

به همراه زمان صحیح تزریق امری بسیار دقیق و حایز اهمیت است.

انژکتورهای اتوماتیک به راحتی گستره وسیعی از تنظیم فاکتورهای لازم را در اختیار قرار داده و

همزمانی صحیح با ژنراتور مولد اشعه و تعویض کننده فیلم را برقرار می کند. این نوع انژکتورها تقریباً

در تمامی سیستم های آنژیوگرافی، CT و غیره به کار گرفته می شوند.

تعویض کننده فیلم (Changer Film)

برای آنژیوگرافی در کاربردهای مختلف، تعویض کننده فیلم از ابزار اصلی به حساب می آید. این ابزار

بسیار سریع برای آنژیوگرافی سیستم گردش خون و تعویض کننده فیلم با سرعت های متوسط و کم

برای آنژیوگرافی عروق مغزی و اندام شکمی به کار می رود.

در آنژیوگرافیهای دو جهتی وجود دو تعویض کننده فیلم یکی رو به بالا (برای نمای رخ) و دیگری با

زاویه ۹۰ درجه (نیمرخ) طوری قرار می گیرند که بتوانند در هر دو حالت بصورت ترکیبی کار کرده و

طبق برنامه ریزی مورد نیاز با هماهنگی با ژنراتور مولد اشعه و سایر ضمایم، فیلم رادیولوژی را در مقابل

میدان تشعشع قرار دهند. تعویض کننده های فیلم عموماً با کلیشه ۳۵*۳۵ کار می کنند و می توانند فیلم را

(بین ۲۰ تا ۳۰ برگ)، حداکثر با سرعت ۳ تا ۶ کلیشه در ثانیه در معرض تابش قرار دهند. برای

جایجایی و تنظیم محل قرار گرفتن تعویض کننده فیلم (یک یا دو دستگاه توأم) پایه هایی طراحی

شده اند که می توانند به صورت افقی (نمای روبرو) و یا عمودی (لترال)، حرکت کرده و با تخت آنژیو

و میدان دید تابش هماهنگ شوند.

اصول عملکرد

در طول انجام آنژیوگرافی ممکن است به بیمار داروهای آرامش بخش جهت کاهش استرس به آنها داده شود. در اعمال آنژیوگرافی یک کاتتر پلاستیکی نازک به داخل یک رگ بزرگ سطحی (نظیر شریان فمورال، شریان براکیال، ورید جوگولر) وارد و به سمت ناحیه هدف هدایت می‌شود. سپس ماده حاجب ید دار به داخل رگ تزریق می‌شود. برای بیمارانی که به مواد ید دار حساسیت دارند می‌توان از گاز کربن دی اکسید (CO₂) استفاده کرد.

در کاتتریزاسیون قلبی، کاتتر ماده حاجب را به داخل شریانهای کرونری یا قلب تزریق می‌کند. روشهای مختلف داخل کردن کاتتر، به نوع سیم‌های راهنما یا کاتترها بستگی دارد. معمولاً یک سیم نازک از طریق شریان براکیال یا فمورال به سمت آئورت یا قلب فرستاده می‌شود. این سیم نقش یک راهنما را جهت داخل کردن کاتتر به داخل شریان بیمار را ایفا می‌کند. کاتتر و سیم راهنما می‌توانند با هم یا کاتتر به تنهایی از طریق غلافی که روی سیم راهنماست داخل شود.

از آنجا که ید، فوتون اشعه X را بیشتر از نواحی اطراف که ید ندارند جذب می‌کند، رنگی شدن عروق بعد از تابش اشعه به بیمار بر روی فیلم یا ویدیو ضبط و یا به طور دیجیتالی ذخیره می‌شود. ژنراتور اشعه X، ولتاژ ورودی و جریان را تنظیم می‌کند تا شرایط لازم برای تولید اشعه X را مهیا کند. تولید کنندگان ژنراتورهای سه فاز / دوازده پالس یا فرکانس بالا یا پتانسیل ثابت با توان ۸۰ تا ۱۰۰ kw را توصیه می‌کنند. ژنراتور اشعه X معمولاً به سیستم اتوماتیک (AEC) مجهز است که پارامترهای اصلی را کنترل می‌کند کیلو ولت حداکثر (Kvp)، جریان (mA)، زمان تابش، توالی تابش ها حائز اهمیت است. به عنوان مثال در آنژیوگرافی قلبی، سینه‌گرافی با ۶۰ تا ۹۰ تصویر در ثانیه لازم است و ژنراتور اشعه X سرعت ثابت لازم را داشته باشد آنژیوگرافی عمومی معمولاً به تصاویر فلورسکوپی به میزان ۶ تصویر در ثانیه نیاز دارد.

عامل کنتراست در آنژیوگرافی

رگهای خونی به طور نرمال در تصاویر رادیوگرافی دیده نمی‌شوند، و به طور کافی با بافتهای اطرافشان کنتراست ندارند. برای افزایش کنتراست تصاویر، از عامل کنتراست استفاده می‌شود که مایعاتی چگال با عدد اتمی بالا، نظیر ید هستند. که به داخل رگهای خونی در طول آنژیوگرافی تزریق می‌شود. و به دلیل چگالی بالا و عدد اتمی بالای آنها، فوتون‌های اشعه X توسط عامل کنتراست بیشتر از خون و بافتها جذب می‌شوند. عامل کنتراست سبب ایجاد تصاویر رگهای خونی با کیفیت و جزئیات بالا می‌شود. انواع مختلفی از عوامل کنتراست برای تصویربرداری از نقاط مختلف استفاده می‌شود. به طور کلی ماده حاجب ماده ای است که عدد اتمی آن نسبت به ترکیبات بدن بالاتر است به همین دلیل جذب کننده اشعه X است. تجربه نشان می‌دهد که اگر ماده حاجب تا حد دمای بدن گرم شود، بهتر تحمل می‌شود. امروزه برای این کار بیشتر از مگلو مین کمپوند استفاده می‌شود.

جهت خرید فایل word به سایت www.kandooen.com مراجعه کنید
یا با شماره های ۰۹۳۶۶۰۲۷۴۱۷ و ۰۹۳۶۶۴۰۶۸۵۷ و ۰۶۶۴۱۲۶۰-۰۵۱۱ تماس حاصل نمایید

www.kandooen.com

www.kandooen.com

www.kandooen.com

جهت خرید فایل word به سایت www.kandoo.cn.com مراجعه کنید
یا با شماره های ۰۹۳۶۶۰۲۷۴۱۷ و ۰۹۳۶۶۴۰۶۸۵۷ و ۰۶۶۴۱۲۶۰-۵۱۱ تماس حاصل نمایید

Filename: Document1
Directory:
Template: C:\Documents and Settings\hadi tahaghoghi\Application
Data\Microsoft\Templates\Normal.dotm
Title: (ELECTRON Beam Computed Tomography (EBCT (سی تی اسکن)
Subject:
Author: 2
Keywords:
Comments:
Creation Date: 4/1/2012 10:47:00 PM
Change Number: 1
Last Saved On:
Last Saved By: H.H
Total Editing Time: 0 Minutes
Last Printed On: 4/1/2012 10:47:00 PM
As of Last Complete Printing
Number of Pages: 195
Number of Words: 47,716 (approx.)
Number of Characters: 271,986 (approx.)