مهندسی پزشکی

اصول کارکرد و تعمیرات تجهیزات پزشکی

مولفان:

مهندس رضا خسروآبادی

مهندس صالح زمانی نژاد

فهرست

پیش گفتار ۱

فصل اول: تجهیزات عمومی و رایج پزشکی ۳

فشارسنج خون ۵

گوشی پزشکی ۸

لارنگوسکوپ ۹

افتالموسکوپ ۱۰

ترمومتر ۱۱

دستگاه تخلیص آب ۱۴

ساکشن ۲۰

فور ۲۳

میکروسکوپ ۲۵

لامپهای UV و فتوتراپی ۳۳

ECG ۳۵

فصل دوم: تجهیزات آزمایشگاهی ۴۱

سانتریفیوژ ۴۳

اسپکتروفتومتر ۴۷

فتومتر شعله ای ۶۲

سل کانتر ۶۹
اتوآنالایزر ۷۴

فصل سوم: تجهیزات دندادنپزشکی ۷۹
آمالگاماتور ۸۱
بیوسونیک ۸۲
کوتیرون ۸۳
لایت کیور ۸۵
یونیت دندانپزشکی ۸۷
اتوکلاو دندانپزشکی ۹۳
Intra Oral Camera ۱۰۲
RVG ۱۰۳

فصل چهارم: تجهیزات تصویربرداری ۱۰۵
اصول سیستم های رادیولوژی و رادیوگرافی ۱۰۷
CT scan ۱۲۹
پروسسور ۱۳۳
تصویربرداری به روش تشدید مغناطیسی MRI ۱۳۶
فیزیک فراصوت و جریان سنج داپلر ۱۴۹

فصل پنجم: تجهیزات کلینیکی و بیمارستانی ۱۶۱
چراغ سیالیتیک ۱۶۳
ونتیلاتور ۱۶۵
پالس اکسی متر ۱۷۰
الکتروشوک ۱۷۳
الکتروکوتر ۱۷۷
مونیتورینگ ۱۸۱
آندوسکوپها ۱۸۳
پمپ انفیوژن ۱۸۷
دیالیز ۱۹۱

پیس میکر ۱۹۴
اسپیرومتر ۱۹۸
آشکارساز صدای قلب نوزاد ۲۰۲
لیزر ۲۰۷
اصول فیزیوتراپی و الکتروتراپی ۲۱۳
تکنولوژی ساختمان سیستم گرمادرمانی ۲۱۹
اسلیت لامپ ۲۲۴
EEG ۲۲۷
EMG ۲۳۱
مراجع: ۲۳۵
واژه نامه: ۲۴۱

پیش گفتار

با سلام

گسترش روز افزون علم و تکنولوژی خصوصا" در جنبه های مختلف زندگی از جمله پزشکی امری انکار ناپذیر است. بدیهی است توسعه علم پزشکی بدون وجود تجهیزات پزشکی و آزمایشگاهی مختلف غیر ممکن می باشد و به نوعی رشد این علم را می توان مدیون وجود دستگاهها و تجهیزات پزشکی و آزمایشگاهی دانست. همکاری پزشکان با مهندسان پزشکی عامل اصلی توسعهٔ این تجهیزات و پیدایش روشهای نوین درمان و کنترل بسیاری از بیماریها بوده است.

با توجه به تنوع تجهیزات مختلف پزشکی در زمینه های گوناگونی چون آزمایشگاهی،تصویر برداری، دندانپزشکی، چشم پزشکی، اتاق عمل، فیزیوتراپی، توانبخشی، زیبایی و ... و استفاده از رشته های دیگر مهندسی در ساخت این تجهیزات، تسلط بر تمامی دستگاهها امری غیر ممکن به نظر می رسد. با این وجود داشتن آگاهی کافی در مورد نحوهٔ عملکرد و رفع اشکال این دستگاهها کمک شایانی در پیشبرد تکنولوژی این دستگاهها می‌نماید.

عدم وجود مرجع کامل در مورد این دستگاهها، مؤلفین این کتاب را بر آن داشت تا تمامی دانسته ها و اطلاعات خود را در قالب یک کتاب جمع آوری نمایند، تا دانشجویان رشته های مهندسی پزشکی ، رادیولوژی ، علوم آزمایشگاهی ، مهندسی برق ، تکنسینها و دانش آموزان کار و دانش شاخه تجهیزات پزشکی و سایر افراد علاقه‌مند در این زمینه بتوانند از آن استفاده کنند.

درتالیف این کتاب سعی گردیده است تا اطلاعات مربوط به هر دستگاه به صورت ساده و به دور از فرمولها و روابط پیچیده و تئوریک بیان شده و بیشتر به بیان مطالب کاربردی پرداخته شود. لازم به ذکر است که سعی بر این بوده تا در این کتاب ، دستگاههای پایه ای توضیح داده شود و در نسخه دوم نواقص موجود در این کتاب مرتفع گردد.

برای هر بخش ابتدا ساختمان دستگاه و عملکرد آن تشریح شده و سپس اشکالات رایج آن دستگاه بیان گردیده است. در مورد بخشهای اصولی تر مثل تصویربرداری و لیزر و صوت ابتدا اصول و مبانی آن مباحث بیان شده و سپس به توضیحات کاربردی آن دستگاه پرداخته شده است. ضمنا" در متن این کتاب سعی برآن شده است که بیشتر واژه های رایج در فارسی استفاده شود تا برای کاربران قابل استفاده باشد.

فصول این کتاب شامل بخشهای مختلفی چون دندانپزشکی، آزمایشگاهی، تصویر برداری، تجهیزات عمومی و دستگاههای بیمارستانی می‌باشند. فصل تجهیزات عمومی شامل دستگاههایی می‌باشد که در بیشتر بخشهای بیمارستانها و کلینیکها کاربرد دارند و بخش تجهیزات بیمارستانی شامل دستگاههای رایج در بیمارستانها می باشد.

درقسمت انتهایی کتاب کلیه اصطلاحات مربوط به دستگاهها در قسمت ضمیمه کتاب آورده شده است تا با اصطلاحات علمی مربوط به هر یک از دستگاههای پزشکی آشنا شوید.

در پایان امیدواریم تا کتابی که در پیش روی شماست مفید واقع شده و امیدواریم که توانسته باشیم گامی هر چندکوچک در زمینه آشنایی دانشجویان محترم با تجهیزات پزشکی برداشته باشیم. بدیهی است تلاش ما عاری از اشکال نخواهد بود، تقاضای ما این است که در صورت داشتن هر گونه انتقاد و پیشنهاد لطفا" از طریق پستهای الکترونیکی Zamani.sa@gma il.com و R.khosrowabadi@gmail. com نظرات خود را در اختیار ما قرار دهید.

به امید موفقیت شما عزیزان

مولفین

زمستان ۸۴

فصل اول:
تجهیزات عمومی و رایج پزشکی

از ابتدایی ترین و پرکاربردترین تجهیزات پزشکی می‌توان به دستگاه فشارسنج خون ،گوشی پزشکی،لارنگوسکوپ و افتالموسکوپ اشاره نمود که در این بخش به تشریح مختصر آنها خواهیم پرداخت.

دستگاه فشارسنج خون





جریان خون در هر نقطه از سیستم گردش خون،عبارت از حجم خونی است که از نقطه ای مشخص در واحد زمان عبور می‌کند و معمولاً با واحد میلی لیتر بر دقیقه یا لیتر بر دقیقه بیان می‌گردد. بدیهی است جریان خون در سرخرگهای آئورتی و تنفسی در جایی که قلب را ترک می‌کنند، ماکزیمم می‌باشد که به جریان خون در این نقاط برون‌ده قلبی می‌گویند که درحالت استراحت برای افراد بزرگسال بین ۳/۵ تا ۵ لیتر بر دقیقه می‌باشد. جریان خون در عروق مختلف بدن، تابعی است از فشار خون و مقاومتی که به دلایل مختلف بر سر راه عبور آن ایجاد می‌شود.

در یک شبیه سازی می‌توان این وابستگی را به عبور جریان از یک هادی تشبیه کرد که به ولتاژ منبعی که جریان را ارسال می‌دارد و مقاومت هادی بستگی دارد. فشار خون به عنوان یکی از متغیرهای

فیزیولوژیکی، شاخص مناسبی برای ارزیابی عملکرد سیستم گردش خون می باشد که توجه خاص به آن می‌تواند نجات دهنده جان بسیاری از بیماران باشد. در تستهای متداول کلینیکی،عمدتا" فشارخون توسط روشهای غیرمستقیم و بوسیله یک اسفیگمومانومتر (فشارسنج خون) اندازه‌گیری می‌شود. پیشوند اسفیگموس دارای ریشه ای یونانی و به معنای پالس می‌باشد. برای اندازه‌گیری فشارخون روشهای مستقیم و غیر مستقیم وجود دارد که در زیر به آنها اشاره شده است.

اندازه‌گیری غیرمستقیم (روش غیرتهاجمی)

معمول‌ترین اندازه‌گیری غیرمستقیم استفاده از دستگاه فشارسنج خون و گوشی می‌باشد. هر دستگاه فشارسنج خون از یک کاف، یک نمایشگر فشار به صورت جیوه‌ای یا عقربه‌ای برای اندازه‌گیری فشار کاف، یک پوآر و لوله‌های رابط تشکیل شده است. کاف از یک روکش پارچه ای و یک قسمت داخلی از جنس لاستیک تشکیل شده که به وسیله پوار پر از باد شده و بوسیله یک شیر سوزنی می‌توان فشار داخل آن را تنظیم نمود.

برای اندازه‌گیری فشارخون بازوبند فشار بر روی بازوی فوقانی بسته شده و یک گوشی پزشکی روی شریان بازویی قرار می‌گیرد. به وسیله بازوبند و از طریق بادکردن کاف،فشار را سریعا" تا فشاری که برای متوقف کردن جریان خون کافی است،افزایش داده و سپس به تدریج باد آن را خالی می‌کنیم. به محض پایین آمدن فشار داخل بازوبند و کمتر شدن آن از فشارخون سیستول جریان خون نامنظی که به درون شریان فوران می‌کند، ارتعاشات صوتی بوجود می‌آورد، که می‌توان آن را از طریق گوشی شنید. این ارتعاشات صوتی، اصوات کروتوکف یا اصواتK نامیده می‌شوند. هجوم اصوات K ، تراز فشار سیستول را نشان می‌دهد. با پایین آمدن بیشتر فشار کاف این اصوات کمتر شده و به تدریج محو می‌شوند. فشاری که در آن اصوات K محو می‌شوند، فشار دیاستول را نشان می دهد. برای افرادی که در این تکنیک تجربه دارند، دقت اندازه‌گیری فشارخون سیستولی از دقت اندازه‌گیری فشار خون دیاستولی بیشتر است. لازم به ذکر است که دقت اندازه‌گیری فشارخون به چاقی بیمار بستگی دارد. امروزه با استفاده از سنسورهای پیزوالکتریک و مدارات الکترونیکی اندازه‌گیری غیرتهاجمی فشارخون توسط روشهای اتوماتیک امکان‌پذیر است.

نکات مهم در مورد فشارسنجهای خون

از آنجایی که فشارخون یکی از عوامل اولیه تشخیص- درمانی می‌باشد،کارکرد نادرست آن می‌تواند پزشک را به اشتباه انداخته و مراحل درمانی را طولانی و در مواقعی با مشکلات جدی روبرو سازد. بنابراین توجه به کالیبراسیون و نگهداری پیشگیرانه از دستگاه به ظاهر ساده ای نظیر فشارخون، در فرآیند درمان، از اهمیت بالایی برخوردار بوده و توجه به نکات هرچند ساده زیر می‌تواند نقش مهمی را در تشخیص صحیح ایفاء نماید:

- بررسی دقیق نشتی هوا از کل سیستم فشارسنج (کاف، لوله‌های ارتباطی، شیر، پوار و گیج عقربه‌ای)
- در فشار سنجهای جیوه‌ای، سطح جیوه در دستگاه ، زمانی که هیچگونه فشاری در بازوبند نیست باید روی صفر باشد. اگر سطح جیوه بالاتر از صفر باشد دستگاه اعداد کاذب بالاتری را نشان می‌دهد و اگر پایین‌تر باشد اعداد کمتری قرائت می‌شود. برای صفر کردن سطح جیوه، در مخزن را بردارید و با یک سرنگ و سوزن مقدار لازم جیوه را به آن اضافه یا از آن کم کنید تا زمانی که سطح جیوه تنظیم شود.
- جیوه باید همواره تمیز باشد. با گذشت زمان جیوه به حالت اکسید درآمده، به یک گرد سیاه رنگ تبدیل می‌شود در چنین حالتی جیوه را از مخزن خارج کرده و سیستم را تمیز کنید. جیوه کثیف را با یک سرنگ بکشید و از طریق‌عبور آن از یک فیلتر کاغذی آن را تمیز کنید این کار را چندین بار تکرار کنید تا جیوه کاملا تمیز شود.
- بیش از حد لازم با جیوه کار نکنید. گردهای ناشی از اکسید جیوه سمی بوده و استنشاق آن خطرناک است.
- برای تمیز کردن لوله‌های مویین فشارسنج از هوای فشرده استفاده کنید.
- برای نگهداری جیوه‌های قدیمی آنها را در یک ظرف شیشه‌ای در بسته ریخته و برای جلوگیری از تبخیر، مقداری آب بر روی آن بریزد.
- در مورد فشارسنجهای عقربه‌ای بهترین روش کالیبراسیون، تست آن با فشارسنج جیوه‌ای می‌باشد.)

گوشی پزشکی (stethoscope):



گوشی‌های پزشکی برای شنیدن اصوات داخل بدن انسان استفاده می‌شوند. آنها برای شنیدن صدای قلب، شش، روده و جهت اندازه‌گیری فشار خون استفاده می شوند.

اجزاء اصلی گوشی پزشکی عبارتند از:

زنگ: زنگ گوشی یک قطعهٔ فنجانی شکل است که در انتهای سیم دستگاه و درست در طرف مقابل دیافراگم قرار می گیرد. همهٔ گوشی ها زنگ ندارند. زنگ برای شنیدن اصوات زیر(فرکانس بالا) استفاده می شود.

دیافراگم: دیافراگم گوشی پزشکی یک قطعهٔ هموار در انتهای سیم دستگاه است که دارای کاور پلاستیکی مخصوص می باشد دیافراگم برای شنیدن اصوات بَم(فرکانس پایین) استفاده می‌شود. بعضی از گوشی ها فاقد زنگ می باشند.

سیم: سیم گوشی پزشکی اصوات را از زنگ یا دیافراگم به گوشی ها می فرستد. برخی از دستگاهها دارای یک ردیف سیم و برخی دیگر دارای ۲ ردیف سیم می باشند. سیم هایی که ۲ طرفه ساخته می شوند کاملاً راحت بوده و از نفوذ اصوات بیرونی و تداخل آنها با سیگنال اصلی جلوگیری می کنند.

مشکلات مربوط به گوشی ها

۱) **پارگی و خرابی دیافراگم: که باعث** عدم شنوائی صحیح می شود.

۲) **پارگی سیم ها:** که باعث عدم رسیدن سیگنال صوتی به گوش می شود.

لارنگوسکوپ



از لارنگوسکوپ برای مشاهدهٔ حنجره و مسیرهای تنفسی استفاده می شود و از اجزاء زیر تشکیل شده است:

تیغه: از نظر ارگونومیک متناسب با شکل و ساختار زبان و حنجرهٔ انسان می باشد و برحسب نوع بیمار (کودک – بزرگسال) دارای ابعاد کوچک، متوسط و بزرگ می باشد.

لامپ: نور لازم برای مشاهده درون حنجره و گلو را فراهم می کند.

باطری: منبع برق لامپ دستگاه می باشد که از طریق ۲ سیم، تغذیه لامپ را انجام می دهد.

مشکلات رایج دستگاه:

۱) سوختن لامپ
۲) سولفاته شدن محل قرارگیری لامپ
۳) دشارژ شدن باطری یا سولفاته شدن محل قرارگیری باطری
۴) قطعی سیم های ارتباطی دستگاه

افتالموسکوپ

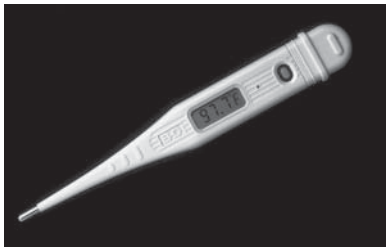


یک دستگاه نوری مجهز به لنز می باشد که جهت دیدن درون گوش و سنجش چشم(جهت دیدن شبکیه و اعصاب نوری) به کار می رود. یک دستگاه عمومی و معمولی دارای لنز، یک آینه مقعر و یک منبع نور مجهز به باطری به همراه دسته می باشد. کاربر از طریق یک چشمی به چشم بیمار نگاه می کند. افتالموسکوپ مجهز به یک صفحه چرخان حاوی لنزها می باشد که با چرخش صفحه مذکور لنز مورد نظر انتخاب شده و عمق و بزرگنمائی مورد نظر تنظیم می گردد. دستگاه افتالموسکوپ در بسیاری از فیلدها کاربرد فراوان دارد مثلاً در تشخیص بیماریهای قلبی_عروقی، دیابت، هماتولوژی، ژنتیک، اعصاب، روماتیسم و ... استفاده می شود. دستگاه افتالموسکوپ نخستین بار توسط دانشمند آلمانی هلمهلتز اختراع گردید. هلم هلتز در سال ۱۸۵۰ افتالموسکوپ را اختراع نمود با استفاده از این دستگاه هلم هلتز توانست داخل شبکیه چشم را مشاهده نماید.

این شماتیک قوانین مربوط به طراحی افتالموسکوپ را نشان می‌دهد. نور قرمز رنگ، نور فوکوس شده از حباب به شبکیهٔ بیمار را نشان می‌دهد. نور آبی، معرف پرتو برگشتی از شبکیه بیمار به چشم آزمایش کننده می باشد.

اصطلاحاً به آینه ۲ طرفه، آینه نیم‌نقره‌ای یا "half silvered mirror" گفته می‌شود و مشابه یک آینه حدود ۵۰% از نور را می‌تاباند.

ترمومتر



در این قسمت ترمومترهای کلینیکی را که دما را از رنج ۴۰- تا ۱۰۰+ درجه سانتی گراد و رنج کاربردی ۳۵ تا ۴۱ درجه سانتی گراد اندازه گیری می کنند، بررسی خواهیم نمود. دستگاههای ترمومتر دماهای بدن را در قسمت زبان ،مقعد و زیر بغل اندازه گیری می‌کنند. این ابزار از دستگاههای اولیه و مهم در مراکز درمانی به شمار می رود انواع الکترونیکی دماسنجها در حال جایگزین شدن به جای انواع جیوه ای می باشند چرا که ترمومترهای جیوه ای به راحتی شکننده بوده و از لحاظ بهداشتی و همچنین به دلیل عدم دقت کافی دارای مشکل می باشند.

ترمومترهای الکترونیکی شامل پروب حسگردما و نمایشگر دیجیتالی یا اندازه گیر آنالوگی می باشند. پروب و اندازه گیر توسط یک کابل به یک قطعه مداری شکل متصل هستند که یک سنسور ترموکوپل یا ترمیستور در پروب باعث تولید سیگنالهای الکتریکی می شوند که از لحاظ دما و تغییرات آن با یکدیگر تفاوت دارند. این سیگنالها به نمایشگر ها منتقل می شوند. ترمیستورها حاوی یک قطعه اکسید فلزی سنگین (معمولاً از جنس منگنز، نیکل، کبالت، آهن یا روی) می باشند.مقاومت این قسمت با افزایش دما کاهش می یابد و بالعکس. با عبور جریان الکتریکی از این مقاومت و خوانش ولتاژ دو سر آن می توان میزان تغییرات دما را خوانش نمود. ترمیستورها دارای زمان پاسخ گویی سریعی بوده و نسبتاً ارزان هستند و دارای ابعاد کوچک و نسبت به تغییرات دما حساس می باشند.

سنسورهای ترموکوپل حاوی دو قطعه فلزی با جنس های مختلف می باشند که یکی معمولاً از جنس مس بوده و دیگری از جنس کنستانتن، (آلیاژ نیکل_مس) می باشد که در دو نقطه به یکدیگر متصل شده اند. در زمانی که اتصالات

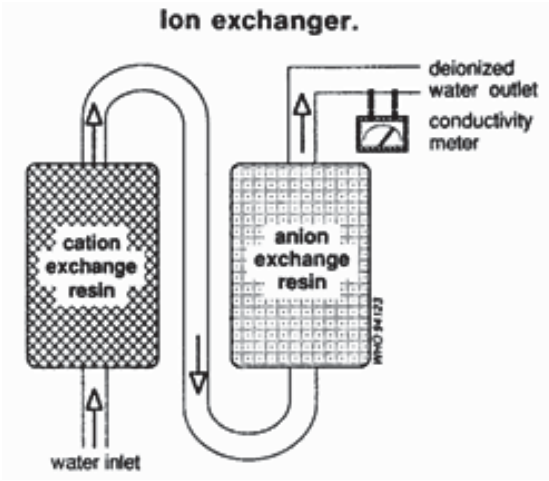
فلزی دارای دماهای مختلفی باشند باعث ایجاد یک ولتاژ متناسب با اختلاف دما می گردند. درترمومترهای الکترونیکی یکی از اتصالات فلزی دردمای ثابت بافت می ماند.(اتصال مرجع) در حالی که اتصال دوم از طریق پروب دمای بدن را نشان می دهد. (اتصال اندازه گیر) این فرآیند باعث ایجاد ولتاژ متناسب با دما خواهد شد. زمان پاسخ دهی برای سیستمهای مختلف به دلیل تفاوت مدارها و پروبها با یکدیگر متفاوت می باشد. سر پروب که معمولاً از بدن بیمار خنک تر است، دمای راه‌انداز و اولیه را ایجاد کرده در اثر موازنه با دمای بدن برحسب مدل عملکرد سیستم، سیگنال را به سیستم نمایشگر ارسال می کند. مد پایدار فضای حالت (steady-state) خروجی های نهایی را پس از مرحله موازنه، تعدیل و نمایش می دهد. مدل پیشگوئی (predictive) مقدار اولیه دما و تغییرات آن را اندازه گرفته و دمای نهایی را بر اساس منحنی های خاص نمایش می دهد. این مدل پایدارتر بوده ولی دقت آن کمتر است ضمن اینکه در مدل predictive نحوه قراردهی و سرعت در کار بسیار مهم است، چرا که دمای اولیه نقش مهمی در عملکرد و نمایش این نوع سیستم دارد. بسیاری از سیستمها دارای هر دو مد کاری هستند و به صورت دستی می توان بین آنها سوئیچ نمود.

با توجه به اختلاف در ابعاد پروبها بعضی از آنها برای بیماران راحت تر می باشند. همچنین کار با تعدادی از آنها راحت تر از بقیه می باشد. بیشتر پروبها که بر روی پوست قرار می گیرند دارای یک سری کوچک می باشند و برای اتصال آنهابه بدن از پلیتهای آغشته به فوم چسبناک استفاده می شود. در مواقعی که پروب برای همه نواحی دهانی، معقدی و زیر بغلی استفاده شود، کاور مربوطه به پروب معقدی با کاور مربوط به پروب دهانی متفاوت خواهد بود. کاورهای جدا شونده، قابلیت ضدعفونی شدن نداشته و برای هر بیمار باید از یک کاور مخصوص به خودش بهره جست. بسیاری از ترمومترها، دارای یک سری مشخصه های الکترونیکی از قبیل سیگنال نشان دهنده اتمام نمایش دما، سوئیچ انتخاب واحد دما بر حسب سلسیوس یا فارنهایت می باشند. ضمن اینکه بیشتر آنها دارای قابلیت کالیبراسیون اتوماتیک هستند. برق ورودی معمولاً توسط باطری تأمین می شود. برحسب نوع دستگاه پیغامهای متفاوتی از قبیل کم بودن باطری، عدم کالیبره بودن پروب، صدمه دیدگی پروب، دمای بدن، تعداد ضربان، عدم تماس صحیح با بدن و فشار خون در خروجی دستگاه نمایش داده می شود.

اشکالات رایج:

۱- استرالیزاسیون سیستم و پروبها توسط اتیلن اکساید صورت می‌گیرد. ترمومترهای یک تکه قابلیت استریلیزاسیون نداشته و خطر آلودگی در آنها زیاد است. در زمانی که بیمار کاور پروب را در طول آزمایش گاز بگیرد ممکن است باعث صدمه دیدن کاور شود. همچنین رطوبت قسمتی از بدن که آزمایش بر روی آن انجام می‌شود در نتیجه دمایی نمایش داده شده، تأثیر می‌گذارد مثلاً معمولاً زیر بغل مکان مناسبی برای اندازه‌گیری به شمار نمی‌آید ولی در مراکز درمانی به این امر توجه چندانی نمی‌شود.

۲- سنسورها به مرور دقت خود را از دست می‌دهند و مدارات مربوط به اندازه‌گیری آن می‌بایست تنظیم و کالیبر گردد.



دستگاههای تخلیص آب

آب خالص و تصفیه شده برای بسیاری از فرآیندهای موجود در آزمایشگاهها و دیگر بخش‌های خدماتی بیمارستان لازم و ضروری است. سطح و میزان لازم تصفیه شدن، بستگی به کاربردی دارد که برای آن، آب ضروری است. به واقع تصفیه‌سازی آب در آماده‌کردن معرف‌های شیمیائی آزمایشگاه پُرهزینه است و در این میان آب ممکن است گران‌ترین و پُرهزینه‌ترین جزء و مؤلفه باشد. از این رو پیش از خرید و نصب یک واحد تصفیه آب، لازم است که سطح و میزان تصفیه مورد نیاز مشخص شود تا از صرف هزینه اضافی و غیرضروری در تولید آبی که خیلی خالص و تصفیه شده است، خودداری شود. همینطور استفاده از آب بسیار خالص و تصفیه شده که برای یک کار مشخص لازم است، در کاربرد دیگری که در آن نیاز به چنین آب بسیار خالص نیست، کاری بی‌فایده و عبث می‌باشد. میزان هزینه تولید آب جهت استاندارد لازم تصفیه و خالص‌سازی، بستگی به میزان خالص بودن ماده اولیه و اصلی یعنی شیر آب دارد. این مسئله ممکن است تا حد زیادی با توجه به حجم و میزان ماده آلی و غیرآلی متغیر باشد. دو روش و تکنیک عمده تصفیه آب وجود دارد: تکنیک کم‌شدن مواد معدنی (Demineralization) و تقطیر (Distillation).

سیستم‌های کم‌شدن مواد معدنی بخصوص برای رفع و از میان برداشتن یون‌های غیرآلی از آب بواسطه استفاده از رزین و صمغ جذب کننده یون مناسب است. این نوع سیستم‌ها را نمی توان به راحتی و سادگی به کار انداخت و نیاز به هیچ ورودی انرژی هم ندارد. اما این قبیل سیستم‌ها، ناخالصی های آلی را از میان نمی برد، تولید کننده آب استریلیزه و سترون شده نیست و ممکن است در معرض آلودگی مربوط به باکتری و بخصوص

در یک محیط گرم باشد. کم‌کننده‌های مواد معدنی شامل یک رزین و صمغ تبادل یون مثبت (کاتیون) غیر قابل حل و یک صمغ تبادل یون منفی (آنیون) است. این صمغ‌ها را می‌توان در برجها و ستون‌های مجزا و یا در یک برج و ستون ترکیبی نگهداری نمود. برای بدست آوردن آب با مواد معدنی کم شده، لوله و شیر آب را از ستون‌های صمغ که به تبادل الکترولیت‌های محلول با یون‌های H^+ و OH^- می‌پردازد. عبور می‌دهند. قابلیت هدایت و رسانایی آب یون‌زدایی شده، را می‌توان با یک اندازه‌گیر مربوط به قابلیت رسانایی که با خروجی سیستم چفت و مناسب شده، سنجید. برحسب غلظت یون، آب جهت اکثر اهداف و مقاصد در آزمایشگاه و بیمارستان، هنگامی که اندازه‌گیر قابلیت هدایت و رسانایی کمتر از ۲۰ میکروزیمنس/متر (µs/m) را نشان می‌دهد، مناسب است. صمغ‌ها را باید بر طبق توصیه‌های تولید کننده، در هنگامی که قابلیت هدایت آب خروجی بیشتر از ۲۰ میکروزیمنس/ متر است، دوباره تولید کرده و یا عوض نمود. صمغ‌های تبادل و کاتیون را می‌توان با اسید هیدروکلریک (HCl) و صمغ‌های آنیون را با محلول هیدروکسید سدیم (NaOH) مجدداً تولید نمود. وقفه‌های زمانی موجود بین تولید مجدد نیز بستگی به کمیت آب مورد استفاده و سنگینی آب دارد. این سنگینی با حجم و میزان کلسیم در آب مرتبط است و ممکن است در قیاس میلی مولکول گرم/لیتر (mmol/l) و یا در مقیاس آلمانی و فرانسوی (°dH) یا (°F) بیان شود. این سنگینی را ممکن است بتوان بصورت شیمیائی و بواسطه عیارسنجی و غلظت‌یابی (تیتراسیون) با یک محلول صابون اندازه‌گیری کرد. (۱میلی مولکول گرم/لیتر = ۹/۶ درجه فانهایت (°F) یا ۵/۴ درجه °dH)

باید به خاطر داشت که آب با سنگینی کمتر از ۰/۸ میلی مولکول گرم/لیتر خورنده و فاسدکننده است و اینکه سنگینی آب در نظر گرفته شده بواسطه یک کم‌کننده مواد معدنی حدود صفر است. از این رو، آب با مواد معدنی کم شده را باید با آبی سنگین‌تر ترکیب نمود، البته در صورتی که بعنوان نمونه با یک دیگ و مولد بخار تغذیه شده است و سیستم لوله‌کشی باید از یک ماده غیرخورنده و فاسدکننده ساخته شود.

مزایا

- به کار گیری و استفاده از این سیستم آسان است.
- نیاز به هیچ گونه ورودی انرژی نمی باشد.
- یک منبع آب تصفیه شده و خالص فوراً فراهم می شود. سیستم کم شدن مواد معدنی بخصوص برای منابع آب با حجم بالایی از یون های غیر آلی مناسب است.

معایب

- در سیستم های با بستر و لایه مرکب و مخلوط، عملکرد بستگی به منبع قابل اطمینانی از کارتریج های تبادل یون که مجدداً قابل تولید نیستند، دارد.
- این سیستم در مقابل آلودگی باکتری

آسیب پذیر است.

- این سیستم آلودگی ها و ناخالصی های آلی را از میان نمی برد.
- چنین سیستمی تولید کننده آب استریلیزه و سترون شده نیست.

لازم است که به نکات ذیل توجه شود تا یک منبع آب کافی و مستمر حفظ شود.

- نیاز برای تولید مجدد صمغ، بستگی به حجم یونی منبع آب دارد.
- صمغ باید بطور مرتب (حداقل روزانه) چک و کنترل شود تا این اطمینان حاصل گردد که اشباع نشده است و هنوز هم در حال تولید آب برای سطح و میزان لازم تصفیه و پاک شدن می باشد. این کار بواسطه اندازه گیری و سنجش قابلیت هدایت و رسانایی الکتریکی آب مورد نظر انجام می گیرد.
- این سیستم را باید گهگاه چک و کنترل نمود تا اطمینان یافت که نشت نمی کند.
- کم کننده های مواد معدنی باید دارای جریان ثابتی از آب باشند که علت آن هم کاهش تشکیل قارچ ها و باکتریهاست. استفاده از آب کلردار می تواند باعث سمی شدن صمغ در دیونیزه کننده و سبب تقص اولیه در کارکرد شود.



تقطیر

آب (برای تقطیر)بواسطه تبخیر و متراکم سازی بخار، خالص و تصفیه می شود. آب مقطر را ممکن است بواسطه تجهیزات تقطیر سازی و معمولی، بر حسب نیاز، با یک مقیاس بزرگ یا کوچک هم تولید نمود. یک آب مقطرگیر دارای بخش های ضروری زیر است:

- ظرف آب (با تغذیه کننده آب)
- وسیله گرم کننده
- سیستم متراکم کننده آب
- مجمع کننده (کلکتور)

این دستگاه ممکن است از شیشه، مس یا فولاد ضد زنگ ساخته شود. دستگاههای پیشرفته تر و پیچیده تر برای مقطر کردن آب، دوبار(یا بیشتر)، جهت کسب آب مقطر با درجه خالصی بیشتر، طراحی می شوند. دستگاههای صنعتی بطور دیگری ساخته می شوند و می توانند تا چند صد لیتر آب مقطر را در هر روز تولید نمایند.

دستگاههای آب مقطر مواد آلی و نیز غیر آلی را از میان می برند. اما آنها لزوماً تولید کننده آب سترون شده نیستند، چرا که هاگ ها (spores) را می توان در دمای ۱۰۰ درجه سانتیگراد تحریک و منتقل نمود. حفظ و نگهداری آنها پُر هزینه است و مستلزم سرد شدن آب و یک منبع انرژی قابل اعتماد می باشد و نبایستی برای تقطیر آب با غلظت نمک زیاد مورد استفاده قرار گیرند. برخی از جنبه های مربوط به ایمنی وجود دارد که باید مورد توجه قرار گیرد تا تولید ایمن، دائم و مستمر آب مقطر تضمین شود:

- یک منبع الکتریسته مناسب (و یا منابع دیگر انرژی) سازگاری و قابل انطباق با نیازهای دیگر تجهیزات که باید در دسترس و موجود باشد.
- نظارت دائمی برای اطمینان از اینکه یک منبع کافی و مناسب از آب سرد کننده وجود دارد، و اینکه ظرف جوشاندن آب خشک نمی شود و دریافت کننده بیش از حد لازم پُر نمی گردد، لازم است. برخی از وسایل و تجهیزات جدید طوری طراحی شده اند که در صورت خشک شدن ظرف جوشاندن آب، جریان الکتریسیته را قطع می کنند.
- از آنجا که پیش از اینکه آب خالص و تصفیه شده تولید شود، تأخیر و تعویقی به ناچار وجود دارد، لذا وسیله مورد نظر را باید از قبل روشن نمود و آماده کرد.
- ظرف جوشاندن آب (وقتی که در ظرف جمع می شود) را باید برای مطمئن شدن از ته نشینی و رسوبات غیر آلی، چک و کنترل نمود و رسوب زدایی کرد. این کار را باید بطور مرتب در نواحی، با آب سنگین انجام داد.
- تمامی ظروف شیشه ای را باید چک کرد تا ترک و شکافی نداشته باشند و بخصوص ظرف جوشاندن را باید کنترل کرد که در صورت بروز ترک بطور بالقوه می تواند خطراتی را به همراه داشته باشد.
- سیستم را باید بطور مرتب و دائمی چک نمود تا مطمئن شد که نشتی ندارد.

مزایا

- این سیستم یا خیلی کم نیاز به پشتیبانی و نگهدار تولید کننده دارد و یا اصلاً نیازی به این امر ندارد.
- دستگاههای آب مقطر، مواد آلی غیر فرار و نیز تمامی موار غیر آلی را از میان بر می دارند.

معایب

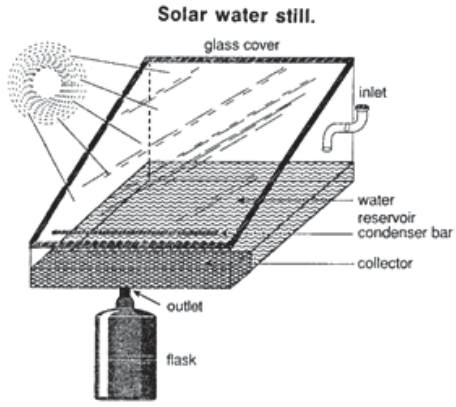
- این سیستم نیاز به نظارت دقیق و از نزدیک دارد مگر اینکه با وسایل ایمنی خود کار و اتوماتیک تنظیم گردد.
- این سیستم به یک منبع آب سرد برای متراکم کننده نیاز دارد (این شیوه ممکن است مشکلی در برخی کشورهای گرم و حاره ای باشد).

- این سیستم به یک منبع انرژی قابل اطمینان نیاز دارد.
- حجم نسبتاً زیاد آب در حال جوش گنجانیده شده در ظرف شیشه‌ای، می‌تواند خطرناک باشد.
- تقطیر ممکن است برای آب با غلظت نمک بالا یا آبی که سنگین است، غیر عملی و غیر کاربردی باشد. در این حالت، ممکن است قبل از تصفیه بواسطه تقطیر، رسوب زدایی توصیه شود.

دستگاههای آب مقطر ساده و معمولی

در محیط آزمایشگاهها، یک دستگاه ساده و معمولی با انرژی خورشیدی را می توان به سادگی در محیط و فضای آزاد بواسطه پوشاندن یک مخزن پلاستیکی تمیز و با یک کادر و پوشش شیشه‌ای زاویه‌دار ساخت، برای این کار معمولاً به محیط و سطح نسبتاً بزرگی نیاز است. آب موجود در ظرف و مخزن بواسطه نور خورشید تبخیر می‌شود و سپس در پوشش شیشه‌ای متراکم می‌گردد و قطره قطره به داخل یک جمع کننده آب قرار داده شده در قسمت انتهایی کاور و پوشش می‌ریزد. از آنجا آب مقطر از میان یک خروجی قطره قطره به داخل یک بطری شیشه‌ای که در زیر وسیله جمع کنندگی قرار گرفته، می ریزد. بسته به شرایط آب و هوایی، ۷-۲ لیتر از آب مقطر با یک قابلیت هدایت و رسانایی ۶۰-۳۰ میکروزیمنس را می‌توان بطور روزانه از یک دستگاه خورشیدی با مساحت ۱ متر مربع تولید کرد و بوجود آورد.

فیلترهای آب



بسیاری از میکروب‌ها و موجودات ریز ذره‌بینی و میکروسکوپیک را می‌توان بواسطه عبور آنها از میان یک فیلتر با اندازه منفذ و روزنه کمتر از ۰/۷۵ میکرومتر (μm) از آب جدا و رفع کرد. اما این فیلترها موجودات بسیار ریزی همچون ویروس‌ها را نمی‌توانند دفع کرده و از داخل آب جدا کنند. آب تولید شده دارای همان غلظت نمکی است که قبل از فیلترگذاری بوده است و لذا اگر غلظت نمک منبع آب موجود بالا باشد، استفاده از آب باران به هنگام آماده‌کردن آب تمیز برای تحقیقات آزمایشگاهی ترجیح داده می‌شود. از انواع فیلترهای یاد شده در زیر استفاده می‌شود.

- فیلترهای نسوز و آزبست (Asbestos filters)
- فیلترهای سفالی (Earthen wave filters)

- فیلترهای شیشه‌ای متراکم و یک تکه‌ای (Sintered glass filters)
- فیلترهای با لایه و قشر سلولزی (Cellulose membrane filters)

به دلیل وجود منافذ و روزنه‌های بسیار کوچک این فیلترها، آب به آرامی و کندی از میان آنها عبور می‌کند. جریان آب را می‌توان بواسطه به کارگیری فشار یا مکش آب از میان فیلتر تسریع نمود.

به کارگیری و نگهداری آب مقطر و آب دیونیزه شده

آب مقطر و آب دیونیزه شده (یون زدایی شده) را می توان به سادگی باز هم بواسطه مواد آلی و میکروب‌ها و موجودات میکروسکوپیک که از مخزن و ظرف مواد به داخل آب ممکن است قلیاشویی و شستشو شود، آلوده و ناخالص نمود. هرچه میزان خالص بودن آب بیشتر باشد، به همان اندازه هم باید نسبت به ذخیره و نگهداری مناسب، دقت بیشتری کرد. از ظروف و مخازن فلزی یا شیشه‌ای نباید برای ذخیره و نگهداری آب مقطر استفاده کرد. چرا که یون‌هایی همچون سیلیسیوم، منیزیم، آهن و سرب از ظرف ها شسته می شوند. ظروف و مخازن تمیز از جنس پلی اتیلن، پلی پروپلین و یا پلی ترافلوئورواتیلن برای ذخیره و نگهداری آب مقطر و آب حاوی مواد معدنی کم در طی مدت زمان طولانی مناسب است.

دستگاه ساکشن(اسپیراتور)

ساکشن امروزه به عنوان یک دستگاه ضروری در بخشهای مختلف هر بیمارستان و یا مراکز درمانی مورد استفاده قرار می گیرد. از جمله کاربردهای دستگاه می توان موارد زیر را نام برد:

۱- مهمترین و حیاتی ترین مورد استفاده دستگاه در بیرون آوردن خلطها، خون و مایعات اضافی داخل دهان می باشد که باعث می شوند عمل تنفس مختل شود. مثلاً در هنگام تصادف اگر مصدوم دچار خونریزی در قسمت نای شود. از این دستگاه برای جلوگیری از خفگی استفاده می شود.

۲- ایجاد فضای مناسب برای سهولت کار جراح در اعمال جراحی.

۳- انواع دیگر ساکشن در دندانپزشکی مورد استفاده قرار می گیرد که مایعات داخل دهان را بیرون می کشد.

انواع ساکشن

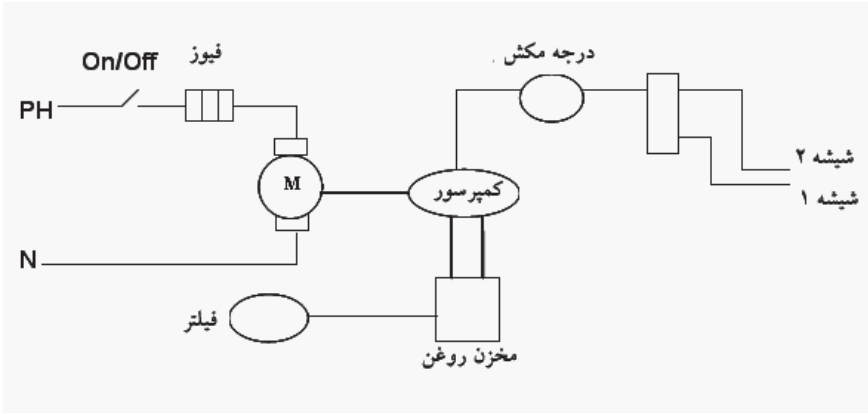
۱- ساکشن تلمبه ای، دستی یا پایی که فاقد سیستم موتوری می باشد.

۲- ساکشن پرتابل دارای شارژ که در خودرو ، آمبولانس نصب می شود و قابل انتقال و جابجایی است.

۳- ساکشن های متحرک در واحدهای درمانی.

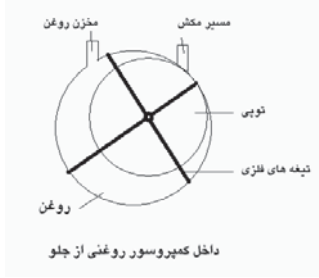
۴- ساکشن های متصل به یونیتهای دندانپزشکی.

امروزه از ساکشن های پیشرفته که دارای سنسور و دوربین هستند استفاده می شود که از آن طریق می توان جایی را که دستگاه آسپیره می کند دید. بلوک دیاگرام کلی دستگاه بصورت زیر است :



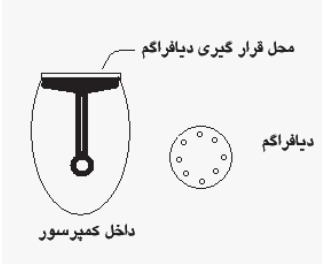
بلوک دیاگرام کلی ساکشن

عمل مکش در دستگاه ساکشن توسط کمپرسور ایجاد می شود که کمپرسورهایی که در ساکشن ها استفاده می شوند خود به سه نوع تقسیم می شود. ۱- روغنی ۲- دیافراگمی ۳-سوپاپی

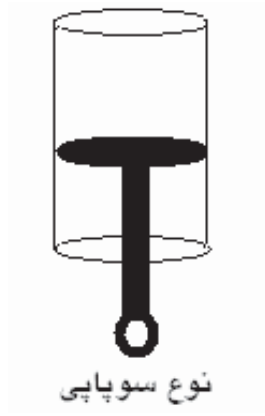


در نوع روغنی موتور توسط یک شفت به کمپرسور متصل می باشد. شفت به یک توپی که دارای شیارهایی است در انتها متصل می باشد. در داخل این شیارها، تیغه هایی از جنس فلز و یا زغال قرار می گیرد. شفت دارای عملکردی به صورت میل لنگ می باشد. این حرکت موجب شده تا خلاء به وجود آمده و ایجاد خلاء نیز موجب ایجاد مکش می گردد. این مکش از طریق فیلتر خارج می گردد. نقش روغن آب بندی وهمچنین روغن کاری جهت روانی کار می باشد. کمبود روغن یا کثیفی زیاد آن موجب کاهش مکش می شود.

همچنین فیلترها نیز از اهمیت ویژه ای برخوردارند و اگر کثیف شوند بازدهی دستگاه را به طور محسوسی پایین می آورند.



در نوع دیافراگمی از مخزن روغن خبری نیست و انجام مکش توسط یک دیافراگم لاستیکی که به یک سوپاپ از یک طرف و با یک شفت که به موتور متصل بوده از طرف دیگر وصل می باشد با بالا و پایین رفتن این دیافراگم، درهنگام پایین آمدن مکش به وجود می آورد.


نوع سوپاپی

در نوع سوپاپی نیز عمل ایجاد مکش، توسط پیستونی که در یک محفظه استوانه ای شکل فلزی بالا و پایین حرکت می کند، ایجاد می گردد.

ساکشن دارای یک یا دو مخزن شیشه ای برای جمع آوری مایعات کشیده شده می باشد. جهت تشخیص پر شدن مخزنها از یک سنسور سطح مایع در این دستگاه استفاده شده است. دستگاه همچنین دارای یک گیج فشار جهت نمایش میزان وکیوم و همچنین یک پیچ تنظیم میزان مکش می باشد.

مهمترین مسائلی که در رابطه با یک دستگاه می بایست رعایت کرد به قرار زیر است.:

۱- در کمپرسورهای روغنی، مخزن روغن حتماً باید تا دو سوم آن پر باشد.
۲- شیشه ها نباید بیشتر از حد تعیین شده پر شوند.
۳- درب شیشه ها و یاخود شیشه ها نباید دچار شکستگی باشند و در صورت بروز این مشکل می بایست تعویض گردند.
۴- فیلترهای دستگاه حتماً باید تمیز باشند.
۵- شیلنگهای رابط مورد استفاده حتماً باید دارای بست باشد.

معایبی که برای این دستگاه در مراکز درمانی ایجاد می شود:

۱- بیشترین ایرادی که برای این دستگاه ایجاد می شود ناشی از بی دقتی و بی‌توجهی کار بر در هنگام استفاده از دستگاه می باشد که به دلیل عدم دقت، شیشه های جمع کننده پر شده و مایع به داخل کمپرسور راه می یابد و به مرور زمان باعث ایجاد زنگ در کمپرسور و چسبیدن توپی به بدنه می گردد.
۲- کمبود روغن درکمپرسور های نوع روغنی
۳- پارگی و یا سوراخ شدن دیافراگم در کمپرسورهای نوع دیافراگمی
۴- شکستن بازوی پیستون در کمپرسورهای سوپاپی
۵- پارگی یا سوراخ شدن شیلنگها
۶- خرابی پیچ تنظیم فشار یاخرابی گیج نمایش فشار وکیوم
۷- اشکالات مربوط به موتور شامل ضعیف شدن خازن راه انداز شل شدن ترمینال موتور ویا قطع سیم های رابط یا سوختن موتور
۸- خرابی کلید خاموش و روشن و سوختن فیوز

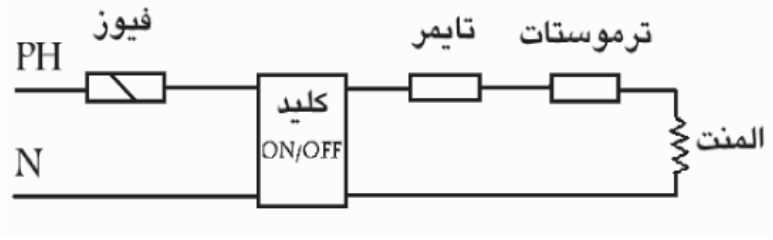
فـــــور

یکی از دستگاههای استریل نمودن لوازم که در مراکز درمانی مورد استفاده قرار می‌گیرد فور بوده که این دستگاه با ایجاد گرمای خشک در یک محفظهٔ بسته برای مدت زمانی معین موجب استریل شدن لوازم می‌گردد. استفاده از این دستگاه امروزه مختص به آزمایشگاهها شده و استفاده از آن جهت استریلیزاسیون در مراکز دندانپزشکی ممنوع گردیده است.

اساس کار دستگاه به صورت زیر می‌باشد:

پس از روشن نمودن کلید ON/Off (خاموش و روشن) و راه اندازی تایمر و ترموستات، جریان ورودی از المنت که مقاومتی با توان مصرفی بالاست، عبور نموده و در نتیجهٔ اتلاف انرژی الکتریکی روی مقاومت و تبدیل به انرژی حرارتی موجب گرم شدن بدنه‌ای که المنت دور تا دور آن قرار گرفته می‌شود. این افزایش حرارت تا زمانی که توسط کاربرد به وسیلهٔ تایمر مشخص شده یا ترموستات از ادامهٔ آن جلوگیری می‌نماید، ادامه خواهد یافت.

نمودار کلی مدار دستگاه فور به صورت زیر می باشد.



دستگاه با برق ورودی ۲۲۰ ولت (برق شهر) راه‌اندازی می‌گردد و درآن نمایشگرهای نورانی(LED) جهت نشان دادن وضعیت دستگاه،تعبیه شده است. در دستگاههای جدیدتر از یک سنسور دما که در داخل محفظه استریل قرار گرفته و ارتباط آن با برد و نمایشگر خارجی، دمای داخل محفظه نمایش داده می‌شود.

معمولترین اشکالاتی که برای یک فور به وجود می‌آید به قرار زیر می‌باشد:

- خرابی تایمر
- سوختن المنت
- از کار افتادن ترموستات
- قطع مسیرهای ارتباطی الکتریکی و الکترونیکی
- خرابی کلید ON/Off
- سوختن فیوز

که در تمامی موارد فوق با جایگزینی قطعه معیوب، دستگاه مجدداً راه‌اندازی می‌گردد.

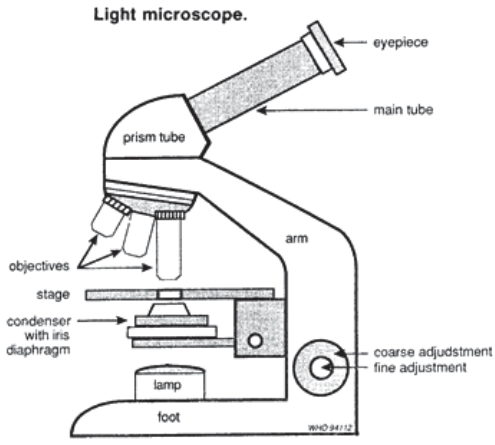
میکروسکوپ‌ها (Microscopes)

میکروسکوپ‌های نوری

میکروسکوپ‌های نوری، نخستین میکروسکوپ‌هایی هستند که در قرن نوزدهم میلادی توسط رابرت هوک و آنتوان وان لیوونهوک ساخته شده و علیرغم پیشرفت‌های زیادی که در زمینه تکامل آنها صورت پذیرفته است، اصول اولیه کار آنها چندان تفاوتی با میکروسکوپ‌های اولیه ندارد .

اساس عملکرد دستگاه

در ساختار یک میکروسکوپ نوری، ۳ عدسی وجود دارد .عدسی اول که به آن کندانسور نیز می گویند ، در زیر نمونه قرار داشته ،نور ساطع شده از لامپ را روی نمونه مورد نظرمتمرکز می کند. عدسی دوم که نمونه مورد نظر در زیر آن قرار می گیرد را عدسی شیئی و عدسی نزدیک به چشم را عدسی چشمی می نامند . دو عدسی اخیر از نوع عدسیهای همگرا (محدب) هستند . ابتدا نمونه در زیر عدسی شیئی قرار گرفته، سپس با تغییر فاصله بین عدسی شیئی و نمونه، میکروسکوپ تنظیم می شود. نور از چراغی که در پایین میکروسکوپ (یا آینه منعکس کننده نور) قرار دارد به وسیله



کندانسور (جمع کننده یا عدسی متراکم کننده)در سطح نمونه متمرکز می شود . بخشی از این نور که از لامپ ساطع شده وروی نمونه متمرکز گردیده است، جذب نمونه شده و مقداری از آن از شیئی مورد نظر می‌گذرد. نور عبوری توسط عدسی شیئی جمع‌آوری و در سطح کانونی آن متمرکز می گردد و به این ترتیب، تصویری بزرگتر از نمونه حاصل می‌آید تصویر حاصله که در کانون عدسی شیئی قرار دارد، در حکم شیئی یا نمونه مجازی برای عدسی چشمی است. بنابراین ، تصویر بار دیگر توسط عدسی چشمی بزرگ می‌شود اما چون کانون عدسی چشمی در پشت چشم بیننده می افتد لذا ما تصویری مجازی را می‌بینیم که بارها بزرگتر از نمونه است. لازم به یادآوری است که معمولاً در بخش عدسی شیئی از چند عدسی با قدرت‌های متفاوت استفاده می‌شود که هر یک از قدرت بزرگنمایی خاصی برخوردارند بنابراین هر نمونه، دو بار توسط میکروسکوپ نوری بزرگ شده‌اند لذا بزرگنمایی نهایی حاصل ضرب بزرگنمایی‌های دو عدسی است.

= بزرگنمایی نهایی یا کلی میکروسکوپ

بزرگنمایی عدسی شیئی× بزرگنمایی عدسی چشمی

بزرگنمایی

غالباً در پاسخ به این پرسش که چرا میکروسکوپ اشیاء را بزرگتر می کند این موضوع مطرح می شود که میکروسکوپ مسیر پرتوها را به طرز خاصی تغییر می دهد اما این پاسخ دقیق نیست. بزرگنمایی میکروسکوپ از آن جهت نیست که این دستگاه اشیاء را بزرگتر نشان می دهد. بلکه به این خاطر است که قطر ظاهری اشیاء را بزرگتر می سازد و به این ترتیب تصویر سطح بیشتری از شبکیه چشم را اشغال می نماید.

چشم انسان خاصیتی دارد و آن این است که شیء یا قسمتی از شیء را که چشم سالم تحت زاویه کمتر از یک دقیقه مشاهده می نماید. آن را چون نقطه ای فاقد شکل یا ابعاد می بیند. لذا زمانی که شیء آنقدر دور یا کوچک است که تمام یا قسمتی از آن تحت زاویه کمتر از یک دقیقه مشاهده می شود ما نمی توانیم جزئیاتش را از هم تمیز دهیم. علت آن است این تصویر که تحت زاویه یک دقیقه رویت می شود تنها قادر است تا یک سلول حساس بینایی را تحریک نماید و در نتیجه ما آن را تنها در غالب یک نقطه می بینیم.

میکروسکوپ و تلسکوپ جهت پرتوهای صادره از شیء مورد نظر را تغییر داده و در نتیجه آن را با قطر ظاهری بزرگتر عرضه می نمایند. تصویر در داخل چشم بر روی سلولهای بینایی بیشتری می گسترد. بنابراین ما می توانیم جزئیاتی را که قبلاً با هم مخلوط شده و به صورت نقطه ای درآمده بود از یکدیگر جدا کنیم. به عبارت دیگر زمانی که درشت نمایی یک میکروسکوپ ۱۰۰ است یعنی این دستگاه قادر است تا قطر ظاهری جسم را صد بار بزرگتر از قطر ظاهری همان جسم در حالت عادی نماید. خلاصه کلام اینکه میکروسکوپ تصویر جسم را روی شبکیه بزرگ می کند نه خود آن را. از مهمترین ویژگی های عدسی میکروسکوپ قدرت جداسازی، یعنی

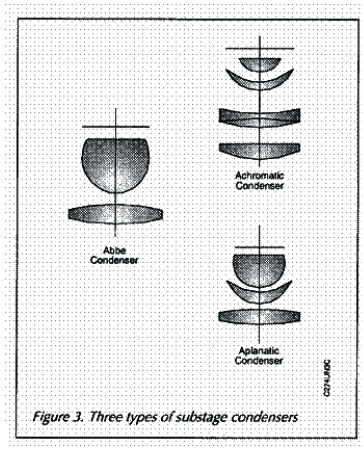


Figure 3. Three types of substage condensers

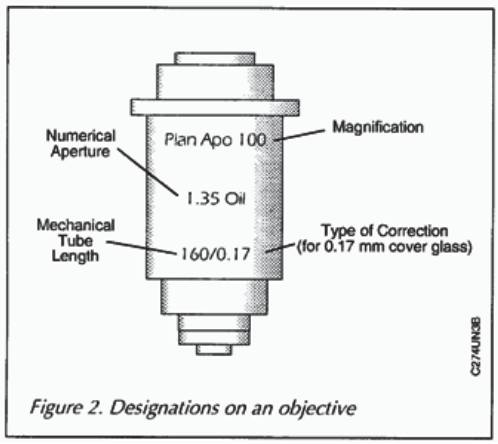


Figure 2. Designations on an objective

توانایی تشخیص میان دو نقطه نزدیک بهم است.

قدرت جدا سازی (تفکیک)

قدرت جدا سازی یک میکروسکوپ در عمل نمایانگر کوچکترین جسم قابل رویت توسط آن میکروسکوپ بوده و هر چه میزان آن بیشتر باشد یعنی قابلیت رویت اجسام کوچکتر با میکروسکوپ افزایش می یابد. قدرت جداسازی میکروسکوپ معمولاً با حد تفکیک (R) مشخص می‌شود. حد تفکیک مساوی است با نزدیکترین فاصله بین دو جسم به شکلی که هر یک به صورت مجزا قابل رؤیت باشند. اصولاً حد تفکیک (R) اغلب میکروسکوپ‌های نوری کمتر از ۵۰۰nm نیست. لذا اشیای کوچکتر از ۵۰۰nm به وسیله آنها قابل رؤیت نیستند. و این در حالی است که کمترین مقدار ممکن R در بهترین میکروسکوپ‌های نوری به حدود ۲۰۰nm می‌رسد.

به این ترتیب رؤیت سلولهای گیاهی و جانوری و باکتریها و نیز تفکیک انواع سلول ها مثلاً گلبولهای قرمز و یا سفید خون، فیبروپلاست‌ها و سلول‌های پوششی با میکروسکوپ نوری امکان‌پذیر است. ویروس‌ها و سلول‌های پوششی یا میکروسکوپ نوری امکانپذیر است. ویروس‌ها، ریبوزوم‌ها ۱۰۰nm، پروتئین‌های کروی ۱۰nm، مولکولهای کوچک ۱nm و اتم‌ها ۱A با میکروسکوپ الکترونی قابل مشاهده بوده، در حالی که توسط میکروسکوپ نوری قابل رؤیت نمی‌باشند.

ساختمان میکروسکوپ

میکروسکوپ‌ها انواع متعددی دارند. معهذا تمامی انواع میکروسکوپ‌ها از بخش های مشترکی

تشکیل می شود در ذیل به این قسمت‌ها اشاره ای خواهیم کرد.

۱- بدنه BODY بخشی است که تمامی اجزاء میکروسکوپ روی آن سوار می‌گردند. بدنه عموماً از فلزات سخت تهیه می شود. این فلزات معمولاً خشک بوده و یا از جنس آلیاژهایی هستند که در عین سختی، وزنی متعادل دارند و قادر به تحمل وزن سایر اجزا و متعلقات دستگاه هستند. این موضوع سبب می گردد تا سیستم های نوری به صورت ثابت قرار گرفته و دچار لرزش نگردند. بعلاوه بدنه از رنگ کوره ای که نسبت به محلول های مختلف و مواد خورنده مقاوم است پوشیده شده است.

۲- بخش های مکانیکی(mechanical parts) جدا از بدنه دستگاه و قطعات اپتیکی آن اجزا و متعلقاتی در هر میکروسکوپ وجود دارد که به نوبه خود از اهمیت خاصی برخوردارند و مهمترین این اجزا عبارتند از:

۱) راس دو چشمی یا تک چشمی (Uniocular /Binocular head)

این بخش که روی قسمت بالایی دستگاه قرار دارد از حرکت دورانی ۳۶۰ درجه برخوردار بوده و محل نصب عدسی های چشمی است.

۲) ماکرو/ میکرومتر (Macro/Micrometer)

ماکرومتر و میکرومتر دو بخش مهم در تنظیم صفحه میکروسکوپ به شمار می‌آیند. این دو بخش به صورت مجزا یا متحد در کنار هم قرار داشته و به وسیله آنها صفحه میکروسکوپ را به بالا و پایین به طور سریع حرکت می‌دهند. بعلاوه نگهدارنده اسلاید روی صفحه میکروسکوپ که روی بدنه نصب شده است قرار داشته و محل اسلاید را تغییر می دهد.

۳) صفحه میکروسکوپ: این بخش که به صورت مربع یا مستطیل است توسط چهار پیچ روی بدنه میکروسکوپ نصب می گردد. روزنه مخصوصی که در وسط این صفحه تعبیه گردیده امکان عبور نور را مهیا می سازد به علاوه سیستم متحرک نگهدارنده اسلاید نیز روی آن قرار دارد.

٤) کندانسور(condenser): این وسیله که در زیر صفحه واقع شده است. با حرکت عمودی خود به تنظیم و تمرکز نور کمک می کند. این بخش واجد یک عدسی است که نور را که از قسمت زیر می تابد، روی اسلاید متمرکز می سازد. کندانسور انواع مختلفی دارد که از آن جمله می توان به کندانسورهای polarization , dark field و .... اشاره نمود.

۵) منبع نور: منبع نور در زیر کندانسور

قرار می‌گیرد. معمولاً نور به دو طریق مستقیم و غیرمستقیم تدارک دیده می‌شود.

الف) نور مستقیم یک منبع نوری الکتریکی (لامپ) عامل مولد نور محسوب می گردد . با تغییر شدت نور ساطع شده از این لامپ و نیز جابجایی آن می توان اشعه را روی کندانسور متمرکز نمود.

ب) نور غیر مستقیم: منبع غیرمستقیم حاصل انعکاس نور لامپ ازروی یک آینه محدب است که بر روی کندانسور متمرکز می گردد. عموماً فاصله کانونی طوری در نظر گرفته می شود که کانون (نقطه F) درداخل عدسی کندانسور واقع می گردد.

٦) سیستم عدسی‌ها (اپتیک) شامل عدسی‌های شیئ (Objectives) و چشمی (ocular) است. در واقع این بخش اساس بزرگنمایی میکروسکوپ‌ها راتشکیل می دهد. عدسی‌های شیئی بسیار کوچک بوده و از کریستال های خاص تهیه می شوند.

اصولاً این عدسی‌ها در دو نوع ۱) مسطح بدون رنگ (plan achromat) و۲) نیمه مسطح (semi plan) وجود دارند. درعدسی های نوع اول میدان دید یکنواخت و گسترده است. درحالیکه درعدسی‌های نیمه مسطح تنها یک بخش خاص قابل رؤیت می‌باشد. عدسی‌های شیئی مورد استفاده در میکروسکوپ‌ها به صورت معمول در چهار اندازه بزرگنمایی ۴،۱۰،۴۰و۱۰۰ وجود دارند.

عدسی های چشمی معمولاً ۲ عدد هستند که در داخل یک استوانه استیل نصب شده اند. بزرگنمایی عدسی های چشمی متنوع و قابل انتخاب است. لذا با انتخاب عدسی های شیئی و چشمی موردنظر می توان به بزرگنمایی مورد انتظار دست یافت.

میکروسکوپ نوری

میکروسکوپ نوری (Light Microscope) دارای انواع متعدد دیگری است. این انواع عبارتند از:

الف) میکروسکوپ فلوئورسنت (Fluorescent Microscope)

ب) میکروسکوپ اختلاف فاز (Phase Contrast Microscope)

ج) میکروسکوپ تداخلی (Interference Microscope)

د) میکروسکوپ زمینه سیاه (Dark field Microscope)

حال به اختصار به توصیف هر یک از موارد فوق خواهیم پرداخت.

الف) میکروسکوپ فلوئورسنت

فلوئورسانس پدیده ای است که در آن ماده فلوئورسنت نور را در طول موج خاصی جذب و آن

را در طول موج بلندتری در طیف مرئی تابش می کند. به عنوان مثال ردامین و فلوئورسین دو نوع از رنگ های معمولی فلوئورسنت هستند که به ترتیب نور قرمز و سبز را از خود ساطع می‌نمایند. برای مشاهده نمونه در زیر میکروسکوپ فلوئورسنت، ابتدا بخش ها یا مولکول های ویژه داخل سلول رابا مواد فلوئورسانس رنگ آمیزی می کنند. در این روش که عموماً در مورد پروتئین های خاصی به کار می رود، با استفاده از آنتی بادی اختصاصی ضد پروتئین مورد نظر به اضافه مواد فلوئورسانس رنگ آمیزی می شوند.

قابل ذکر است که استفاده از پادتن ضد پروتئینی مورد نظر گرچه از حذف آن در اثر شستشو جلوگیری می کند، لیکن به علت بی رنگی اثر و نشانی بر جای نمی گذارد. به همین جهت، پادتن موردنظر را با رنگ فلوئورسنت خاصی رنگ آمیزی می کنند تا در زیر میکروسکوپ فلوئورسنت قابل ردیابی باشد. به عنوان مثال برای رنگ آمیزی پروتئین های رشته ای اکتین از رنگ ردامین که اختصاصاً در رنگ آمیزی بافتهای حاوی این پروتئین به کار می رود استفاده می شود. ردامین مستقیماً قادر به رنگ آمیزی فیبرهای اکتین نیست اما می تواند جذب پادتن ضد اکتین شود. به همین جهت در زمان رنگ آمیزی اکتین از پادتن های ضد پروتئینی مورد بحث به همراه مواد فلوئورسانس استفاده می شود.

نحوه عملکرد میکروسکوپ فلوئورسنت

میکروسکوپ فلوئورسنت نوعی میکروسکوپ نوری است لذا ساختاری مشابه میکروسکوپ نوری دارد. با این تفاوت که در ساختار آن ۲ فیلتر تعبیه شده است.

۱- فیلتری که بین نور و نمونه قرار داشته و فقط به امواج قابل جذب توسط ماده فلوئورسنت اجازه عبور می دهد.

۲- فیلتر دوم، فیلتری است که بین نمونه و عدسی چشمی قرار داشته و تنها به امواج ساطع از ماده فلوئورسنت اجازه عبور می دهد.

به این ترتیب، تصویری که میکروسکوپ فلوئورسنت دیده می شود، حاصل نور تابیده از نمونه است.

ب) میکروسکوپ های اختلاف فاز، تداخلی و زمینه سایه

تمامی این میکروسکوپ‌ها، جزء میکروسکوپ‌های نوری هستند. در موارد قبلی باید سلول ها یا بافت ها تثبیت شده و از وضعیت دینامیک خارج می شدند و سپس مورد بررسی قرار می گرفتند به عبارت دیگر سلول ها پس از مرگ مورد بررسی قرار می گرفتند. اما بررسی برخی از فرآیندهای حیاتی سلول ازجمله تقسیم میتوز نیازمند آن است که به صورت زنده مورد بررسی قرار گرفته و توالی جریانات درون سلول مرود مطالعه قرار گیرد. در چنین مواردی از ۳ گروه میکروسکوپ های اختلاف فاز، تداخلی و زمینه سیاه استفاده می شود. مورد آخر خصوصاً برای بررسی حرکت باکتری ها از جلمه اسپیرکت ها (ترپونما پالیدوم عامل مولد بیماری سیفلیس) و

اسپریل ها استفاده می شود.

تمامی این میکروسکوپ ها، ۲ وجه مشترک دارند:

۱- همگی این نوع میکروسکوپ های نوری هستند.

۲- همگی تباینی بین اجزاء سلول ایجاد می کنند که منجر به مشاهده سلولهای زنده می شود. امروزه به بسیاری از میکروسکوپ ها دستگاههای دیگری اضافه شده که منجر به افزایش توانایی آنها می شود.

مشکلات گزارش شده

حباب های هوای غوطه ور و گردوخاک، روغن و اثرات انگشت روی سطح یک عدسی شیئی یا ترکیب چشمی می تواندتصاویر را از شکل طبیعی خارج سازد. همچنین استفاده از حلال های نادرست می تواند عناصر لنز را از هم گسیخته و پاک کردن با وسایل و یاحلال های نادرست می تواند گردوخاک را جایگزین و خاک بیشتری نماید. برای اصلاح عدم انطباق های کانونی، تجهیزات باید به طور صحیحی مورد استفاده قرار گیرد. استفاده از عدسی های محافظ باضخامت غلط موجب عدم انطباق می گردد، اگر چه این موضوع را می توان به وسیله تنظیم طول لوله مکانیکی جبران نمود. تنظیم وتمرکز نادرست و بازکردن دایره تابناک دیافراگم به تشکیل تصاویر اشتباه منجر می گردد. ارتعاشات وارده به اجزای میکروسکوپ باعث مشکلاتی در ریزنگاری نوری می گردد. اما این مشکل را می توان با استفاده از سکو یامیزهای ضدارتعاش به حداقل رساند. در میکروسکوپ های فلوئورسنت باید مراقبت ویژه ای به عمل آورد. دایره ای که به وسیله نور ماورای بنفش درخشان گردیده است. را هیچگاه نباید بدون فیلتر (صافی) مانع در محل مشاهده نمود. چرا که صدمه دائمی چشم ممکن است پدید آید.

میکروسکوپ های الکترونی (Electronic microscopes)

قدرت جداسازی (میزان بزرگنمایی) تمامی میکروسکوپ‌ها که در قالب متغیر حد تفکیک (R) بیان می شود به طول موج نوری بستگی دارد که به نمونه می تابد. در واقع بین R و طول موج نور رابطه مستقیمی برقرار است.یعنی هر چه طول موج تابشی کوچکتر باشد، R کوچکتر و قدرت جداسازی بیشتر است.

اساس عملکرد میکروسکوپ نوری بر پایه نوری است که به صورت طول موج مرئی به جسم می تابد اما در میکروسکوپ الکترونی به جای استفاده از امواج نور مرئی از امواج الکترونی استفاده می شود. الکترونها ذراتی کوچک (PARTICLES) هستند اما شبیه امواج حرکت می کنند. میکروسکوپ الکترونی بر اساس شتاب دادن به جریان رشته الکترون هایی که طول موج حدود ۰/۰۰۵ نانومتر دارند، بنا شده است عدسی های شیشه ای که در میکروسکوپ نوری به کار می روند، قدرت متمرکز نمودن الکترون ها را در

یک نقطه ندارند. لذا این کار با استفاده از میدان های مغناطیسی صورت می گیرد. اصطلاحاً به میدان های مذکور، عدسی گفته می شود.

طول موج مرئی بین ۸۰۰-۳۰۰ نانومتر (بهترین قدرت جداسازی میکروسکوپ‌های نوری ۲۰۰nm است) بوده اما در شرایط مناسب طول موج الکترون ها به ۵۰۰nm می‌رسد یعنی طول امواج ساطع از الکترون ها ۱۰۰/۰۰۰ برابر کوتاهتر از طول موج نورمرئی است.

از نظر تئوری، بهترین R (حد تفکیک) ممکن برای طول موج الکترونی ۰/۰۰۵ نانومتر در حد ۰/۰۰۲نانومتر است اما از نظر عملی، محدودیت هایی در این زمینه وجود دارد (مثلاً شباهت اجزاء مختلف سلول یکی از آنهاست) که سبب می شود تا دقت به این حد نرسد.R برای مولکول‌های تخلیص شده زیستی حدود ۰/۱ نانومتر و برای سلول‌ها حدود ۲ نانومتر است. پس دست کم، حد تفکیک میکروسکوپ های الکترونی ۱۰۰برابر بهترین میکروسکوپ نوری است.

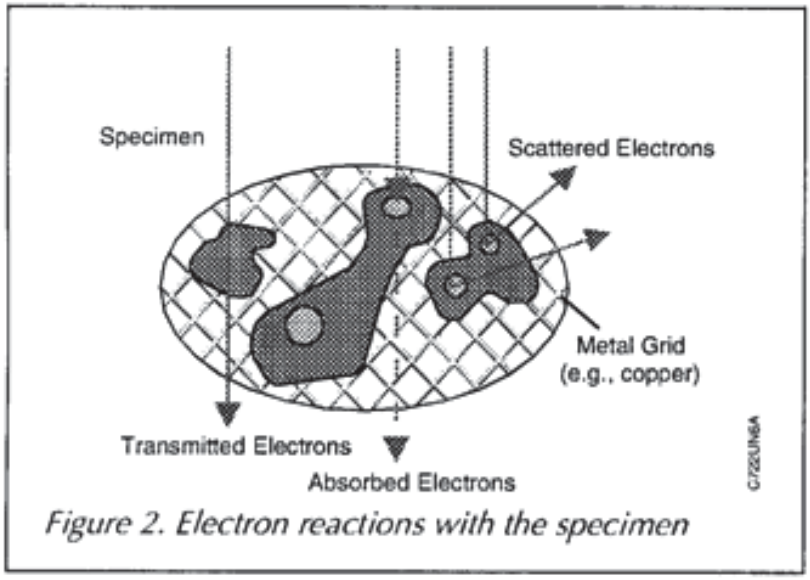


Figure 2. Electron reactions with the specimen

لامپهای UV و فتوتراپی



توسط تابش ماوراءبنفش می‌توان میزان تمرکز کلونی‌های هوازی را که در آن میکروارگانیسمها زندگی می‌کنند، کاهش داد. همچنین تابش uv موجب جلوگیری از رشد باکتری بیماری سل می‌گردد. بنابراین از این طیف امواج می‌توان در کاربردهای مختلف سود جست مثلاً در مراکز مختلف برای ضدعفونی هوای داخل یک مکان عمومی یا استریلیزاسیون مکانها و وسایل که البته این امر با تابش متمرکزتر صورت می پذیرد.

تابش‌های uv بخشی از امواج الکترومغناطیس بوده که طول موجی در حدود ۴۰۰-۱۰۰ nm دارند که در این رنج به سه زیر مجموعه تقسیم می گردند و هر کدام مورد استفاده خاص خود را خواهند داشت.

UV-A	۳۲۰ - ۴۰۰nm	داری طول موج
UV-B	۲۹۰ - ۳۲۰nm	داری طول موج
UV-C	۱۰۰ - ۲۹۰nm	داری طول موج

موثرترین طیف از بین این سه جهت موارد استریلیزاسیون uv-c است که بیشترین اثر بخشی را در ۲۵۳/۷ nm دارا می‌باشد این طول موج،موجب کشتن میکروارگانیسم‌ها از قبیل باسیلهای سل به واسطه شکست و تخریب DNA ی آنها می گردد. از دیگر موارد استفاده از امواج ماوراءبنفش، فتوتراپی بوده که جهت درمان هپاتیت نوع A (زردی) در نوزادان از آن بهره می‌جویند که در این مورد از تابشهایی با طول موج ۴۷۰-۴۳۰ nm استفاده می‌نمایند.

نکته قابل توجه این است که این طیف امواج بر روی شبکیه چشم انسان اثرات منفی باقی می‌گذارد و می‌بایست از تابش مستقیم آن

به چشم جلوگیری گردد.

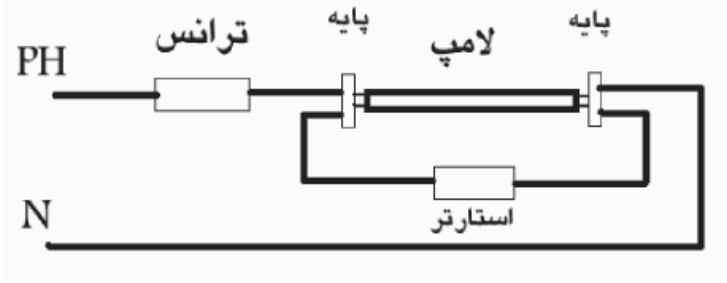
اساس کار:

تابش uv توسط لامپهایی شبیه لامپ مهتابی و مدار راه اندازی مشابه با آن صورت می پذیرد. نحوه کار بدین طریق است که یک تخلیه الکتریکی در تیوب محتوی بخار جیوه صورت پذیرفته و اتمهای جیوه ، انرژی مذکور را جذب کرده و طول موج uv ساتع می نمایند. منبع این شارژ الکترونی، کاتدهای تنگستنی می باشند. عمر مفید لامپ uv حدود ۱۰۰۰۰-۷۵۰۰ ساعت می باشد و فاکتورهایی چون سرما این امر را کاهش می دهند.

اشکالات معمول شامل موارد زیر می گردد.

۱- سوختن لامپ
۲- سوختن فیوز یاخرابی کلید
۳- سوختن استارتر
۴- خرابی پایه هایی که لامپ در آن قرار می گیرد.
۵- سوختن ترانس
۶- قطع مسیرهای الکتریکی ارتباطی

در تمامی موارد فوق تا جایگزینی المان آسیب دیده، وسیله مجدداً راه اندازی خواهد شد.



الکترو کار دیوگراف ECG (ثبت امواج الکتریکی قلب)



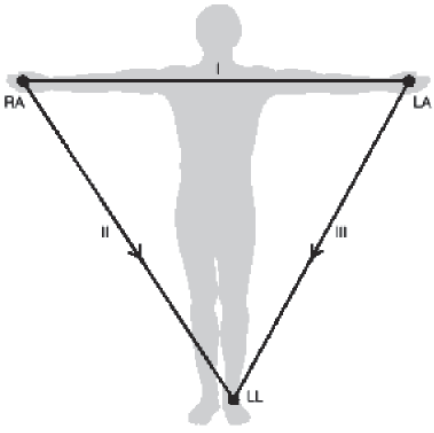
قلب را می توان به عنوان یک تلمبه دو گانه بررسی نمود .این ارگان از چهار حفره تشکیل شده است :دو حفره بالایی، دهلیز های راست و چپ هستند که همزمان منقبض می شوند و دو حفره ی پایین، بطن های راست و چپ می باشند که انقباض آنها نیز همزمان است. دهلیز راست پس از دریافت خون سیاهرگی آن را به بطن راست و بطن نیز آن را به ششها پمپ می کند . اکسیژن گیری خون در ششها صورت می گیرد. سپس خون از ششها وارد دهلیز چپ وبا انقباض آن وارد بطن چپ می شود وبا انقباض بطن چپ به جریان گردش خون عمومی پمپ می گردد. خون پس از عبور از مویرگها وارد دستگاه سیاهرگی شده وبه دهلیز راست باز می گردد. پیامهای الکتریکی فعالیت منظم قلب را کنترل می کند.این پیامها حامل تحریک خود بخودی سلولهای ماهیچه ای خاصی است که در دهلیز راست واقع اند. این سلو لها گره سینوسی_دهلیزی یا (SA node) را تشکیل می دهند که تقریباً ۷۲ بار در دقیقه با فاصله های زمانی منظمی تحریک می شود. اعصاب بیرونی قلب که به نیاز های خونی بدن و سایر محرکها پاسخ می دهند که سرعت تحریک های گره را کم یا زیاد می کنند . پیام الکتریکی گره SA سبب غیر قطبی شدن اعصاب و ماهیچه های دهلیز ها می شود. با انقباض دهلیز ها خون به درون بطنها تلمبه شده و در نتیجه دهلیز ها مجددا

قطبی می گردند. با عبور پیامها ی الکتریکی از گره دهلیزی- بطنی(AV) بطنها ی راست و چپ غیر قطبی می شوند، این کار باعث انقباض و رانش خون به گردش خون ششی وعمومی می گردد و مجدداً تمام این چرخه تکرار می شود . اعصاب و ماهیچه های قلب را می توان مانند انبار هائی از الکتریسیته در نظر گرفت که درون یک رسانای الکتریکی یعنی بدن محصورشده اند. ثبت پتانسیل های قلب از روی پوست را الکتروکاردیوگرام (electrocardiogram)یا ECG می نامند. با توجه به انتشار پتانسیل کار در دیواره قلب به ارتباط کار تلمبه ای قلب و پتانسیل های الکتریکی پوست پی می بریم.

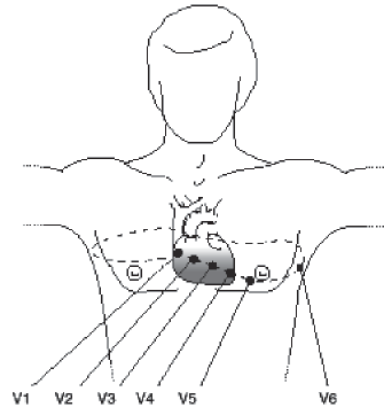
سیستمهای مختلف ECG: در این جا به بررسی و بحث پیرامون سیستمهای تک کانال یا چند کانال ECG می پردازیم که بر حسب نیاز در مراکز در مانی از هر یک از آنها یا هر دوی آنها با هم استفاده می شود.

الف)ECG تک کاناله:

الکتروکاردیوگراف سیگنالهای الکتریکی که از فعالیت های قلبی حاصل شده وتولید ECG می نمایند را آشکار کرده ویک نمایش نموداری از ولتاژ بر حسب زمان ارائه می دهد. الکتروکاردیوگراف تک کاناله برای تشخیص وآشکارسازی عوارض قلبی و بدست آوردن پاسخ قلب بیمار در برابر داروهای مختلف وپیداکردن تغییرات عملکرد قلب استفاده می شود. الکترو کاردیوگراف تک کاناله فعالیت الکتریکی را از طریق مجموعه ای از الکترودها دریافت و لیدها را با انتخاب اپراتور به صورت تک تک نمایش می دهد. لید ها به نحوی قرار می گیرند که توسط اپراتور از طریق تنظیم توالی چیدمان آنها، مشخص



Bipolar and Augmented Leads



Precordial Leads

می گردد. ECG ها معمولاً دارای مونیتورهای مختلفی هستند که برای نمایش پیوسته موجهای ECG وسایر پارامتر های فیزیولوژیکی بر روی CRT یا LCD استفاده می شوند.علاوه بر این، مونیتورهای ECG عموماً تنها یک یا دو لید را نمایش می دهند. الکتروکاردیوگراف مقادیر ولتاژ بسیار کوچکی در حد میلی ولت (mv)را که بر اثر فعالیت ماهیچه های قلبی بدست می آ یند نمایش می دهد. اختلاف ولتاژ بین الکترودها محاسبه شده و این اختلافات مستقیما با فعالیت الکتریکی قلب متناظر است . لیدهای ۱۲ گانه ECGاز استاندارد های خاص برای نصب شدن برروی بدن تبعیت می کنند (صفحه قبل)به طوری که ۳ الکترود بر روی دست و پا ها و۶ الکترود مطابق شکل بر روی قفسه سینه نصب می شوند. علاوه بر این ها یک الکترود اضافی به عنوان الکترود مرجع بر روی پای راست نصب می شود. سیستم۱۲ لیدی دارای ۲ نوع مختلف از لیدها می باشد :تک قطبی_تقویت شده و دوقطبی. لید های دو قطبی سیگنالECG را بین دو الکترود خاص اندازه گیری می کنند .

سه استاندارد مربوط به لیدهای دو قطبی عبارتند از :

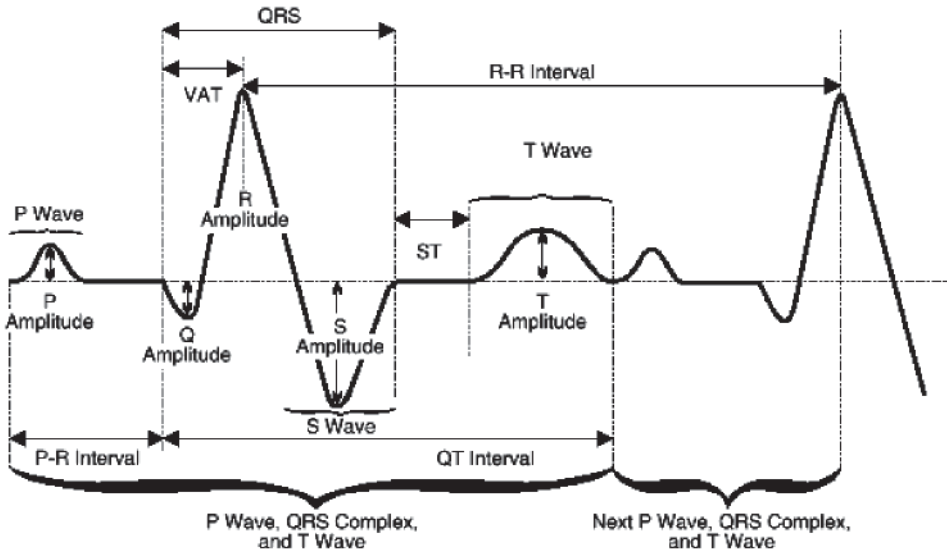
لید I)اختلاف بین سیگنالهای الکترودهای بازوی راست و بازوی چپ

لید II)اختلاف بین سیگنالهای الکترودهای بازوی راست و پای چپ

لید III)اختلاف بین الکترودهای بازوی چپ و پای چپ. هر یک از این ۳ لید یکی از ۳ گوشه مثلث آینتهوون(Einthoven)را تشکیل می دهند شکل موجهای مربوط به حالت تک قطبی یا تقویت شده با اندازه گیری ولتاژ بین الکترود یک عضو (دست و پا) و میانگین دو الکترود نیاز داشته و مطابق با یکی از سه حالت (AVR)بازوی راست، (AVL)بازوی چپ و(AVF)پای چپ بدست می آیند. لیدهای پریکوردیکال ولتاژ بین یکی از الکترودهای سینه ای و میانگین تمام ولتاژهای الکترودهای دست و پا را محاسبه می کنند. هر یک از لیدهای ۱۲گانه یک دور نمای جدا گانه از فعالیت قلبی را با ایجاد امواج PQRST تشکیل می دهند به طوریکه P و مجموعه یQRSو امواج Tآنها از لحاظ دامنه و قطبیت تفاوت می کنند . بسیاری ا زعوارض قلبی را می توان بر اساس شکل از روی دامنه، بسامد و قطبیت این امواج تشخیص داد.(مثلاً ممکن است یک موج اضافی درست شده باشد و یا ریتم امواج تغییر نماید.) همچنین پزشک محقق ازروی امواج RQRST می تواند به اندازه شکل و جهت قرار گیری قلب در داخل قفسه سینه پی ببرد.ساختارها و استانداردهای دیگری نیز مثل سیستم cabyera وfrank در مورد نحوه لیدها وجود دارند.در سیستم چیدمان Frankولتاژهای الکترودهای ۷ نقطه از بدن اندازه گیری می شوند. (پیشانی یا گردن، فقرات، جناغ سینه، سمت چپ و راست خطوط بغل (mid axillary) و ناحیه بین جناغ و سمت چپ خطوط بغل بدن و پای چپ). این سیستم برای نمایش ۳ بعدی از ECGمی تواند مورد استفاده قرار گیرد. سیستم cabera از چیدمان الکترودی مشابه حالت استاندارد استفاده

می کند ولی تنها از ۶لید رو به رویی استفاده کرده و آنها را بر اساس ترتیب جداگانه ای نمایش می دهد. کاربر این امکان را دارد که یکی از حالت های سوئیچینگ دستی یا اتوماتیک را انتخاب کرده و حساسیت سیگنال و سرعت چاپگر دستگاه را تغییر دهد. در حالت دستی، کاربر لیدمورد نظررا انتخاب می کند وسیستم سیگنالECGرا از این لید محاسبه می کند واین عمل را تا زمانی ادامه می دهد که لید دیگری انتخاب گردد. در حالت اتوماتیک سیگنال هر لید در یک مدت زمان از پیش تعیین شده ای بدست می آید و سیستم کنترل دستگاه به صورت اتوماتیک اقدام به تعویض لید می نماید.

در برخی از دستگاهها، اپراتور می تواند توالی لید و زمان ثبت را برای هر لید تنظیم و تعیین نماید.همچنین اپراتور اندازه ودامنه سیگنال ECGرا می تواند مشخص نماید.تمامی سیستمهای الکتروکاردیوگراف دارای یک رنج پاسخ فرکانسی از پیش تنظیم شده ای می باشند.برای بیشتر اهداف تشخیصی،کنگره قلب آمریکا (AHA)یک پهنای باند فرکانسی از ۰/۰۵ الی ۱۰۰هرتز را پیشنهاد می کند. تداخل امواج اضافی حاصل از حرکت اعضاء و ماهیچه‌ها یا فرکانس خطی ممکن است باعث پیدایش آرتیفکت‌هایی بر روی سیگنال حاصله شوند، به همین خاطر، بیشتر سیستمها جهت کاهش این امواج تداخلی مجهز به فیلترهایی

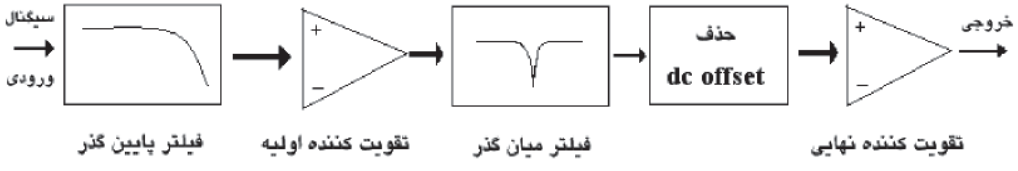


هستند. سیگنال حاصل از هر لید توسط واحد پردازش و تقویت دستگاه مورد تقویت و پردازش قرار می گیرد و سیگنال‌ها توسط سیستمهای مختلفی چون ink-jet (جوهر افشـان)یا thermal array (حرارتی) و یا dot-matrix (ماتریس نقطه‌ای) بر روی کاغذ مخصوص چاپ می‌شوند.

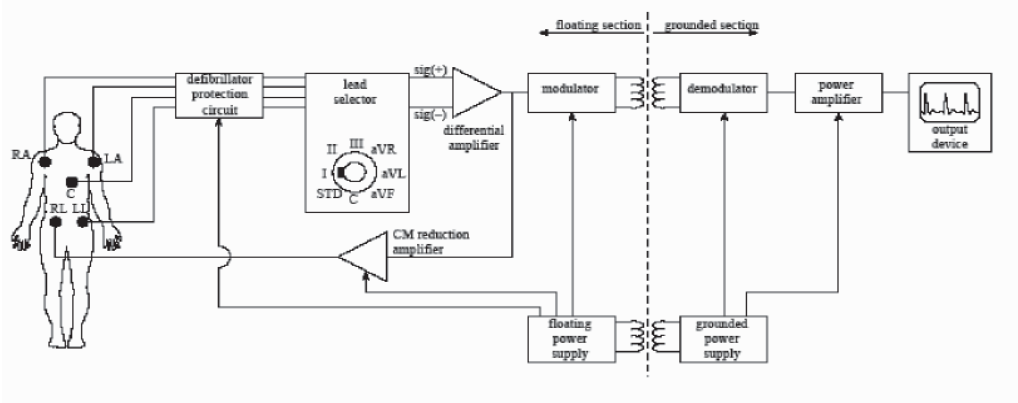
درشکل زیر نمودار سیگنال PQRSTحاصل از قلب را مشاهده می کنید:

ب)سیستم چند کاناله:

اصول کلی این سیستم نیز مشابه حالت یک کاناله است.مشابه حالت قبل این سیستم نیز برای آشکار سازی عوارض قلبی و پیدا کردن پاسخ قلب در مقابل مصرف داروها وآشکارسازی تغییرات عملکرد قلب استفاده می شود.سیستم چند کاناله دارای مزایایی نسبت به سیستم تک کاناله می باشد.سیستم چند کاناله امکان کسب اطلاعات دقیق تر و در زمان سریعتر وبا قیاس اطلاعات چند لید در طول یک ضربان ثابت را فراهم می سازند. به عنوان مثال، یک تپش غیر عادی در دو یا چند لید شناخته وآشکار می شود،بدون اینکه نیازی به تعویض لیدها باشند. با ثبت اطلاعات تمامی ۱۲ لید، سیستم چند کاناله زمان زیادی را ذخیره کرده و نسبت به سیستم تک کاناله کار با آن آسانتر است . سیستم چیدمان لیدها مشابه حالت تک کاناله می باشد. برخی از سیستمها ی چند کاناله مجهز به صفحه کلید برای وارد کردن اطلاعات مربوط به بیمار بوده و برخی قابلیت ذخیره سازی و ثبت اتوماتیک داده های قبلی را دارند. همچنین برخی از آنها دارای سخت افزار



جهت حذف نویز برق شهر و نویزهای ماهیچه ای



و خروجی هایی جهت ارتباط به کامپیوتر جانبی می باشند.

برای کاهش آرتیفکت سیگنال برخی از سیستمها از فیلترهای notchدر فرکانس ۵۰ یا ۶۰ هرتز جهت حذف نویز برق شهر استفاده می کنند و برای حذف اثرات حرکت ماهیچه ها بیشتر سیستمها از فیلتر های EMGمعمولاً ۳۵ هرتز بهره می گیرند.

نحوه تولید امواج PQRST:

هر منحنی ECG، نموداری از فعالیت های الکتریکی قلب را در هر بخشی از چرخه آن نمایش می دهد . رخدادهای مهم الکتریکی چرخه قلب در حالت طبیعی عبارتند از:

۱) غیر قطبی شدن دهلیزی که موج Pرا تولید می کند.
۲) دوباره قطبی شدن دهلیزی که به ندرت مشاهده و علامت گذاری شده است.
۳) غیر قطبی شدن بطنی که مجموعه QRS را نمایش می دهد.

مشکلات رایج دستگاه :

۱) آرتیفکت

الف) ممکن است به جهت خرابی سیمهای دستگاه باشد که قطعی یا فرسودگی داشته باشند . بنابر این باید مرتبا این سیمها را چک نمود . در صورت نیاز آنها را تعویض کرد.(قطعی بیشتر در قسمت شیلد کابلها رخ می دهد که موجب ایجاد نویز بر روی سیگنال می گردد.)

ب)ممکن است به کثیفی لیدهای دستگاه مربوط باشد.

ج)ممکن است به استقرار نادرست لیدها بر سطح پوست مربوط باشد .

د)ممکن است به جابجایی بیمار در طول تست ربط داشته باشد.

ه)ممکن است به اثرات منابع مجاور یا تجهیزات الکتریکی مجاور ربط داشته باشد.

و)ممکن است به عدم کالیبراسیون و به هم خوردن base line دستگاه مربوط شود .

۲) عدم پاسخ فرکانسی مناسب که باعث ایجاد و شکل گیری امواجی با گوشه های تیز و کاهش تدریجی دامنه موج QRS می گردد. برای رفع این مشکل باید از فیلترهای میرا بهره برد.

۳) خرابی سیستم چاپگر: که برحسب نوع سیستم چاپ این خرابی می‌تواند متفاوت باشد و باعث عدم پرینت واضح اطلاعات بر روی صفحه‌های مخصوص دستگاه گردد که برای هر مورد از روی دستورالعمل فنی مربوط به همان دستگاه باید اقدام گردد.

فصل دوم:
تجهیزات آزمایشگاهی

سانتریفوژ (رومیزی)



سانتریفوژها از نیروی گریز از مرکز برای جدا کردن مواد معلق موجود در محلولها براساس اختلاف چگالی مابین آنها استفاده می‌کنند. این محلولها می‌تواند به صورت مایعاتی چون خون، سرم یا معرفهای شیمیایی یا ترکیباتی از این محلولها باشند. در آزمایشگاهای کلینیکی، سانتریفوژ یکی از دستگاههای ضروری و لازم جهت انجام آنالیزهای پزشکی مربوط به نمونه‌های بیماران می‌باشد. با ایجاد نیروی چندین بار بزرگتر از نیروی جاذبه زمین سانتریفوژ امکان ایجاد شتاب و جداسازی در اثر اختلاف چگالی را فراهم می‌کند. در ساده‌ترین فرم، دستگاه سانتریفوژ، یک روتور فلزی با سوراخهایی جهت قرار گرفتن لوله‌های نمونه‌های آزمایش می‌باشد که توسط یک موتور با سرعت قابل انتخاب می‌چرخد. ۳ نوع سانتریفوژ در بازار موجود است که عبارتند از: ۱) سانتریفوژ سرعت پائین ۲) سانتریفوژ سرعت بالا ۳) التراسانتریفوژ.

در اغلب کلنیک‌ها انواع مختلف سانتریفوژ با سرعت و فرمتهای مختلف چون سانتریفوژهای رومیزی، هماتوکریت و ... استفاده می‌شوند که کاربرد آنها با یکدیگر تفاوت دارد. سانتریفوژهای سرعت پائین فاقد سیستم خنک کننده می‌باشند و با توجه به زیاد نبودن سرعت این دستگاهها، توسط آنها نمی‌توان مواد بسیار ریز مثل ویروسها و DNA را از محلولها جدا نمود. سانتریفوژهای سرعت بالا دارای سرعتی از ۱۲۰۰۰ rpm الی ۲۵۰۰۰rpm می باشند و با توجه به ایجاد سرعت بالای موتور در حین حرکت دارای خنک کننده می‌باشند. دو نوع اصلی از این نوع سانتریفوژها وجود داردند که عبارتند از:

۱)ظرفیت پایین با قابلیت نمونه‌برداری مجزا

۲) ظرفیت بالا قابلیت با نمونه‌برداری پیوسته

نوع اول امکان جمع آوری و جدا کردن میکرو ارگانیسم های کوچک سلولی را فراهم می

کند. نوع سوم برای برداشت و تجزیه مخمرها با باکتریها از مواد بزرگتر استفاده می‌شوند. همچنین از این نوع برای جداکردن ویروسها و باکتریها و پروتئین‌ها و سایر اجزاء ریز استفاده می‌شود. این نوع سانتریفوژها امکان پردازش نمونه‌ها را با سرعت ۱ الی ۱/۵ لیتر بر دقیقه دارند. التراسانتریفوژها برای کاربردهای با دقت و رزولوشن بالاتر یعنی جدا سازی اجزا کوچکتر از سلول استفاده می‌شوند و سرعت آنها از ۳۰۰۰۰rpm الی ۱۲۰۰۰۰rpm متغیر است. این نوع سانتریفوژها حتماً دارای سیستم خنک‌کنندگی هستند چون با توجه به دور بالای موتور دستگاه و برخورد و اصطکاک با هوا مقدار زیادی گرما تولید شود که علاوه بر صدمه زدن به دستگاه می‌تواند باعث تجزیه پروتین‌ها یا سایر ترکیبات گردد. این نوع سانتریفوژها برای کاربردهای خاص استفاده شده و به زمین ثابت می‌شوند و عموماً در آزمایشگاههای تحقیقاتی استفاده می‌گردند.

اصول کار سانتریفوژ:

اساس کار سانتریفوژ بر این اصل استوار است که بر یک جسم در حال حرکت در یک مسیر ثابت و دارای یک شتاب زاویه‌ای ثابت یک نیرو در راستای خارج اعمال خواهد شد.

اندازه این نیرو به شعاع چرخش (r) و مجذور سرعت v۲ بستگی خواهد داشت و این نیرو به نیروی سانتریفوژ موسوم است. این سرعت به صورت ضریبی از g بیان می‌شود. این نیرو را با علامت rcf (relative centrifug field/frce) بیان می‌کنند. برای مقایسه نیروهای حاصله از سانتریفوژهای مختلف استفاده می‌شود. چرا که rcf میزان گسسته سازی و تجزیه دقیق سانتریفوژها را بیان می نماید. در حالت کلی rcf از ۱۲۰۰g الی ۶۲۴۰g برای یک سانتریفوژ رومیزی استاندارد تغییر می کند. در برخی از مدلهای سرعت بالا مقدار rcf به ۱۲۳۰۰ g الی ۴۹۵۵۵ g می رسد. محاسبه دقیق و صحیح rcf مستلزم این امر است که نمونه مورد نظر در یک فاصله ثابت از مرکز چرخش قرار گرفته باشد. براساس نوع طراحی روتور این فاصله از سرتاانتهای هولدر نمونه می تواند تغییر کند. rcf بدست آمده از سر هولدر با rcf بدست آمده از انتهای آن تفاوت خواهد کرد. برای همین منظور میانگین rcf های بدست آمده در انتها و ابتدای هولدر را بدست می‌آورند و از آن مقدار استفاده می شود. محاسبه rcf یا به صورت اتوماتیک و یا به صورت دستی انجام می شود. این امر به شعاع سرروتور بستگی دارد. برای حالت دستی معمولاً کارخانه سازنده برحسب نوع روتور جداولی را در اختیار کاربر قرار می دهد تا مقدار rcf را از سوی آنها بدست آورد. اما در انواع اتوماتیک این کار توسط میکروپروسسور صورت می گیرد.

اجزاء سانتریفوژ

اجزاء اصلی یک سانتریفوژ رومیزی عبارتند

از: موتور الکتریکی، شفت، روتور و مداردرایو موتور، در صورتی که سانتریفوژ دارای سیستم خنک کنندگی هم باشد یک کمپرسور و اجزا مربوطه جهت خنک کنندگی نیز نصب می شود کل سیستم در داخل یک مخزن قرار می گیرد. سرسانتریفوژ دارای شیلدهای برای پوشاندن روتور می باشد. یک شیلد حفاظتی نیز در داخل چمبر روتور را احاطه کند. روتورها از آلیاژها آلومونیومی جهت سبک بودن و امکان افزایش سرعت ساخته می شوند و در ابعاد مختلفی وجود دارند. دو نوع از آنها عبارتند از روتور با زاویه ثابت و روتور افقی. نوع زاویه ثابت دارای ۴ الی ۴۰ سوراخ در زاویه بین ۲۰ الی ۴۵ نسبت به محور عمودی روتورمی باشد. این روتورهای ظرفیت بالا غالباً برای کاربردهای نمونه برداری و رسوب سازی استفاده می شوند. نوع دوم روتور دارای ۲ الی ۱۶ لوله آزاد می باشند که حول شفت مرکزی می چرخند. در حالت عادی لوله ها عمودی هستند و با چرخش آنها به صورت افقی قرار می گیرند.

از اجزا دیگر دستگاه می توان به سوئیچ اصلی، ترمز، کنترل کننده سرعت تایمر و تاکومتر اشاره نمود. برخی از دستگاهها دارای سوئیچی هستند که امکان عملکرد پیوسته یا تحت کنترل زمان را فراهم کند. بسیاری از مدلها دارای تایمری هستند که برای استفاده زمان بندی شده یا پیوسته استفاده می شوند. برخی از دستگاهها دارای یک دکمه مخصوص برای افزایش سرعت گردش موتور می باشند. سیستم ترمز به این صورت عمل می کند که پولارتیه جریان اعمالی به موتور معکوس می شود، معمولاً امکان چرخش معکوس موتور با فشار دادن بیشتر ترمز امکان پذیر است. یک پتانسیومتر با افزایش یا کاهش ولتاژ موتور سرعت را تنظیم می کند برخی از مدلها دارای نمایش Ledو صفحه کلید می باشند و قابلیت برنامه ریزی و ذخیره سازی سرعت در حافظه دستگاه را دارند یک تاکومترهم سرعت را برحسب rpm بیان می کند. حرکت تاکومتر توسط یک شفت متصل به موتور تنظیم می شود. برخی از دستگاهها دارای تاکومتر الکتریکی می باشند که دارای یک آهن ربا می باشد که حول سیم پیچ می چرخد و یک جریان قابل اندازه گیری ایجاد می کند و با استفاده از یک آنالوگ شمار یا کانتر تعداد rpm آن خوانده می شود.

سانتریفوژ دارای سیستم قفل ایمنی می باشدودر زمانی که در دستگاه باز است از عملکرد آن جلوگیری می شود و باعث قطع شدن برق ورودی به موتور دستگاه می گردد. کنترلهای اپراتور در قسمت خارجی قرار دارند. در صفحه نمایشگر پارامتر های چون سرعت کاردستگاه بر حسب rpm و زمان گذشته یا باقی مانده از عملکرد دستگاه نمایش داده می شوند. اپراتور پس از پر کردن نمونه ها در داخل سرروتور و با بستن در پوش دستگاه، سرعت کاری rpm دستگاه را انتخاب می کند و در صورت مجهز بودن دستگاه به سیستم خنک کنندگی، دمای مورد نظر را هم انتخاب می نماید. برخی از دستگاهها

دارای سلکتوری جهت انتخاب درجه ترمز گیری دستگاه می باشند برخی از دستگاههای که دارای میکروپروسسور می باشند این امکان را برای کاربر فراهم می کنند که یک مجموعه از پارامترهای عملکردی دستگاه را مثل نرخ شتاب دستگاه، سرعت نسبی، دما، زمان کلی و نرخ توقف را برنامه ریزی نماید.

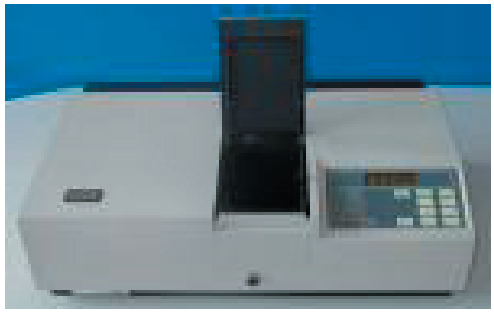
مشکلات دستگاه

برای عملکرد مناسب دستگاه حتماً باید دستگاه کالیبره گردد. تایمر را می‌توان با ساعت معمولی کنترل نمود و در صورت نیاز باید تعویض گردد. دمای خنک کنندگی باید با دماسنج کنترل شود. سرعت چرخش موتور دستگاه، باید توسط یک فوتوتاکومتر تحت شرایط کاری دستگاه بررسی و کنترل گردد. سیستم قفل ایمنی در پوش دستگاه نیز باید مرتباً بررسی شود.

در صورت تنظیم نبودن وزن محفظه هایی که لوله های نمونه در آنها قرار می گیرند و به صورت متقارن قرار دارند ، لوله های نمونه دچار شکستگی خواهند شد بنابراین در صورت بروز چنین مشکلی با تنظیم وزن مشکل مرتفع خواهد شد. در سانتریفوژهای میکروهماتوکریت نیز در صورت شکستن زیاد لوله های موئی ، می بایست نوار لاستیکی داخلی دور محور تعویض گردد.



اسپکتروفتومتر



اسپکتروفتومتر دستگاهی است که از دو قسمت اسپکترومتر (طیف سنجی) و فتومتر (نورسنجی) تشکیل شده است.

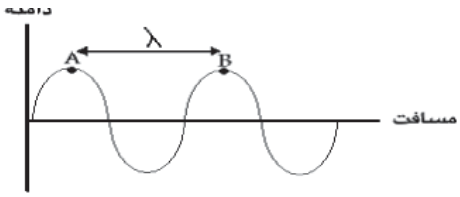
اسپکترومتر: بخشی است که نور ثابت با طول موج مشخص بوجود می‌آورد و حامل منبع نور عدسی، شکافها. صافی، (فیلتر) می‌باشد (بجای فیلتر از منشور یا سیستم گریتینگ(Greeting) استفاده می‌کنند.

بخش فتومتر از قسمتهای سنجش نور و ضبط آن تشکیل شده است.

بخش اسپکترومتر

نور: نور انرژی الکترومغناطیس بوده و از خواص موجی است این امواج از روی طول موج آنها مشخص می شوند که عبارتند از فاصله بین دو قله منحنی (مطابق شکل‌روبرو) که با حرف λ نشان داده می‌شود.

نور سفید ترکیبی است از امواج الکترو تکنیک با طولهای متفاوت (در شکل زیر طیف نور مرئی نشان داده شده است.)



هر چه طول موج کوتاهتر باشد مقدار انرژی آن بیشتر است.

۱) $E=h\nu$

۲) $\nu=C/R$

۳) $E=hC/R$

E = انرژی فتون برحسب ارگ
h= عدد ثابت پلانک
ν = تواتر در ثانیه (فرکانس)
C = سرعت نور در خلاء
R = طول موج



طیف نور مرئی

از فرمولهای بالا نتیجه گرفته می شود که نور ماوراءبنفش با طول موج کوتاهتر دارای انرژی بیشتری از نورهای مرئی است سایر خواص نور عبارتند از:

۱ـ درطیف نور مرئی شدت نور در بخشهای مختلف متفاوت است نور بیشتر با طول موج ۵۰۰نانومتر دارای حداکثر شدت در طیف نور مرئی است (عرض باند).

۲ـ نور هنگام عبور از محیطی به محیط دیگر شکسته می شود از این خاصیت برای جدا کردن نور با طول موج مورد نیاز استفاده می کنند.

۳ـ هنگامیکه نور از سوراخ کوچکی عبور می کند در صفحه مقابل لکه‌های تیره و روشن درست می شود. لکه‌های روشن از تطابق امواج هم فاز و لکه‌های تیره از امواج غیرهم فاز بوجود می‌آید.

٤ـ هنگام عبور نور از شیئی یا محلولی مقداری انرژی آن جذب شده (جذب آن شیئی یا محلول می شود) و بقیه آن عبور می کند.

برای جذب نور برحسب رنگ محلول مورد آزمایش نوری با رنگ مکملی رنگ محلول از آن عبور می دهند.

مثال:

اگر محلولی را آبی می‌بینیم (سولفات مس) به این دلیل است که رنگ مکمل خود را که رنگ زرد است، جذب کرده و رنگ آبی آن به چشم می‌خورد. بنابراین اگر بخواهیم غلظت محلول سولفات مس را اندازه بگیریم رنگ مکمل آن رنگ زرد را به آن محلول می‌تابانیم تا بوسیله آن جذب شود و از این خاصیت استفاده کرده، بوسیله اسپکتروفتومتر غلظت مواد را اندازه‌گیری می کنیم.

شرح مختصری از اجزاء مختلف اسپکتروفتومتر و موارد استفاده آنها

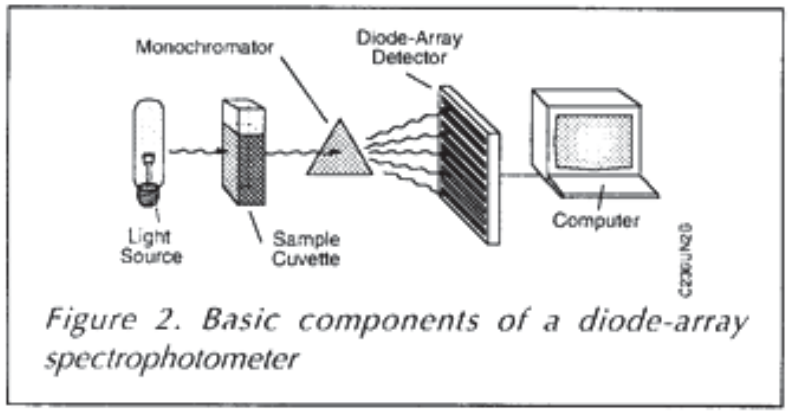


Figure 2. Basic components of a diode-array spectrophotometer

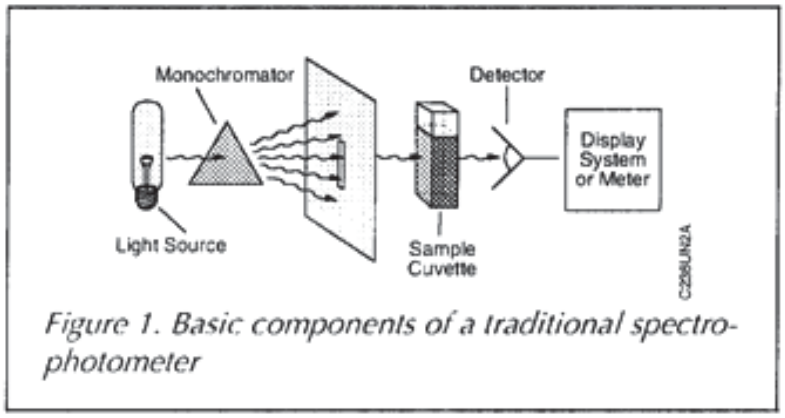


Figure 1. Basic components of a traditional spectrophotometer

۱ـ منبع انرژی الکتریکی

در اسپکتروفتومتر برای ایجاد نور احتیاج به یک منبع انرژی الکتریکی ثابت است. این منبع می تواند گاهی باطریهای خشک یا مرطوب باشد مثل اسپکتروفتومترهای کوچک. اکثراً بجای باطری از جریان الکتریکی متناوب AC استفاده می شود. به دلیل اینکه مولدهای نسبتاً ارزان و خوب در دسترس است و جریان برق عمومی شهر نیز فرکانسهای آن به اندازه کافی تنظیم شده است.

برای ثابت نگهداشتن ولت دستگاه نیز کافی

است ترانسفورماتور بکار برده شود. بخاطر داشته باشید که ترانسفورماتورها به تغییرات فرکانس خیلی حساس هستند.

هر موسسه لازم است که یک مولد برق کوچک در اختیار داشته باشد تا در مواقع قطع برق عمومی شهر مورد استفاده قرار بگیرد.

علاوه بر آن وجود یک اسپکتروفتومتر کوچک که با باطری کار کند برای مواقع اورژانس که الکتریسته قطع شده، ضروری است.

استفاده از مولدهای برق خصوصی اشکال کوچکی دارد که تنظیم فرکانس آن می باشد چون ترانسفورماتور نمی‌تواند ولتاژ لازم را به دستگاه برساند.

۲ـ منبع انرژی نورانی

در اکثر اسپکتروفتومترهای نورانی منبع انرژی نورانی آنها لامپ تنگستن است. در اسپکتروفتومترهای نور ماوراء بنفش لامپ هیدروژنی بکار می برند.

*** اشکالاتی که در لامپ تنگستنی ممکن است ایجاد شود عبارتند از:**

۱ـ در اثر حرارت فیلامان‌های تنگستن یا بعضی از فلزات بخار شده و در سطح شیشه‌ای داخل لامپ ته‌نشین می‌شوند. این لایه مثل یک فیلتر قسمتی از انرژی نورانی را جذب می‌کند. اثر نامطلوب این پوشش در دستگاه‌هائی که دو فتوسل دارند مثل اتوآنالایزر AUTO ANALYZER بیشتر است. فتوسلها در زاویه قائم از یکدیگر قرار گرفته‌اند و این پوشش چون یکنواخت نیست مقدار عبور نور در جهات مختلف یکسان نبوده و در نتیجه تحریکات فتوسلها نیز متفاوت می شود. این مطلب حساسیت دستگاه را بهم می‌زند.

۲ـ در موقع نصب لامپ باید دقت شود که درست در محل خود قرار گیرد. هر چند امروزه در بیشتر دستگاه‌ها محل لامپ طوری تعبیه شده که این اشکال بوجود نخواهد آمد.

۳ـ بخارهای نشتی از محلولها و همچنین گرد و غبار محیط کار سطح خارجی لامپ را پوشانیده و باعث می‌شوند اثرات نامطلوبی شبیه مورد اول بوجود آورند.

بنابر آنچه گذشت لازم است که در فواصل زمانی، لامپها را تمیز و کار آنها را کنترل کرد.

۳ـ منو کروماتور

نور قبل از اینکه به منوکروماتور برخورد کند از عدسیها و شکافی عبور می‌کند که نقش آنها کنترل مسیر نور می باشد.

برای اندازه‌گیری جذب نور یا میزان عبور آن باید از نورهائی با طول موج مشخص و مناسب استفاده کرد. برای این منظور منوکروماتور بکار می برند که انواع آن عبارتند از:

الف) صافیها: صافیها یا فیلترها،ساده‌ترین وسیله برای بدست آوردن امواج نورانی مورد نظر

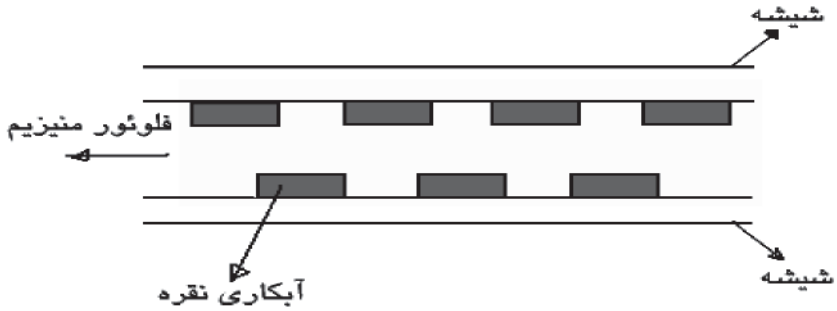
می‌باشد. صافیها شیشه‌های رنگی هستند که از املاح بعضی از فلزات ساخته شده‌اند. فیلترهای قرمز از نمک کروسیوم و فیلترهای آبی از نمک کبالت ساخته شده‌اند.

سابقاً در بعضی از دستگاهها به جای شیشه‌ای رنگی از فلاسکهای مسطح که حاوی محلولهای رنگی بودند استفاده می‌کردند یا ژلاتین رنگی بین دو لایه شیشه قرار می دادند. کار کردن با فلاسکها مشکل و ژلاتین نیز بعد از مدتی رنگ خود را از دست داده و به حرارت نیز حساس است. بعلاوه اگر به محلولی آغشته شود احتمال دارد که در آن حل شود.

دقت منوکروماتورها را برحسب H-B-W (HALF BAND WIDTH PASS) می‌سنجند. هر چه این مقدار کوچکتر باشد دقت منوکروماتور بیشتر است. در منحنی زیر این مقدار برابر 100 nm (450-550) می‌باشد.



بطور کلی فیلتر ایده‌آل، فیلتری است که بتواند فقط نور مورد نظر را از خود عبور داده و دارای کمترین نور ناخالص (نورهای جانبی که دارای طول موج مختلف هستند یاSTRAY LIGHT) باشد. ساختن چنین فیلترهائی عملاً امکان‌پذیر نیست چون فیلتری کهH-B-W آن برابر۳۰nm باشد، فقط می‌تواند ده درصد از نور تابیده را از خود عبور دهد و این مقدار نور برای تحریک فتوسل و اندازه‌گیری میزان جذب کافی نمی‌باشد، بنابراین در فیلترها (شیشه‌ای یا



ژلاتینی)H-B-W را قدری بیشتر یعنی بین ۲۵-۵۰ nm می گیرند.

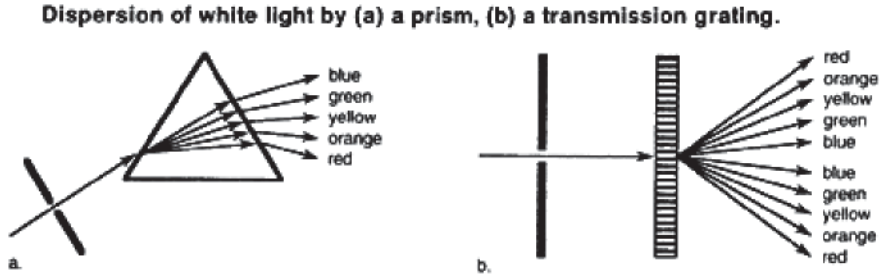
فیلتر جدیدتری وجود دارد که آن را فیلتر Interference می‌نامند. حساسیت این فیلتر بیش از فیلترهای شیشه‌ای یا ژلاتینی می‌باشد. این فیلترها شامل دو لایه شیشه‌ای که بین آنها فلوئور منیزیم قرار دارد.

فلوئورمنیزیم یک ماده دی‌الکتریک Dielectric بوده و از عبور الکترون جلوگیری می‌کند. بخش‌هائی از سطح داخلی شیشه مطابق شکل از نقره پوشیده شده که کار آئینه‌ها را انجام می دهند. موقعیت آئینه‌ها طوری انتخاب شده که نور تابیده از یکی به دیگری منعکس می گردد. نور هنگام عبور از این فیلتر اگر به قسمت پشت آئینه‌های نقره‌ای برخورد نماید (نور) برگشت نموده ولی اگر به قسمتهای بین آئینه‌ها برخورد کند وارد فلوئور منیزیم می شود. در این حالت اگر طول موج نور وارد شده کمتر از قطر لایه فلوئور منیزیم نباشد به آئینه مقابل برخورد کرده و منعکس می شود. این نور بر اثر انعکاس به آئینه سطح مقابل برخورد می‌کند این عمل آنقدر ادامه پیدا می کند تا در فاصله بین دو آئینه از فیلتر خارج می‌شود.

اگر انوار منعکس شده بوسیله آئینه‌ها هم فاز باشند نور خارج شده،شدتی چند برابر نوری که وارد فیلتر شده،خواهد داشت. بنابراین بجای اینکه فقط ده درصد از نور اولیه از فیلتر عبور نماید. ممکن است میزان آن تا ۶۰در صد نیز برسد.این فیلتر از عبور نورهای ناخالص به مقدار زیادی جلوگیری کرده و قادر است حتی نوری با H-B-W برابر ۵-۱۰ nm بدست آورد.

طول موج نور مورد نظر بستگی به قطر لایه فلوئور منیزیم دارد. اگر قطر لایه۷۰۰nm باشد نور عبور کرده طول موجی برابر با ۷۰۰nm یا مضربی از آن خواهد داشت مثل ۳۵۰nm یا ۱۴۰۰nm.

روی این اصل برای جلوگیری از نورهای ۳۵۰، ۱۴۰۰ و غیره بعد از فیلتر Interference فیلتری شیشه‌ای برای ۷۰۰nm می‌گذارند تا فقط نور موردنظر به کووت برسد. از فیلترهای



ساختمان منوکروماتور منشوری

Interference بیشتر در اتوآنالایزر استفاده می‌شود.

چند نکته درباره حفاظت فیلترها:

۱ـ برای تمیز کردن آنها پارچه نرم و مرطوب بکار برید.
۲ـ از حلالهای آلی حتی‌المقدور استفاده نکنید. در صورت اجبار اکسید محل اتصال لایه‌های آن به حلال آغشته نشود.
۳ـ شوکهای الکتریکی شدید به فیلترها صدمه می‌زنند. حتی‌المقدور از تولید آنها جلوگیری کنید.
٤ـ وقتی فیلترها را عوض کردید، جواب استانداردها را دقیقاً کنترل نمائید.

کمتر دیده می‌شود که جواب استانداردها در دو فیلتر کاملاً، مطابق باشند. بعد از تعویض فیلترها منحنی استاندارد جدید تهیه کنید.

ب) منشور Prism: برای بدست آوردن طیف نورهای مرئی از منشور شیشه‌ای و برای طیف نور ماوراءبنفش از کوارتز استفاده می‌کنند، نور لامپ تنگستن بر اثر برخورد با منشور شکسته می‌شود. این شکست در امواج کوتاه بیشتر از امواج طویل است و باعث می شود که طیف نور مرئی یکنواخت نباشد. (Nonlinear) علاوه بر این طیف حاصله از منشورها خمیدگی مختصری نیز دارد. این دو نقص باعث می شود که جهت فوکوس کردن بخش مورد نظر طیف بر روی محلول مورد آزمایش وسائل پیچیده‌ای بکار ببرند. در این نوع منوکروماتورها مطابق شکل بجای حرکت دادن شکاف دومی، منشور را می‌چرخانند.

ج) DIFFRACTION GRATING: طیف این سیستم یکنواخت‌تر از طیف حاصله از منشور بوده و خمیدگی نیز ندارد.

برای ساختن Grating صفحه شیشه‌ای را با بخار فلزات قابل صیقل مثل آلیاژ آلومینیم و مس می پوشانند و با ماشینهای خیلی دقیق شیارهای بسیار ظریف به تعداد زیاد (حداقل صدها شیار در هر اینچ) در روی آن بوجود می‌آورند. هر چه تعداد شیارها بیشتر باشد نور بهتر تجزیه می شود. ساختن این صفحات بسیار گران تمام می شود روی این اصل از روی آن قالب‌گیری کرده و تکثیر می کنند. این کپی‌ها به مراتب ارزانتر و برای کارهای روتین مناسب است. مکانیزم تجزیه نور بوسیله این صفحات بدین قرار است که نور بر اثر برخورد با شیارها تجزیه می شود. هر شیار مثل یک منشور عمل کرده و طیف کوچکی تشکیل می دهد. این طیف ها هنگام عبور با یکدیگر برخورد می کنند نورهائی که هم فاز هستند تشدید شده با H-B-W کم حاصل می شود.

H-B-W صفحات کپی‌شده از اصل، بین ۲۵-۳۵ nm است ولی مقدار آن در صفحات اصلی به مراتب کمتر می‌باشد.

یکی از محسنات این نوع منوکروماتور این است که نور انتخاب شده تجزیه شده و هدایت آن به شکاف خارجی برخلاف منشور خیلی آسان است.

در عوض یکی از اشکالات این صفحات این است که اگر در یکی از هزارها سطوح آن اشکالی وجود داشته باشد روی حساسیت منوکروماتور اثر می‌گذارد بخصوص اگر این اشکال در قالب اولیه باشد آن را به تمام بخشها منتقل خواهد کرد.

٤ـ کووت (Cuvett)

متاسفانه توجه کمتری به کووتها و جایگاه آنها در اسپکتروفتومتر شده است کووتها می توانند اشکالات زیادی تولید کنند کووتها لوله‌هائی هستند که از شیشه یا سلیکا ساخته شده و برای اندازه‌گیری شدت رنگ محلولها و شاهدها بکار می روند. کووتها برحسب نوع شیشه و شکل چند نوع می باشند که دو نوع متداول آنها در اینجا ذکر می گردند.

۱ـ کووتهای مکعبی: سطح مقطع این کووتها مربع بوده و از جنس شیشه خالص (برای نورهای مرئی) و سلیکا (برای نور ماوراءبنفش) می باشند.شیشه نور مرئی را از خود عبور می دهد ولی نور ماوراءبنفش را به مقدار زیادی جذب می کند. کووتهای مکعب گران و کارکردن و تمیز نگاه داشتن آنها دقت بسیار لازم دارد.

۲ـ کووتهای گرد: سطح مقطع این دسته از کووتها گرد بوده وبرای کارهای روزمره آزمایشگاهی بکار می روند.

با همه دقتی که در ساختن کووتها می شود به طور مکرر دیده می شود که عبور یا جذب دو کووت مشابه یکسان نیست برای جلوگیری از استفاده کووتهای ناجور باید آنها را کالیبره نمود. کالیبره کردن کووتها اهمیت زیادی دارد که متاسفانه توجه کمتری به این امر مهم می شود. برای کالیبره نمودن کووتها محلولی را که نسبتاً پایدار است مثل هموگلوبین با غلظت ۵۰ میلی گرم در صد میلی لیتر تهیه می نمایند.

باید T این محلول در طول موج ۵۴۰nm برابر ۵۰% با تغییرات ۳% باشد.

کووتهائی که T آنها برابر این مقدار است را نشانه گذاری می کنند تا در موقع آزمایش فقط از آنها استفاده شود.

راه دیگر این است که بجای کالیبره کردن کووتها از یک کووت برای شاهد و استاندارد و نمونه استفاده کنند. در این عمل سعی می شود که کووت به محلول قبلی آغشته نباشد.

این نکات را باید درباره کووتها رعایت کرد:

۱ـ هرگز قسمت پائین کووت را با دست نمی گیرند. چون نور از این قسمت کووت عبور می کند.

۲ـ کووت را دوبار با محلول مورد آزمایش آبکشی می نمایند.

۳ـ موقع استفاده از کووتها آنها را با پارچه نرمی که پرز ندهد پاک می کنند. در صورت امکان از کاغذهای مخصوص پاک کردن عدسی استفاده می نمایند.

٤ـ محلول داخل کووت باید عاری از حباب هوا باشد.

۵ـ کووت را طوری در اسپکتروفتومتر قرار می دهند که علامت روی کووت بطرف خواننده

باشد.

۶ـ معمولاً از همان مسیری که کووت را در اسپکتروفتومتر قرار داده‌اند از همان مسیر هم آن را خارج می‌نمایند.

۷ـ وقتی از دستگاه استفاده نمی شود دریچه روی محفظه کووت را می بندند.

۸ـ کووتها را با محلول تمیز کننده قوی نمی شویند. حتی در محلولهای ضعیف نیز بمدت طولانی قرار نمی دهند.

۹ـ در صورت اجبار داخل کووتها را با سوآپ پنبه‌ای تمیز می کنند.

۱۰ـ از کووتهای کالیبره نشده استفاده نمی‌کنند.

۵ـ نور سنج (DETECTOR)

به کمک نورسنجها انرژی نورانی را به انرژی الکتریکی تبدیل می‌کنند. در اینجا دو نمونه از نورسنجها را شرح می دهیم.

الف) فتولیتیک: یکی از انواع این نورسنج را بنام Burier layer می نامند. ساختمان آن شامل یک صفحه آهنی است که روی آن با لایه‌ای از مواد حساس به نور مثل سیلینیوم SELENIUM و یا سلیکون SILICON پوشیده شده است. این لایه به وسیله سیمی از پشت به صفحه آهنی وصل می‌شود. این مجموعه را در پوششی پلاستیکی یا شیشه‌ای قرار می‌دهند تا محفوظ باشد. در این سیستم جریان الکتریکی بکار نرفته است.

در اثر برخورد فتونهای نور به اتمهای سلینیوم یا سلیکون الکترون‌هائی از آنها جدا شده و در مسیر سیم بطرف صفحه آهنی جریان پیدا می کند. الکترونها از راه صفحه آهنین این لایه بر می گردند بدین‌ترتیب جریان الکتریکی ضعیفی تولیدمی‌شود. این لایه‌ها فقط به نورهائی مرئی (۴۰۰-۸۰۰nm) حساس هستند. نوع سلیکون حساستر و گرانتر از نوع سیلینیوم بوده و حساسیت آن به حرارت نیز کمتر از سیلینیوم است.

این نورسنجها حدود ۱۰-۵ دقیقه طول می‌کشد تا گرم شده و کار آنها ثابت شود. همچنین بعد از عوض کردن فیلترها مدتی وقت لازم است که نورسنجها به فیلترهای جدید عادت کنند، در صورتی که دستگاه را بدون فیلتر روشن کنند اثر شدید نور مدتی حساسیت نورسنج را مختل می کند مثل اثر نور شدید به چشم. در چنین مواقع باید حداقل ۳۰ دقیقه به دستگاه استراحت داد.

بعضی از این نورسنجها آنقدر حساس هستند که می توانند گالوانومتر حساس را مستقیماً بکار اندازند در حالی که در بعضی‌از انواع دیگر باید آمپلی فایر در مسیر آنها قرار داد.

ب) فتوتیوب photo tube : اختلاف کلی این سیستم با سیستم قبلی در وجود جریان الکتریکی آن است در فتوتیوب یا فتوسل دو الکترود در داخل حباب شیشه ای که درآن خلاء ایجاد کرده اند، قرار دارند.الکترود منفی به صورت صفحه‌ای است که روی آن را اکسید سزیم CESIUM پوشانیده است. بر اثر تابش نور الکترونهای این صفحه بر انگیخته شده و از سطح آن خارج می شوند. چون این الکترود خود دارای بار منفی است الکترونها را بطرف قطب مثبت دفع می کند بدین ترتیب با ایجاد اختلاف پتانسیل بین

دو الکترود، جریان الکتریکی نسبتاً قوی بوجود می آید. این جریان را به گالوانومتر وصل می کنند. شدت جریان حاصل آنقدر نیست که گالوانومتر را بکار اندازد، به همین دلیل در مسیر آن آمپلی فایر قرار می دهند.

امروزه بجای این تیوبهای ساده از تیوبهای PHOTO MULTIPLIER استفاده می‌کنند. در تیوبهای اخیر بجای دو الکترود چندین الکترود قرار می دهند که هریک از آنهابه ترتیب جریانی را تقویت می‌کنند.

٦ـ الکتریک سنج:

در اسپکتروفتومتر احتیاج به دستگاهی داریم که جریان الکتریکی فتوتیوب را اندازه بگیریم در اینجا دو نمونه از این دستگاه را شرح می دهیم.

الف) گالوانومتر: گالوانومتر یکی از میترهای الکتریکی است که برای سنجش الکتریسیته بکار می رود. ساختمان آن عبارتست از یک مغناطیس دائم بشکل نعل اسب با شدت میدان مغناطیسی ثابت. در بین دو قطب آن سیم پیچ ظریفی (COIL) عمود بر این میدان قرار دارد. دو سر COIL به جریان الکتریکی وصل شده که بر اثر آن میدان الکتریکی در اطراف سیم پیچ ایجاد می شود. جهت این دو میدان طوری تنظیم شده که قطبهای مخالف این دو میدان بطرف یکدیگر کشیده می شوند. به این سیم پیچ،عقربه‌ای وصل است که تحت نیروی فنر روی صفحه قرار می گیرد.

در اثر تحریک فتوسل جریان الکتریکی (متناسب با شدت نوری که به آن خورده) در آن بوجود می آید.این جریان وارد سیم پیچ شده و باعث تغییر میدان مغناطیسی گشته و عقربه را منحرف می کند. صفحه مقابل عقربه را درجه‌بندی کرده و از روی آن مقدار ماده موجود در محلول را اندازه می گیرند. انتخاب طول وزن عقربه و همچنین زاویه‌ای که با سیم پیچ قرار می گیرد در حساسیت دستگاه اثر دارد هر چه زاویه کوچکتر باشد دستگاه حساستر است برای این منظور عقربه را بلند انتخاب می کنند ولی بعلت سنگین شدن نمی توان زیاده از حد آن را طویل انتخاب کرد. در بعضی از دستگاهها آئینه کوچکی به سیم پیچ وصل می کنند. لامپی که آئینه را روشن می کند را در زاویه‌ای قرار می دهند که بتوانند انحراف سایه سیم پیچ را بر صفحه مدرج اندازه بگیرند. در این سیستم نتیجه آزمایش مستقیماً از روی صفحه مدرج خوانده می شود. بعضی از نورسنجها حساس بوده و جریان الکتریکی که فرستنده ارسال کرده است عقربه را بحرکت در می آورد مثل فتولیتیک که در اسپکتروفتومترهای جونیور بکار رفته اند ولی بعضی ازآنها این قدرت را ندارند روی این سیستم ها،آمپلی فایری برای تقویت الکتریسیته در مسیر آن قرار می دهند.

الکتریک سنجهایی ساخته شده اند که در آنها به جای عقربه،قلمی را بر روی سیم پیچ وصل می کنند و با رسم منحنی و با در نظر گرفتن استانداردها و مقایسه منحنی آنها با منحنی محلول

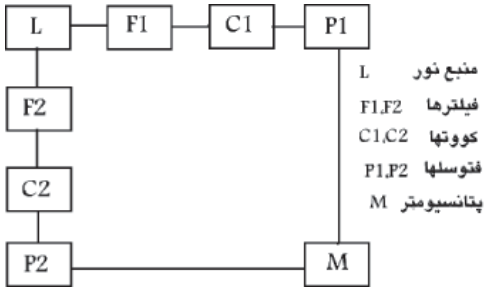
مورد آزمایش، مقدار ماده مورد نظر اندازه می گیرند.

در دستگاههای دقیقتر بجای گالوانومتر سیستم دیگری بنام NULL POINT بکار می برند.

سیستم NULL POINT : همانطوری که اشاره شد این سیستم در دستگاه‌های دقیق بکار برده می شود که شامل یک گالوانومتر و یک مقاومت است به علاوه در آن دو فتوسل وجود دارد یکی به عنوان رفرانس که در جلوی آن دریچه هایی جهت کم یا زیاد کردن نور قرار دارد فتوسل دیگر مربوط به نمونه مورد آزمایش است که در جلوی آن کووت محتوی محلول مورد نظر قرار می دهند. این دو فتوسل به یک مقاومت و یک گالوانومتر وصل هستند. این الکتریک‌سنجها فوق العاده دقیق ساخته شده و به کمترین عبور جریان حساس می باشند. وقتی جریان الکتریکی در هر دو مسیر مساوی باشد عقربه گالوانومتر در وسط قرار می گیرد. بنابراین با قرار دادن شاهد (BLANK) عقربه باید روی صفر باشد در غیر اینصورت با باز یا بسته کردن دریچه جلوی فتوسل رفرانس مقدار نور را تنظیم می کنیم تا روی صفر قرار گیرد. با قرار دادن کووت محتوی محلول مورد آزمایش مجدداً بالانس دستگاه بهم می خورد که با پیچاندن پیچ کوچکی که در نقطه مخصوص وصل است جریان الکتریسیته در دو مسیر مساوی شده و عقربه روی صفر قرار می گیرد. حال درجات روی پیچ پتانسیل را که متناسب با نور جذب شده و یا به عبارت دیگر متناسب با ماده موجود در محلول مورد آزمایش است،می خوانیم. باید دانست برای تقویت جریان ضعیفی که در نورسنج ایجاد می‌شود از آمپلی فایر استفاده می کنند.لازم به توضیح است که در سیستم NULL POINT اشکالات زاویه سیم پیچ، طول و وزن عقربه وجود ندارد.

اسپکتروفتومترهای دو پرتوی

در اسپکتروفتومتر تغییر ولت جریان الکتریکی بر روی حسایت دستگاه اثر می گذارد. یکی از راههایی که می توان این اثر نامطلوب را خنثی کرد استفاده از اسپکتروفتومترهای دو پرتوی است، در دیاگرام زیر اساس این نوع اسپکتروفتومترها نمایش داده شده است.

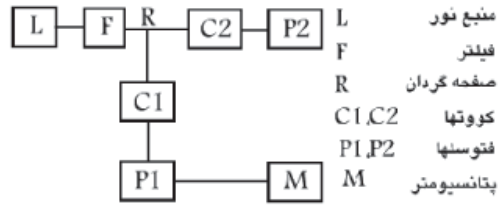


اساس اسپکتروفتومتر دو پرتوی

در اینجا نوری که از لامپ L می‌آید از دو فیلتر و دوکووت و دو فتوسل گذشته و به الکتریک‌سنج می‌رود تا اختلاف پتانسیل بوجود آید. در موقع عمل دو کووت محتوی محلول شاهد Blank را در دستگاه گذاشته و مقدار T را بر روی صد تنظیم می کنیم. سپس کووت محتوی نمونه را

به جای یکی از شاهدها گذاشته و نتیجه را از روی پتانسیومتر می‌خوانیم.

در این دستگاه اگر ولت جریان الکتریکی تغییر کند اثری برروی جواب آزمایش نخواهد داشت چون تغییرات بر روی شاهد و نمونه یکسان است. در اکثر اسپکتروفتومترهای دو پرتوی به خصوص آنهایی که از منشور و صفحه GRATING به عنوان منوکروماتور استفاده می‌کنند طرز قراردادن اجزاء آن به طریق زیر است:



در اینجا تمام اجزاء مثل سیستم قبل است به استثناء صفحه گردان که موارد استفاده آن را در زیر شرح می دهیم.

صفحه‌گردان: این صفحه به اشکال مختلف تهیه می‌شود. در اینجا نوعی که بیشتر استفاده می‌شود شرح می‌دهیم:

این صفحه مدور بریده شده و سطح آن نقره‌اندود می‌باشد تا نور را مثل آئینه منعکس کند. موتور کوچکی برای گردش آن بکار رفته است، این صفحه طوری نصب شده که با نوری که از فیلتر می آید زاویه ۴۵درجه تشکیل دهد. هنگامی که نور به آن می خورد اگر از قسمت بریدگی عبور کند ، از یکسوی کووت و فتوسل می گذرد ولی اگر به سطح آئینه برخورد کرد از سطح دیگر کووت و فتوسل عبور خواهد کرد.

بنابراین نور از نمونه و شاهد به یک نسبت عبور می کند و به این ترتیب تغییر ولتاژ لامپ وجود نخواهد داشت. بعلاوه اگر اشکالی هم در فیلتر باشد ، برای نمونه و شاهد مساوی خواهد بود. در این سیستم صفحه گردان، جریانی متناوب در دو مسیر بوجود می‌آورد که اختلاف پتانسیل آن دو را اندازه می گیرند. اسپکتروفتومترهای دو پرتوی از منبع نور ماوراءبنفش استفاده می‌کنند (در این اسپکتروفتومتر طیف نور ماوراءبنفش ۲۰۰ الی ۳۸۰ میلی میکرون می باشد.) که برای بدست آوردن این نور از لامپ هیدروژنی استفاده می‌شود. معمولاً این نوع اسپکتروفتومترها نور جذب شده را با ترسیم منحنی نشان می‌دهند، لیکن سایر قسمتهای این نوع اسپکتروفتومترها مثل اسپکتروفتومترهای نور مرئی است.

طرز کاربا دستگاه اسپکتروفتومتر

همانطور که قبلاً ذکر شد اسپکتروفتومتر دستگاهی است بسیار دقیق و حساس که بایستی در حین کار حداکثر دقت را به کار برد تا بتوان آزمایشات لازم را به نحو عالی انجام داد.

لذا برای کار با دستگاه به شرح زیر عمل می‌کنیم:

۱ـ دستگاه را به برق شهر وصل می‌کنیم. همانطور که اطلاع داریم برق کشور ما ۲۲۰ ولت و ۵۰ هرتز می‌باشد. چنانچه دستگاه ۱۱۰ ولت

باشد بایستی یک دستگاه ترانسفوماتور ۱۱۰ به ۲۲۰ در اختیار داشته باشیم و پس از وصل دستگاه به ترانس آن را به برق شهر متصل نمائیم در غیر اینصورت چنانچه دستگاه ۲۲۰ ولت بود آن را مستقیم وصل می‌کنیم البته حتی‌الامکان بایستی از سیم زمین (ارت) استفاده شود و این سیستم دو منفعت دارد یکی اینکه کلیه اتصالات القائی را که در دستگاه تولید می‌شود را به زمین منتقل می‌کند بنابراین از هرگونه برق‌گرفتگی بدن جلوگیری می‌شود. در حقیقت این سیستم ایمنی است. دوم اینکه چون دستگاه با دستها تماس مستقیم دارد لذا از نوسانات جزئی و ارتعاشات جلوگیری می‌شود. پس از وصل دستگاه آن را روشن می‌نمائیم و چند دقیقه صبر می‌کنیم تا دستگاه گرم شود. این مدت زمان را Warm up time می‌گویند که در برای دستگاه‌های مختلف،متفاوت است ولی بطورکلی این زمان در دستگاههای الکترونیکی یا ترانزیستوری حدود ۳ تا ۵ دقیقه و در دستگاههای غیر ترانزیستوری که با لامپهای الکترونی کار می‌کنند حدود ۲۰ دقیقه است. طول موج مورد نظر را انتخاب می‌کنیم و سپس دستگاه را با پیچ مخصوص تنظیم، روی صفر قرار می‌دهیم در اسپکتروفتومترهای عقربه‌ای یا نوری صفحه گالوانومتر به دو قسمت تقسیم می شود. قسمت عبور یا Transmition و قسمت جذب یا Absorption . همانطور که قبلاً شرح داده شد صفر میزان عبور،مساوی بینهایت جذب و ۱۰۰ میزان عبور برابر با صفر جذب می باشد لذا پس از تنظیم صفردستگاه،کووت مربوطه را از آب مقطر یا بلانک مخصوص تا ۳/۴ لوله پر نموده و آن را در داخل هولدر قرار می‌دهیم. دقت شود که لوله‌های مخصوص اسپکتروفتومتر بکار برده شود و علامت مخصوص لوله در مقابل و جای مخصوص هولدر قرار گیرد و البته لوله‌های مربوطه بایستی بسیار تمیز و عاری از هرگونه لک و یا کدورت باشند.بعد با پیچ مخصوص تنظیم، ۱۰۰ عقربه گالوانومتر را روی عدد صد قرار می دهیم سپس لوله بلانک را بیرون آورده و محلول استاندارد را که قبلاً خودمان آماده نموده‌ایم و در لوله جداگانه ریخته شده، در داخل هولدر قرار می‌دهیم و آن را می خوانیم. سپس محلول استاندارد را بیرون آورده محلول مورد آزمایش را گذاشته و عدد گالوانومتر را مجدداً می خوانیم در تمام این موارد،در هولدر بایستی کاملاً بسته بوده تا از ورود نور اضافی جلوگیری به عمل آید.

سپس به ترتیب زیر عمل می‌کنیم:

$$\text{جواب آزمایش} = \frac{T \times 100 \times C}{ST \times N}$$

استاندارد	ST
محلول مورد آزمایش	T
بلانک یا آب مقطر	B
غلظت استاندارد	C
فاکتور رقت	N

در دستگاه‌هائی که بصورت دیجیتال هستند، ارقام دیجیتال به سه قسمت یا سه حالت می‌باشند. که با کلیدهای مخصوص عوض می‌شوند:

۱ـ حالت عبور

۲ـ حالت جذب

۳ـ قسمت مرکزی محاسبه (حافظه الکترونیکی)

در دو حالت اول مانند سیستم‌های گالوانومتری عمل می‌کنیم ولی در حالت سوم پس از تنظیم‌نمودن صفر، با محلول بلانک محلول ساخته شده را که قبلاً مقدار غلظت آن مشخص شده است، در داخل هولدر قرار داده و با پیچ مخصوص، رقم دیجیتال را طوری تنظیم می‌کنیم که عدد غلظت محلول ساخته شده منفی را نشان‌دهد. سپس محلول را بیرون آورده و محلول مورد آزمایش را در هولدر قرار می دهیم و عدد خوانده شده جواب ما را خواهد داد.

نور مورد احتیاج برای محلولهای رنگی ۴۰۰ تا ۷۰۰ نانومتر و منبع نور لامپ تنگستن است. در غیر این صورت برای محلولهای غیر رنگی و تعیین غلظت از طول موجهای پائینتر از ۴۰۰ که به وسیله لامپهای اولتراویوله(UV) ایجاد می شوند،می توان استفاده نمود و برای طول موجهای بالاتر از ۸۵۰ نانومتر از سیستم (IR) مادون قرمز استفاده می گردد.

کووت: کووت که نقش مؤثری در آزمایش و کار با دستگاه اسپکتروفتومتر دارد معمولاً از شیشه‌های مخصوص و از جنس کوارتزـ پیرکس ساخته می شود. این عمل به منظور آن است که هرچه ممکن است از جذب نور هنگام عبور از شیشه و لوله جلوگیری به عمل آید و در موقع کار بایستی عاری از هرگونه کدورت و رنگ محلولهای مورد استفاده باشد.

لوله‌های کوارتز معمولاً بصورت مکعب مستطیل ساخته می شوند که بهترین نوع آنها کوارتز -کادمیوم است که حداقل جذب نور را دارد و همانطوری که قبلاً ذکر شد در حین انجام آزمایشات، سری کووتها می بایستی از یک نوع ویک شکل باشند. بهتر است پس از انجام آزمایشات، کووتهای استفاده شده را در فرمولهای رنگ بر و تمیز کننده قرار داده و پس از آن،آنها را با محلول معمولی و سپس آب مقطر شستشو داده و در حرارت کمتر از ۴۰ درجه آنها را خشک و در جعبه مخصوص به خود قرار داد.

کووت را بیرون آورده و دستگاه را خاموش می کنیم و برای جلوگیری از گرد و غبار، روکش آن‌را قرار می دهیم. برای بالا بردن دقت دستگاه هر چند ماه یکبار بایستی لامپ آن (تنگستنی یا U.V) را با دستمال مخصوص پاک نموده تا از گرد و غبار زیاد که باعث کمی شدت نور و در نتیجه پائین آمدن حساسیت دستگاه می شود، جلوگیری نمود.

کنترل دستگاه: برای کنترل دستگاههای اسپکتروفتومتر روشهای متعددی وجود دارد که در نوع و ساخت هر دستگاه متفاوت است. مثلا در یک دستگاه از محلول کلرور کبالت به طریق زیر عمل می‌شود:

۱ـ ۳/۲ گرم کلرور کبالت خشک را در فلاسک می ریزیم. حجم آن را با آب مقطر به ۱۰۰ سی سی می رسانیم.

۲ـ در یک لوله از بین محلول بصورت رقیق نشده STOCK و برمید، یکی را می ریزیم.

(۳/٤ لوله را پر می کنیم).

۳ـ در لوله دوم ،مقداری از این محلول را برداشته و بصورت ۱/۲ رقیق می کنیم.

٤ـ در لوله سوم ،مقداری از این محلول را بصورت ۱/٤ رقیق می نمائیم.

٥ـ در لوله چهارم آب مقطر خالص می ریزیم.

٦ـ طول موج دستگاه را روی ٥۲۰ نانومتر تنظیم می کنیم و دستگاه را صفر می کنیم.

۷ـ عقربه گالوانومتر دستگاه را به وسیله آب مقطر موجود در لوله چهارم ، روی ۱۰۰ تنظیم می کنیم. حالا لوله اول را در دستگاه گذاشته،رقم جذب گالوانومتر باید عدد حدود ۰/۰٤ و با محلول لوله دوم باید ۰/۰۲ و با محلول لوله سوم باید ۰/۰۱ جذب را نشان دهد. بدین ترتیب هر چند وقت یکبار می توانیم از صحت کار دستگاه اطمینان حاصل نمائیم.

سرویس و نگهداری

اشکالاتی که بطور عمومی در دستگاههای اسپکتروفتومتر به وجود می‌آیند، به شرح زیر است که بطور خلاصه ذکر می گردد:

۱ـ کاهش حساسیت دستگاه

الف) دود زدگی لامپ منبع نور و وجود گرد و غبار روی لامپ که در قسمت اول لامپ دودزده را که به منزله یک فیلتر عمل می‌نماید بایستی تعویض نمود و در قسمت دوم گرد و غبار را بایستی تمیز نمود.

ب) وجود گرد و غبار روی لنزهای تمرکز دهنده: آینه‌های گریتینگ ـ منشور و فیلترهای مربوطه در این قسمت که بسیار حائز اهمیت هستند، به هیچ وجه نبایستی دست یا شیئی را به آینه‌ها یا لنز یا منشور تماس داد و فقط با دمیدن هوای ملایم خشک به وسیله پوار یا وسیله دیگر گرد و غبار را برطرف نمود و همیشه از روکش دستگاه استفاده نموده و روی آن پس از انجام کار کاملاً پوشانیده شود تا از ورود گرد و غبار جلوگیری گردد.

ج) انحراف آینه‌های گریتینگ: بعضی از آینه‌ها دارای اهرم جهت حرکت دورانی یا عمودی هستند که بایستی پس از باز نمودن دستگاه و گذراندن محلول بلانک در داخل هولدر در طول موج مشخص آنقدر آینه را به آهستگی حرکت دهند تا بالاترین رقم حساسیت را نشان دهد این کار بایستی با تجربه قبلی یا راهنمایی های مربوطه با دقت انجام گیرد.

د) کثیف بودن هولدر که معمولاً داخل آن محلول ریخته می شود و جلوی دریچه هولدر را می گیرد.لوله‌های مورد استفاده در اثر تمیز نبودن از حساسیت می کاهد که در هر دو مورد بایستی کاملاً تمیز گردند.

ه) ضعیف شدن فتوتیوب که فقط با تعویض نمودن آن مطابق با استاندارد دستگاه عیب مربوطه برطرف می شود.

۲ـ نوسان گالوانومتر

الف) در موقعی که محلول در داخل دستگاه نیست این اشکال مربوط به رکتیفایر یا قسمت تقویت کننده آمپلی فایر یا ثابت نگاهدارنده است یا قطع و وصل یک مدار فرعی است. لامپهای الکترون یا ترانزیستورها و احیاناً قسمت الکترونیکی و خازنهای صافی و رکتیفایر خراب است و بایستی تعویض گردند که معمولاً در این نوع اشکالات بایستی از افراد

فتومتر شعله‌ای FLAME PHOTOMEETER



مقدمه

یکی دیگر از وسائل الکتریکی که در اکثر آزمایشگاهها یافت می شود فلیم فتومتر است که از آن بیشتر برای اندازه‌گیری سدیم و پتاسیم استفاده می شود. اساس این دستگاه مثل اسپکتروفتومتر بر روی سنجش انرژی نورانی و طیف قشری اتمهای مورد نظر می‌باشد.

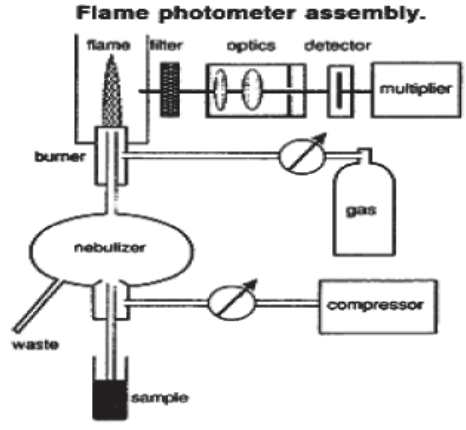
الکترونهای اتم فلزات بخصوص فلزات قلیائی مثل سدیم، پتاسیم و کلسیم بر اثر انرژیهای مختلف مثل حرارتی و نورانی الکترونها برانگیخته (EXCITED) شده و به مدارهای بالاتر جهش میکنند. در مدار جدید الکترونها، انرژی بیشتر ولی ثبات کمتری دارند. به همین دلیل پس از زمان بسیار کوتاهی به مدار اولیه GROUND STATE بر می گردند. در این برگشت، انرژیی را که جذب کرده‌اند، بصورت انرژی نورانی (فوتون) منتشر می‌کنند.

این نور دارای طول موج معینی می‌باشد که مخصوص آن فلز است مثلاً طول موج نور زرد که از سوختن سدیم ساطع می‌شود برابر ۵۹۰ نانومتر و طول موج پتاسیم که نور صورتی مایل به بنفش بوجود می‌آورد برابر ۷۶۵ نانومتر و نور لیتیوم که قرمز است برابر نانومتر ۶۷۰ می باشد. اساس بوجود آمدن نور در فلیم فتومتر شبیه متد فلورسنت است با این تفاوت که در فلورسنت انرژی نورانی U.V ماوراء بنفش جهت برانگیختن اتم بکار می رود در حالیکه در فلیم فتومتر انرژی حرارتی به این مصرف می رسد. بر اثر حرارت شعله، هر لحظه فقط حدود ۰/۰۰۲ درصد (دو تا از صد هزار) از اتمهای عناصری که به راحتی برانگیخته می شوند مثل سدیم یا پتاسیم تهییج شده و نور ایجاد می کند و برحسب اینکه الکترون چه مداری و تا چه حد تهییج شده باشد و برحسب اینکه چقدر انرژی نورانی (فتون) ساطع نماید نور

رنگی که می‌دهد متفاوت است که هر رنگ مخصوص یک عنصر می‌باشد. بعضی از عناصر چند رنگ تولید می کنند و اشکال این است که اگر شعله کم یا زیاد شود طول موج بوجود آمده تغییر می کند. به همین جهت دستگاه فلیم فتومتر فقط برای اندازه‌گیری سدیم و پتاسیم و گاهی در صورت حساس بودن دستگاه برای اندازه‌گیری کلسیم البته با حرارت دادن محلول در محفظه جداگانه استفاده می گردد.

ساختمان فلیم فتومتر:

ساختمان فلیم فتومتر شبیه اسپکتروفتومتر و یا فتومتر ساده است با این تفاوت که در فتومتر منبع نور لامپ الکتریکی و در فلیم فتومتر منبع نور از سوختن ماده مورد آزمایش در شعله می باشد بعلاوه در اسپکتروفتومتر بعد از برخورد نور به محلول نمونه مقدار نور جذب شده را اندازه می گیرند در حالیکه در فلیم فتومتر نور بوجود آمده مستقیماً اندازه‌گیری می‌شود.



در دستگاه فلیم فتومتر برای تجزیه نور معمولاً از فیلترهای INTERFRENCE و برای سنجش نور از انواع مختلف نورسنج فتوسل یا فتوتیوب استفاده می شود و برای اندازه‌گیری الکتریسیته از گالوانومتر استفاده می گردد. چون فرق کلی فلیم فتومتر و اسپکتروفتومتر در منبع نور آنهاست لذا این قسمت را به تفصیل در زیر شرح می‌دهیم.

منبع نور (مشعل):

برای ایجاد نور از نمونه مورد آزمایش آنرا بوسیله مکنده وارد شعله می نمائیم و شعله از سوختن گاز قابل اشتعال که شرح مفصل آن بعداً ذکر می شود بوجود می‌آید.

الف) مکنده ساده ـ در این نوع مکنده محلول از مجرای بسیار ظریف و باریک مکیده شده و مخلوط هوای فشرده و گاز آنرا اتمیزه نموده و وارد شعله می نماید. بعلت ظرافت مسیر نمونه کار کردن با آن دقت زیادی می خواهد چون کمترین اختلال تولید اشکال می نماید. همچنین رسوبات در دهانه مشعل یا ناخالصی گاز باعث تغییر مقدار شعله و شدت آن می شود مثل آلودگی گاز استیلن یا پروپان که در این شرایط رنگ آبی شعله به سبز گرائیده می شود. در این نوع مکنده از شعله شدید (ARD FLAME) استفاده می شود که نتیجه حاصله از سوختن اکسیژن و یا یکی از گازهای سوزنده مثل هیدروژن ـ استیلن آنالیتیک و گاهی پروپان حاصل می شود. شعله شدید یکنواخت سوخته و با وجود حجم کم دارای حرارت بسیار می باشد. با

بکار بردن این نوع شعله عناصری را که نور ضعیف تولید می کنند، مثل کلسیم را می توان اندازه‌گیری نمود.

ب) مکنده با محفظه ـ در این مکنده نمونه ابتدا اتمیزه شده وارد محفظه‌ای شده و بعد به شعله می رسد.این سیستم که صدادارتر از سیستم اول بوده و مقدار نمونه را نیز بهتر می توان کنترل نمود.

نمونه بعد از آنکه در محفظه بصورت (ATOMIZED) پودر درآمد ذرات درشت آن ته نشین شده فقط ذرات ریز و یکدست وارد شعله می شوند.در اینجا مقدار نمونه‌ای که به شعله می رود از نوع اول کمتر است. اشکالات این نوع هم این است که تمیز نمودن محفظه کار آسانی نیست چون مقدار زیادی املاح در آن رسوب می نماید. در ضمن مخلوط گاز و هوا ممکن است در آن تولید انفجار نماید. در این سیستم معمولاً شعله نوع ملایم (Soft Flame) استفاده می شود و ذرات بسیار ریز را در مسیر هوا به شعله می رساند. در شکلهای زیر دو نوع سیستم نشان داده است.

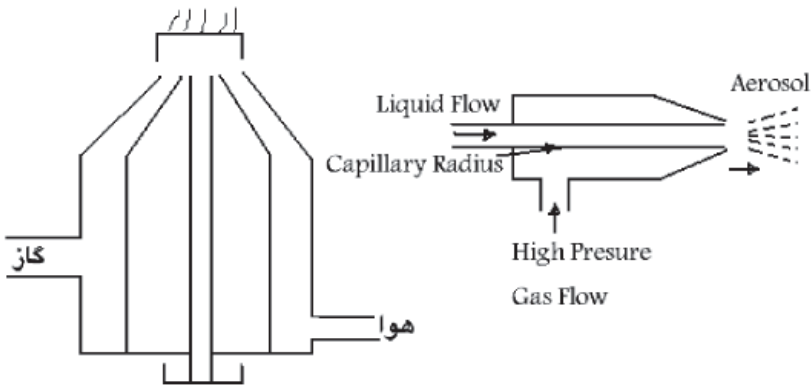
روش اندازه‌گیری در فلیم فتومتر: در فلیم فتومتر نمونه را می توان به دو طریق اندازه‌گیری کرد.

۱ـ روش مستقیم:

در این روش نوری را که از عناصری مثل سدیم ساطع میشود بوسیله نورسنج (فتوسل) و الکتریک سنج (گالوانومتر) اندازه‌گیری می نمایند. با در دست داشتن منحنی استاندارد مقدار عنصر مورد نظر تعیین می گردد. این طریق اندازه‌گیری معمولاً در دستگاهی که شعله شدید بکار رفته مرسوم است.

۲ـ روش مقایسه‌ای:

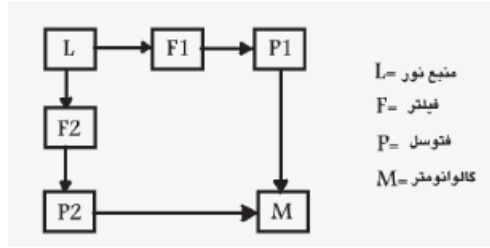
در این روش نور ماده مورد آزمایش را با نور ماده‌ای که به عنوان استاندارد داخلی مصرف می شود، مقایسه می کنند برای رفع اشکالاتی که از تغییرات شدت و میزان شعله بوجود می آید از یک استاندارد داخلی استفاده می کنند. بدین ترتیب که مقدار معینی از ماده‌ای که در نمونه وجود ندارد به استاندارد سرم کنترل وبلانک و نمونه مورد



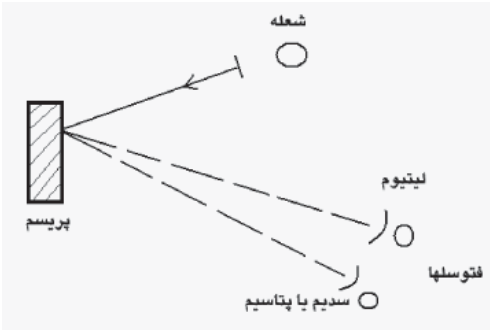
ساختمان اتمایزر بدون محفظه

آزمایش اضافه می‌نمایند. در اندازه‌گیری سدیم و پتاسیم استاندارد داخلی لیتیوم (Lithium) است. (نیترات و سولفات لیتیوم) لیتیوم نوری با طول موج ۶۷۰ میلی میکرون ایجاد می کند که به آسانی می توان آن را از امواج سدیم و پتاسیم جدا کرد. این طریق معمولاً در دستگاههایی که شعله ملایم ندارند مرسوم است. در این روش نور نمونه با نور استاندارد مقایسه می شود، مثل سیستم دو پرتویی در دستگاه اسپکتروفتومتر. بدین ترتیب تغییرات حرارت و شعله و اتمیزه کردن و تغییرات فشار گازها و نوسانات ولت برای هر دو عنصر یکسان است. برای روشن شدن این مطلب سدیم و لیتیم را در نظر می گیریم. چنانچه سیستم اتمایزر دچار اشکال شود، مقدار سدیم و لیتیوم که به شعله می رسد به یک نسبت تغییر می کند. ولی تغییرات شدت نور برای هر دو عنصر یکسان نخواهد بود چون انرژی جهت تهییج شدن برای دو عنصر صددرصد یکسان نیست.

توضیح: خواص فیزیکی و شیمیائی لیتیوم شبیه Na و K است شدت تهییج شدن آن هم حدوداً شبیه سدیم و پتاسیم است.



طرز قرار گرفتن اجزاء فلیم فتومتر که مجهز به فیلتر (INTERFRENCE FILTER) باشند به ترتیب بالا است چنانچه به جای فیلتر از سیستم (GRATING) پریسم استفاده کرده باشند طرز قرار گرفتن اجزاء به صورت زیر خواهد بود.



طرز جدا کردن نور سدیم از لیتیوم

در عمل و طبق استاندارد، سرم کنترل، نمونه و بلانک با لیتیوم رقیق می شوند. علاوه بر لیتیوم کمی ماده مرطوب کننده WETTING.A نیز اضافه می کنند تا غلظت محلول‌ها یکنواخت شده و عبور آنها بهتر کنترل شود.

اشکالات و رفع آنها

۱ـ تنظیم نبودن درجه حرارت و مقدار شعله: برای رفع این اشکال از فشارسنج و دستگاه تنظیم کننده فشار هوا و گاز (رگولاتور) استفاده می کنند بعلاوه مسیر گاز باید کاملاً تمیز بوده و گاز خالص مصرف گردد.

۲ـ ثابت نبودن مقدار نمونه مورد آزمایش : برای رفع این اشکال نمونه را رقیق کرده و سپس آن را به کمک سیستم اتمایزر (ATOMIZER)

به حالت ذرات ریز درآورده و در مسیر گاز جهت سوخت ویا در مسیر هوا آن را وارد شعله می کنند. بنابراین با تنظیم یکنواخت هوای فشرده و گاز سوزنده مقدار نمونه نیز کنترل می شود.

۳ـ یکنواخت نبودن چسبندگی محلولها: چون چسبندگی محلول مورد آزمایش آن با محلول استاندارد مساوی نیست این امر باعث می شود مقدار نوری که بوجود می آید متناسب با مقدار نمونه نباشد. برای رفع این اشکال مقدار معینی ماده مرطوب کننده اضافه می‌کنند تا محلولهای مورد آزمایش استانداردها، سرمهای کنترل وبلانک دارای چسبندگی یکنواخت شوند.

۴ـ اثر اتمهای دیگر: بعضی از اتمها انرژی نورانی را که بوسیله سایر اتمها بوجود می آیند جذب کرده و برعکس بعضی دیگر انرژی نورانی را تشدید می کنند نمونه‌های موردآزمایش مثل سرم خون یا ادرار همیشه مقداری از این اتمهای مزاحم دربردارند. خوشبختانه مقدار این اتمها یکسان بوده و قابل اغماض است. اثر نامطلوب این اتمها را می توان به چند طریق تقلیل داد:

الف: هر قدر که امکان داشته باشد نمونه‌ها را رقیق نمود (بستگی به حداقل حساسیت دستگاه) تا اتمهای ناخواسته رقیق شوند.

ب: اضافه کردن مقدار معینی از اتمهای ناخواسته ـ بعنوان مثال سدیم باعث تشدید نور پتاسیم می شود برای کنترل اثر سدیم مقدار معینی از آنرا به تمام محلولها اضافه می کنند و چون نمونه را با استاندارد می سنجند، اثر سدیم خنثی خواهد شد. مسلم است که با اضافه کردن سدیم نمی توان در یک نمونه رقیق شده سدیم و پتاسیم را با هم اندازه‌گیری نمود.

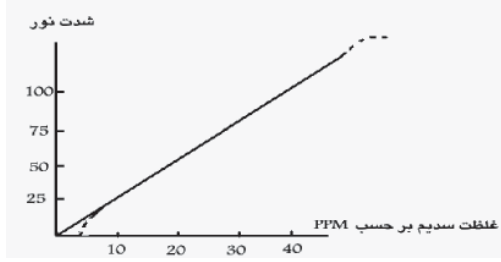
ج: موادی به نمونه اضافه می‌کنند که اثر نامطلوب اتم ناخواسته را خنثی کند بعنوان مثال در مورد کلسیم یکی از اتمهای ناخالص که شدت نور کلسیم را کم می‌کند فسفات است برای خنثی کردن فسفات مقداری لنتانیوم (LENTHANIUM) اضافه می‌کنند چون لنتانیوم برای گرفتن فسفات رقابت می کند. طول موج لنتانیوم نزدیک طول موج کلسیم نبوده بدین ترتیب جدا کردن آنها آسان است.

د: اضافه کردن لیتیوم بعنوان استاندارد داخلی اثر نامطلوب سدیم را بر روی پتاسیم و یا پتاسیم بر روی سدیم را کاهش می دهد.

جهت معالجه بیماران روانی لیتیوم مصرف می نمایند و برای کنترل مقدار لیتیوم در سرم بیماران لازم است که میزان آن را در سرم خون بیمار اندازه‌گیری نمود واضح است که با استاندارد داخلی لیتیوم نمی‌توان آنرا سنجید. به ناچار دستگاههای فلیم فتومتر مخصوص ساخته شده که سیستم‌های مخصوص دارند و مجهز به فیلتر مخصوص لیتیوم بوده و لیتیوم سرم را با مصرف پتاسیم بعنوان استاندارد داخلی اندازه می گیرند.

۵ـ رقت زیاد: رقیق کردن بیش از حد نمونه باعث می شود که در حرارت زیاد بعضی از اتمهای ماده مورد آزمایش یونیزه شوند. طول موج نوری که یونها ایجاد می‌کنند، با طول موج اتم آن ماده متفاوت است با رسم منحنی استاندارد متوجه خواهیم شد که در رقت پائین، منحنی خطی نیست.

در شکل زیر با خط نقطه‌چین این سطح نشان داده شده است:



برای رفع این اشکال با بکار بردن استانداردهای مختلف منحنی را کشیده و رقت مطلوب را محاسبه می نمایند.

۶ـ غلظت زیاد: اگر محلول غلیظ‌تر از حد لازم باشد علاوه بر اثرات نامطلوب اتمهای ناخواسته که شرح آن گذشت مقدار از انرژی نورانی ماده مورد آزمایش بوسیله اتمهای خود ماده جذب خواهد شد. این جذب بوسیله الکترونهایی که در گراند استیت (GROUND STATE) هستند انجام می گیرد. باز هم با استفاده از منحنی استانداردها میتوان غلظت محلول را محاسبه نمود.

اشکالات در اندازه‌گیری کلسیم

کلسیم در حرارت پائین به سختی نور می دهد. در حرارت کمی بالاتر چند رنگ می دهد که بعضی از آنها نزدیک رنگ سدیم بوده و با آن مخلوط شده و جدا کردن آن مشکل است. روی این اصل هنوز دستگاهی که بر اساس فلیم فتومتری کار کند ساخته نشده که مستقیم کلسیم را اندازه‌گیری نماید. مگر اینکه سایر یونهای مزاحم را جدا کنند و بعد کلسیم را اندازه‌گیری می‌نمایند یعنی رسوب اکسالات کلسیم را تهیه کرده در محلول رقیق کننده مجدداً، رقیق کرده و اندازه‌گیری می نمایند. روش فوق نیز دقیق نیست و اکنون کلسیم را با دستگاه تیتراتور و فعال انفعالات شیمیائی اندازه‌گیری می‌نمایند.

رفع اشکالات مکانیکی و الکترونیکی

۱ـ اشکالات در دستگاه:

الف: اشکالات در مورد اتمایزر ـ بهتر است جهت نگهداری، اتمایزر پس از استفاده از دستگاه به مدت ۱۰ دقیقه بصورت خشک (بدون تزریق محلول به آن) کار کند تا تمام مایعات و مواد اضافی اتمایزر خارج شده و باعث گرفتگی سوزن مکنده اتمایزر نگردد.

ب: هر چد یکبار مجراهای مختلف ورود گاز و چربیهای ناشی ازآن که در لوله‌ها رسوب نموده کاملاً پاک و فیلتر ورودی گاز به دستگاه تمیز و شستشو گردد.

ج: گذرگاههای هوای فشرده نیز به همین ترتیب تمیز گردد.

د: مجرای فاضلاب تمیز شده و انسدادهای موجود رفع گردد.

توضیح اینکه در انتهای خروج فاضلاب ظرف مخصوصی موجود است که همیشه سطح فاضلاب بایستی در حد معینی بوده و اضافه آن نیز بخارج هدایت گردد این موضوع باعث می گردد که از خروج گاز و محلول اتمیزه شده از راه غیرطبیعی فاضلاب (DRAIN) خارج نگردد.

ه: هر چند ماه یکبار سطح مشعل را از رسوبهای ایجاد شده بایستی پاک نمود.

و: لنز (عدسی) و دریچه‌های تمرکز دهنده نور را که در جلوی مشعل قرار گرفته است و عموماً دودزده می شود بایستی پاک نموده و سطح سلول فتوالکتریکی را با پارچه بسیار نرم تمیز نمود.

توضیح مهم: درصورتیکه دستگاه دارای سیستم گریتینگ است از هرگونه دست زدن به منشور و آینه‌ها جداً جلوگیری شود و فقط با دمیدن هوا به آهستگی گرد و غبار مورد نظر تمیز گردد.

۲ـ اشکالات در مورد کمپرسور هوای فشرده:

فیلترهای مخصوص ورود هوا به کمپرسور تمیز ویا تعویض گردد. ولوهای خارجی کمپرسور تمیز وبازدید گردد. در صورت کاهش فشار هوا بایستی سیستم ایجاد تراکم کمپرسور مورد بازدید و سرویس قرار بگیرد.

نحوه شروع کار با دستگاه: دستگاه را به برق شهر وصل نموده آنرا روشن می نمائیم. در صورتیکه کمپرسور جداگانه تغذیه می شود آنرا نیز روشن می کنیم. درجه هوای فشرده را روی عدد مورد نظر تنظیم می نمائیم. (در هر دستگاه فشار هوا معینی و ثابت بایستی باشد) شیر گاز را باز نموده و بلافاصله آنرا مشتعل می نمائیم و تا حصول ایجاد شعله آبی مورد نظر به وسیله ولو مخصوص آن را تنظیم می نمائیم.

نحوه انجام کار: دستگاه را با استفاده از آب مقطر دو بار تقطیر که به اتمایزر می دهیم شستشو می نمائیم. سپس گاز را می‌بندیم با از بین رفتن شعله در مشعل مدت ۱۰ دقیقه اجازه می دهیم تا دستگاه خشک کار کند. سپس کمپرسور را خاموش و بعد دستگاه را خاموش می نمائیم و پس از خنک شدن مشعل دستگاه را با روکش مخصوص می پوشانیم.

نحوه اندازه‌گیری: پس از تنظیم دستگاه فیلتر سدیم یا پتاسیم یا ... را برحسب احتیاج در جای مخصوص قرار می‌دهیم.

۱ـ دستگاه را با آب مقطر دوباره تقطیر (بلانک) صفر می‌نمائیم (دکمه مخصوص تنظیم صفر).

۲ـ با محلول استاندارد که قبلاً آماده شده گالوانومتر را روی عدد بخصوص قرار می‌دهیم (دکمه مخصوص حساسیت).

۳ـ سرم بیمار را که قبلاً برابر با رقت محلول کنترل و استاندارد آماده شده به دستگاه می دهیم و عدد گالوانومتر را می خوانیم.

٤ـ رقم خوانده شده گالوانومتر را از روی جدول مخصوص دستگاه برحسب میلی گرم یا میلی اکووالانت تعیین می نمائیم.

سل کانتر (شمارشگر سلول):



دستگاه سل کانتر جهت سنجش و اندازه گیریهای مربوط به خون مورد استفاده قرار می گیرد. به طور کلی هدف از ساخت این دستگاه، تعیین تعداد سلولها در یک حجم مشخص می باشد هر چند بر خلاف این تعریف ساده، دستگاه مورد نظر از تکنولوژی پیچیده ای برخوردار است. پارامترهایی که به طور معمول در یک دستگاه سل کانتر ارائه می گردد به قرار زیر است:

RBC , WBC , HGB , PLT , MCV , HCT , MEH , MEHC , RDW , MPV , PCT , POW , L# , L٪ , G# , G٪ , M# , M٪

RBC : تعداد گلبولهای قرمز بر حسب تعداد سلول در لیتر یا تعداد سلول در میکرولیتر

WBC: تعداد گلبولهای سفید (لکوسیتها) بر حسب تعداد سلول در لیتر یا مقدار سلول در میکرولیتر

HGB: غلظت هموگلوبین بر حسب گرم بر دسی لیتر یا میلی مول بر لیتر

PLT: تعداد پلاکت بر حسب تعداد سلول در لیتر یا تعداد سلول در میکرولیتر

MCV: حجم متوسط گلبولهای قرمز بر حسب فمتوتولیتر

HCT: هماتوکریت به صورت مقدار مطلق یا درصد

مقدار مطلق هماتوکریت = MCV× RBC

MCH: هموگلوبین متوسط گلبولهای قرمز بر حسب پیکوگرم یا فمتوتومول

MCH = HGB/RBC

MCHC: غلظت هموگلوبین متوسط گلبولی بر حسب گرم بر دسی لیتر یا میلی میلی مول بر لیتر

مقدار مطلق به هماتوکریت/ MCHC = HGB

RDW: پهنای توزیع گلبولهای قرمز بر حسب انحراف معیار بر حسب فمتولیتر

PDW: پهنای توزیع پلاکتها بر حسب انحراف معیار بر حسب فمتولیتر

MPV: حجم متوسط پلاکتی بر حسب فموتولیتر

PCT: ترومبوکریت به صورت در صد یا مقدار مطلق

PCT = PLT×MPV

شمارش افتراقی گلبولهای سفید(سه پارامتری) شامل موارد زیر می گردد:

L٪ و L: لیتوسیتها

M٪ و M: مونوسیتها و تعدادی از ائوزینوفیلها (که نوعی گرانولویت هستند)

G٪ و G: گرانولوسیتهای نوع نوتروفیل، ائزینوفیل و بازوفیل

شمارش سلولها به صورت اتوماتیک و نیمه اتوماتیک بسیار معتبرتر و قابل اطمینان تر از شمارش سلول به صورت میکروسکوپی است چرا که تعداد بیشتری از سلولها را می توان خیلی سریعتر در یک میزان نمونه، توسط یک دستگاه آنالایزر و تجزیه کننده شمارش کرد که دقت آن نیز بیشتر می باشد. این درحالی است که افزایش دقت الزاماً مبین بهبود همزمان دقیق بودن در کار نیست.

اصول کار

نمونه ورودی که خون وریدی است و درلوله‌های حاوی ماده ضد انعقاد جمع آوری شده است به دو یا چند قسمت تقسیم می شود. (رایج ترین ماده ضد انعقاد، EDTA می باشد) و هر قسمت را به طور جداگانه و در کانالهای جداگانه رقیق می نمایند.(این کار به صورت اتوماتیک توسط دستگاه صورت می پذیرد.) مسأله اساسی در رقیق سازی نمونه، مسأله حجم است. در دستگاههای جدید معمولاً به حجمی معادل μL ۳۰-۲۵ خون کامل نیاز داریم که پس از وارد شدن به دستگاه با دقت کامل نیاز داریم که پس از واردشدن به دستگاه با دقت حدود ۱٪ رقیق می‌شود. بنابراین اختلاف در تقسیم و رقیق کردن نمونه باید کمتر از μL۱ باشد. جهت رقیق‌سازی از محلولی به نام سالین ایزوتونیک (diluent) با PH =۷/۴ استفاده می‌شود و برای برداشت نمونه و رقیق‌سازی آن با دقت بالا، رایج ترین روشی که مورداستفاده قرار می‌گیرد، استفاده از دریچه‌های فشاری دو یا سه راهی (Multi port shear valve) می‌باشد و عمل مکش توسط پمپ‌های پریستاتیک یا به روش پیستونی که ایجاد خلاء می‌نمایند، صورت می پذیرد. معمولاً خون رقیق شده در یک محفظ وارد شده و مقادیر PLT , RBC در آن شمارش می گردد و مقداری از این خون رقیق شده نیز برداشته شده و مجدداً رقیق می گردد و وارد محفظه ای دیگر می‌شود .پس از افزودن محلولی دیگر به نام لایز در این محفظه مقادیر , HGB WBC مربوط به آن اندازه گیری می گردد. در برخی از دستگاهها MCV اندازه گیری می گردد و از روی آن HCT محاسبه می شود و در بعضی دیگر نیز HCT از روی سطح زیر منحنی RBC اندازه گیری شده و از روی آن MCV محاسبه می گردد. بقیه پارامترهای خون محاسبه ای بوده و توسط اعمال محاسباتی بدست می آیند. در آنالیز و تجزیه سلولی اصول مختلفی مورداستفاده قرار می گیرد:

- اندازه گیری مقاومت (امپدانسی)
- پراکنده کردن و پخش نور
- سانتریفیوژ کردن و آنالیز کمی

اندازه‌گیری مقاومت معمولترین روش استفاده شده برای شمارش سلول است. این اصل اندازه گیری دارای این مزیت است که در آن

سلولهای خون نسبت به الکترولیت رقیق کننده از رسانایی و هدایت کمتری برخوردار می باشند. هنگامی که از یک ولتاژ الکتریکی برای دو الکترود فرو برده شده در محلول الکترولیت استفاده می شود به دلیل انتقال یون ها از یک الکترود به الکترود دیگر، یک جریان الکتریکی را می توان اندازه گیری نمود. اندازه این جریان بستگی به غلظت یون ها در محلول خواهد داشت. اگر انتقال یون های ثابت باشد، میزان جریان نیز ثابت خواهد بود.

۲- در صورتی که الکترودها به واسطه یک عایق کننده مجزا شوند، میزان جریان الکتریکی به صفر افت می کند.

۳- اگر روزنه و سوراخ کوچکی در داخل عایق کننده وجود داشته باشد، جریان دوباره ظاهر خواهد شد، اما میزان جریان کم و ناچیز خواهد بود چرا که عایق هنوز هم تا حدی مؤثر و مفید است.

۴- یک ذره کوچک همچون یک سلول خونی با قابلیت رسانایی و هدایت کمتر از محلول الکترولیت، که از میان سوراخ موجود از یک محفظه به محفظه دیگر عبور می کند، به طور موقتی باعث کاهش جریان می شود، زیرا حجم کمتری از محلول الکترولیت قادر به عبور از میان سوراخ موجود در همان زمان است. هنگامی که این ذره کوچک از میان سوراخ عبور کرده باشد، جریان دوباره مقدار اولیه خود را بدست خواهد آورد.

هنگامی که یک Fluid و مایع محتوی سلول از میان روزنه و سوراخ یک عایق کننده که دو محفظه الکترود را مجزا می کند، مکیده می شود، هر تغییری در جریان (که به عنوان پالس مشخص و ثبت شده) بیانگر محل عبور و گذر یک ذره از طریق و میان روزنه است . بنابراین امکان شمارش سلول ها را فراهم می کند. علاوه بر آن، اندازه و میزان هر پالس، با اندازه ذره متناسب است. شمارشگرهای سلولی ساده تنها به ثبت تعداد پالس ها و ضربه های فراتر از یک حد و آستانه معین می پردازند. شمارشگرهای پیچیده تر و پیشرفته تر به ثبت اندازه هر پالس نیز می پردازند و توزیع و تقسیم میزان پالس ها را نیز نشان می دهند، لذا مبین توزیع اندازه ذرات در اجتماعی از سلول ها هستند. غلظت سلول ها در نمونه مورد نظر به واسطه شمارش تعداد پالس ها و ضربه ها برای یک حجم مشخص و معین از Fluid اندازه گیری می شود. قطر روزنه مربوط به RBC حدود ۵۰μm و قطر روزنه مربوط به WBCحدود ۸۰μm یا ۱۰۰μm می باشد. از آنجا که این اصل اندازه گیری بر عبور یک ذره مجزا از میان روزنه استوار است بنابراین برای حصول اطمینان از اینکه سلول ها مجزا و منفرد شمارش می شوند می بایست نمونه خون رقیق شود. خطاها و اشتباهات کلی که براندازه گیریهای مربوط به غلظت سلولها و گلبولها تأثیر گذار هستند، عبارتند از:

- نمونه گیری و ذخیره خون نامناسب و ناکافی.
- رقیق سازی نامناسب و ناکافی نمونه.
- وجود رسوبات فیبرین (پروتئین سفید رنگ در خون) در نمونه مورد نظر.
- از میان بردن و تجزیه ناکافی گلبولهای قرمز

خون به هنگام شمارش گلبولهای سفید خون. (این امر توسط محلول لایز صورت می پذیرد.)

- نبود هماهنگی و یکنواختی در توزیع گلبولهای خون در رقیق سازی.

علاوه بر روش الکتریکی، روشی دیگری مرسوم به روش نوری جهت اندازه گیری سلولها به کار می رود که اصول آن به طریق زیر است:

در این روش، نور ساطع شده از یک منبع نوری در محیطی با ضریب شکست n (index of refraction) به سلولی برخورد می‌کند که دارای خصوصیات منحصر بفرد حجم، شکل و ضریب شکست (n_o) خود می باشد. برخورد پرتوهای نوری با سلول تولید امواج پراکنده ای را می کند که شدت آنها بسته به زاویه تفریق متفاوت خواهد بود. پرتوهای پراکنده شده به یک سطح تاریک برخورد کرده که در سطح خود دارای روزنه هایی می باشد. پرتوهای عبور کرده از این روزنه ها به سطح یک آشکار ساز نوری (photo detector) برخورد خواهد کرد. شدت تفرق و زاویه های آن تابعی از خصوصیات ذره متفرق کننده (سلول) به خصوص اندازه، شکل و ضریب شکست آن است. پارامترهای سیستم نوری را می توان به گونه ای انتخاب کرد که شدت نور اندازه‌گیری شده برای زوایای خاصی با اندازه سلول رابطه خطی داشته باشند. یکی از مشکلاتی که در عمل به آن برخورد می نماییم این است که تمامی سلولها دارای یک ضریب شکست یکسان نیستند بنابراین نمی توان برای تمامی سلولها از یک ضریب کالیبراسیون استفاده نمود. مشکل دیگر این است که در تئوری فرض بر این است که سلولها هموژن می باشند که این امر در مورد RBCها نسبتاً صادق است ولی برای WBCها که ساختمانهای درونی آنها متفاوت است و ضریب شکستهای متفاوتی دارند، صدق نمی کند. بنابراین روش نوری برای تعیین اندازه WBCها مناسب نیست و برای تعیین اندازه RBCها نیز به دلیل متفاوت بودن اشکال آنها و تفاوت در محتوای هموگلوبین نیز دچار محدودیت می باشد.برای حل این مشکل در موردRBC ها، آنها را در محیط های با غلظت مناسب به شکل کره درآورده و شدت تفرق نور در زوایای مختلف را مقایسه می کنند.

نحوه اندازه گیری هموگلوبین

برای اندازه گیری هموگلوبین، خون کامل با محلول ایزوتونیک اختصاصی رقیق می شود و به آن محلول لایز افزوده می گردد که موجب همولیز شدن گلبولهای قرمز و آزاد شدن هموگلوبین آنها می گردد. در این روش ابتدا آهن هموگلوبین از Fe^{+2} (فروس) به Fe^{+3} (فریت) یا مت هموگلوبین تبدیل شده و با ترکیب با سیانیدپتاسیم به ماده پایدار سیانید هموگلوبین تبدیل می‌شود. پس از این مراحل، غلظت هموگلوبین به روش فتومتریک اندازه گیری می شود که هموگلوبین دارای حداکثر جذب نوری در طول موج۵۴۰nm می‌باشد. برای اندازه‌گیری غلظت هموگلوبین می‌توان از محلولهای لایز بدون سیانید نیز استفاده نمود.

در مورد سل کانترها با دو واژه دقت و صحت برخورد خواهیم داشت که جهت انجام تست دقت می بایست یک نمونه خون (ترجیحاً نرمال) را چندین بار به دستگاه داد و میزان انحراف معیار آن را مشاهده نمود که این مقادیر برای پارامترهای مختلف متفاوت می باشند. اگر این انحراف در محدوده تعریف شده برای دستگاه بود که دستگاه دارای دقت مناسب خوانش می باشد ولی عدد خوانده شده ممکن است درست نباشد(دقیقاً عدد مورد نظر ما نباشد.) که برای این امر می بایست یک خون دارای پارامترهای مشخص (نرمال) را به دستگاه داده و توسط تغییر ضرایب کالیبراسیون به عدد مورد نظر دست یافت که به این امر کالیبراسیون یا انجام تست صحت گویند.

مهمترین اشکالات دستگاه به قرار زیر می باشد:

- نوسانات جریان الکتریکی و عدم اتصال زمین مناسب موجب اشتباهات و خطاهای تکنیکی در شمارش سلول می گردد.
- انسداد جزئی یا کلی روزنه های شمارش سلولی
- اشکالات مکانیکی از قبیل خرابی دریچه های دو راهی یا سه راهی مربوط به نمونه برداری و مراحل رقیق سازی و تخلیه یا نشت در سیستم مکش و ایجاد خلاء که به دو صورت پیستونی یا پمپ های پریستاتیک وجود دارند.
- خرابی سنسورهای الکترونیکی
- اشکالات الکترونیکی مربوط به بردهای دستگاه

اتو آنالیزرها



آنالایزرهای بیوشیمیایی دستگاه هایی هستند که غلظت متابولیت ها، الکترولیت ها، پروتئین‌ها و داروها را در سرم، پلاسما، ادرار، مایع مغزی نخاعی (CSF) و سایر مایعات بدن با دقت و صحت زیادی اندازه گیری می کنند. اصطلاح اتوماسیون در بیوشیمی بالینی به فرآیندی اطلاق می شود که یک دستگاه تعداد زیادی از تست ها را با دخالت اندک تکنیسین یا کارشناس مربوطه انجام می دهد. سیستم های فوق به دو نوع باز و بسته تقسیم می‌شوند. در سیستم های باز (OPEN) تکنیسین می تواند پارامترهای تست را تغییر داده و محلول‌های مورد نیاز را از هر فروشنده‌ای خریداری کند. در سیستم های بسته (CLOSED) پارامترهای تست توسط سازنده برنامه ریزی شده و قابل تغییر نیستند بعلاوه محلول های مورد نیاز هم مخصوص دستگاه مورد نظر می باشند و باید از یک منبع واحد تهیه شوند.

Batch analyzer: نوعی آنالایزر است که در هر بار تعدادی از نمونه ها را جهت تست خاصی مثلاً قند، مورد آزمایش قرار می دهد.

Random Access : در این روش می توان در هر زمان و برای هر نمونه، تستهای مورد نظر را انتخاب و اجرا کرده و رعایت هیچگونه ترتیبی جهت تستها، اجباری نمی‌باشد.

مراحلی که جهت انجام یک آزمایش بیوشیمیایی در سیستم صورت می‌پذیرد به قرار زیر می‌باشد:

۱- شناسایی نمونه
۲- آماده سازی نمونه
۳- نقل و انتقال نمونه
۴- بعمل آوردن نمونه
۵- وارد ساختن نمونه به دستگاه
۶- نگهداری و نقل و انتقال محلول‌ها
۷- انتقال محلول ها به محفظه واکنش

۸- واکنش شیمیایی
۹- روش های اندازه گیری
۱۰- پردازش سیگنال ها، انتقال داده ها و کنترل فرآیندهای ذکر شده

• شناسایی نمونه توسط نوشتن شماره موردنظر آزمایشگاه به صورت رونویسی دستی یا برچسب های Bar-code صورت می پذیرد.

• آماده سازی نمونه: نمونه مورد استفاده در بیشتر سیستم های آنالیتیکی، سرم یا پلاسما می باشد. معمولا سرم نمونه خون گرفته شده از بیمار با سانتریفیوژ کردن جدا می‌گردد. سیستم‌هایی نیز وجود دارند که در آن‌ها نیاز به جداسازی نبوده و آزمایش روی خون کامل صورت می‌پذیرد. الکترودهای یون انتخابی (ISE) که به جای غلظت یون‌ها، فعالیت یون ها را در خون کامل اندازه گیری می‌کنند در دستگاه آنالایزر تعبیه می‌گردند.

حمل و نقل و وارد ساختن نمونه به دستگاه:

بعد از تهیه سرم ، مقداری از آن به یک ویال کوچک یا کاپ (CUP) منتقل شده و در منطقه نمونه برداری دستگاه قرار می‌گیرد. شکل و اندازه کاپ‌ها یا لوله‌ها برای هر دستگاه مشخص می باشد و کاپ‌ها و لوله‌ها دارای یک فضای مرده (Dead Volume) می‌باشند که اگر حجم سرم از این مقدار به اضافه مقدار مورد نیاز برای تست‌های تعریف شده برای آن کمتر باشد، دستگاه، قادر به انجام اندازه گیری تست‌های مورد نظر نخواهد بود. جنس کاپ‌ها باید از مواد خنثی مانند شیشه یا پلاستیک باشد تا با سرم واکنش ندهد. منطقه بارگیری آنالایزر ناحیه ای است که نمونه ها قبل از آزمایش در آن قرار می گیرند و به شکل سینی حلقوی هستند که به آن RACK می گویند . نمونه‌ها به ترتیب شماره روی RACK قرار می‌گیرند و دارای جایگاههایی برای نمونه‌های اورژانسی نیز می باشند.

وارد ساختن نمونه به دستگاه ها:

دستگاه‌ها معمولا با دو روش جریان ممتد یا روش جریان ناپیوسته کار می کنند. درسیستم‌های جریان ممتد از پمپ‌های پریستاتیک استفاده می گردد و در این پمپ‌ها یک تیوب لاستیکی بین دو غلطک قرار داشته و حرکت غلطک ها باعث جریان یافتن مایع در درون لوله می شود البته این پمپ‌ها دارای سرعت کاملاً یکنواختی می باشند و با استفاده از تایمر های الکترونیکی زمان روشن شدن پمپ و در نتیجه میزان جریان مایع کنترل می‌گردد.

در سیستم های جریان ناپیوسته (Discrete) با استفاده از پمپ های خود کار، نمونه و محلول‌های آزمایش وارد محفظه مخصوصی می شوند.

در این روش از یک سرنگ شیشه‌ای استفاده می‌شود که یک پیستون تفلونی در آن قرار دارد (سرنگ همیلتون). کنترل دقیق سرعت مکش و تخلیه این سرنگ بسیار اهمیت دارد، زیرا سرعت زیاد و میزان برداشت نادرست باعث عدم صحت در خوانش خواهد شد.

در قسمت پروب نمونه‌برداری و پروب ریجنت سنسوری جهت تشخیص میزان سطح محلول تعبیه می گردد که به صورت خازنی یا فرکانسی (اثر پوسته)عمل می نمایند.

انتقال محلول ها و نگهداری آن ها:

در یک آنالایزر ریجنت های مختلفی مورد استفاده قرار می گیرند که ممکن است به صورت مایع یا خشک باشند.

سیستم هایی که با ریجنت های مایع کار می کنند مقدار زیادی از محلول ها را که ممکن است برای ساعت ها و حتی روزها کار دستگاه کفایت کند را در محفظه مخصوصی نگهداری می کنند آنالایزرها دارای خنک کننده هایی بوده که این محفظه را در دمای پایین نگه می دارند. سیستم هایی که با ریجنت های خشک کار می کنند دارای ریجنت هایی به صورت قرص های خشک شده هستند. این قرص ها در درون محفظه ای قرار داشته که سرم و رقیق کننده مناسب به آن افزوده می شوند و این کار باعث حل شدن قرص و شروع واکنش می شود. ریجنت های خشک ار نظر قیمت نسبت به ریجنت های مایع گران تر ولی پایدارتر می باشند و مشکل نگهداری نیز ندارند.

انتقال ریجنت ها به محفظه واکنش نیز همانند انتقال نمونه می تواند با استفاده از پمپ پریستاتیک یا سرنگ همیلتون صورت گیرد. لازم به ذکر است در صورتی که برای یک واکنش به بیشتر از یک ریخت نیاز باشد شست و شوی نوک پیپتور ضروری خواهد بود که این امر به صورت خودکار در آنالایزرها صورت می پذیرد.

در مورد واکنش های شیمیایی زمان انجام واکنش و شرایط گرمایی (incubation) و میزان انتقال و مخلوط کردن مواد واکنش دهنده و ظرف یا محفظه ای که واکنش در آن صورت می پذیرد از عوامل مهم در اندازه گیری واکنش ها می باشند. ظروف واکنش همان کووت ها می باشند.کووت های شیشه ای پیرکس معمولاً نیازی به جایگزینی نداشته مگر آسیب فیزیکی به آنها وارد شود و کووت های پلاستیکی که چند بار مصرف بوده و حدود چند ماه دوام دارند. کووت ها بعد از خوانش و اندازه گیری توسط محلول های دیترجنت یا محلول های اسیدی یا قلیایی برای چند بار تمیز شده و چند بار با آب دیونیزه شسته شده و سپس با هوای فشرده خشک می شوند. در بیشتر دستگاه ها، تشخیص شفاف بودن جدار این کووت ها به طور خودکار و توسط خود دستگاه صورت می پذیرد.

مخلوط کردن نمونه و ریجنت ها نیز توسط تخلیه محلول ها با فشار و استفاده از انرژی اولتراسوند یا توسط میکسر صورت می پذیرد.

دمای واکنش حدود۳۷ در جه سانتیگراد می باشد که این عمل توسط ایجاد یک محیط در اطراف محفظه های واکنش با دمای یکسان و انتقال دما از محیط به محفظه های واکنش صورت می‌پذیرد. به این محیط انکوباتور گویند که انکوباتورها به صورت حمام آب گرم یا Pelletier وجود دارند.

روش های اندازه گیری:

در آنالایزرهای بیوشیمیایی از روش های مختلفی از قبیل فتومتری، فتومتری انعکاسی و الکترو کمیکال جهت اندازه گیری استفاده می گردد.

در روش فتومتری برای اندازه گیری نیاز به یک منبع نور، یک وسیله جداسازی طیف مورد نظر و یک آشکار ساز می باشد. منبع نوری به کار رفته در دستگاه های آنالایزر می‌تواند لامپ های هالوژن _ تنگستن ، هالوژن _کوارتزیا زنون باشد. نور ساطع شده از این منابع حاوی طول موج های ۷۰۰-۲۰۰ نانومتر می باشد. لامپ زنون نسبت به لامپ‌های هالوژن_تنگستن دارای شدت بیشتر و عمر طولانی تر می باشند.

برای جداسازی طیف مورد نظر از فیلترهای تداخلی استفاده می شود این فیلترها معمولاً دارای پیک عبوری ۳۰ تا ۸۰ درصد و پهنای باند ۵ تا ۱۵ درصدی می باشند. در بعضی از آنالایزرها فیلترهای مورد نیاز در چرخ فیلتر (filter weel) قرار داده شده اند و فیلتر مورد نظر در زمان مناسب توسط نرم افزار سیستم در محل اندازه گیری قرار می گیرد. در برخی دیگر از تکفام سازها و شبکه متحرک منشوری یا آینه ای(grating) جهت بدست آوردن طول موج های مورد نظر استفاده می شود. از دیود های نوری نیز جهت جداسازی و همچنین آشکارسازی طیف مناسب استفاده می گردد. قسمت فتومتری باید بتواند جذب نوری تا ۲/۵A را قرائت کند میزان noise آن نباید برای یک واحد جذب نوری (۱A) بیشتر از۰/۰۰۵ واحد جذب نوری باشد. محدوده طیفی نیز بین ۶۵۰-۳۴۰ نانومتر مناسب می باشد.

روش فتومتری انعکاسی در آنالایزرهایی که دارای ریجنت های خشک می باشند ، به کار می رود. اجزاء این سیستم همانند اجزاء سیستم فتومتری می باشد و نور منعکس شده اندازه گیری می گردد و شدت نور ساطع شده (فلورسنت) رابطه مستقیم با غلظت ماده تحریک شده دارد. رایجترین روش الکتروشیمیایی که در آنالایزرها مورد استفاده قرار می گیرد روش الکترود یون انتخابی (ISE) می‌باشد.

این روش جهت اندازه‌گیری سدیم،پتاسیم و کلر مورد استفاده قرار می‌گیرد. رابطه بین فعالیت و غلظت آن یون در نمونه باید با استفاده از محلول‌های کالیبر کننده مشخص شود. پس از ورود نمونه به محفظه حاوی الکترودهای رفرانس، الکترود می‌بایست برای مدت طولانی در تماس با نمونه باشد (بین ۷ تا۴۵ ثانیه) تا به حالت پایدار برسد. پردازش سیگنالها و کنترل فرآیند شامل حرکات الکترومکانیکی و ارتباط بین اپراتور و دستگاه، در آنالیزرهای بیوشیمیایی توسط ریزپردازنده‌ها و نرم افزارهای مربوط به آن ها صورت می‌پذیرد.

اصول کار بدین طریق بوده که سرم آماده شده را دو قسمت Rack ریجنت‌ها قرار می‌دهیم. سپس با معرفی Work list(تست‌های مورد نیاز برای هر نمونه) دستگاه شروع به کار کرده و جوابها

را به دو صورت پرینت و نمایش روی صفحه مانیتور ارائه خواهد داد.

لازم به ذکر است که جهت انجام تست ابتدا باید با قرار دادن blank از میزان کدورت کووت اطلاع به دست آورده ، سپس با کالیبره کردن توسط کالیبراتورهای مربوطه ، منحنی مربوط به خوانش هر تست را به دست آوریم و در نهایت توسط کنترل های نرمال و غیر نرمال از درستی کالیبراسیون و سالم بودن کیت ریجنت اطمینان حاصل نمود.

اشکالات رایج دستگاه به شرح زیر می‌باشد:

- پمپ پریستاتیک یا سرنگ نمونه برداری سرم یا ریجنت که معمولاً در قسمت پمپ پریستاتیک با تعویض تیوب لاستیکی یا فنر ارتجاعی پمپ ، ایراد مرتفع می گردد و در سرنگهای همیلتون با تعویض اورینگ و پیستون تفلونی ایراد برطرف می شود.
- ایرادهای مربوط به منبع نور(معمولًا سوختن لامپ) ، کووتها و محفظه انکوباتور(از لحاظ تنظیم نبودن دمای ۳۷ درجه که مربوط به سوختن المنت در دستگاههای دارای حمام آب و خرابی Pelletier یا سنسور دمای مربوطه می باشد).
- ایراد در قسمت پروبهای نمونه برداری شامل گرفتگی یا شکستن سوزن یا اشکال در سنسور سطح مایع .
- مشکلات مربوط به بردهای الکترونیکی و نرم افزارهای مربوطه نیز جزء ایرادهای این دستگاه می باشند.

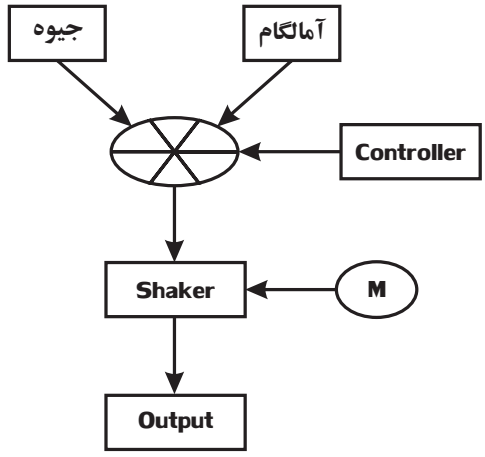
فصل سوم:
تجهیزات دندانپزشکی

آمالگاماتور:



دستگاهی است که جهت ترکیب آمالگام(مواد پرکردن دندان) به همراه قابلیت انتخاب واحد یا درصد ترکیب جیوه و آمالگام به کار می رود. همانطوری که می دانید آمالگام بصورت پودر می باشد و بنابراین جهت تبدیل آن به خمیر مقداری جیوه با آن مخلوط می کنند.

در شکل زیر دیاگرام کلی آمالگاماتور را ملاحظه می کنید:



مطابق دیاگرام فوق را در داخل مخزنشان می ریزند و با استفاده از یک اهرم یا کنترل کننده درصد ترکیب آنها را با یکدیگر مشخص می کنند.(مثلا" ۲ واحد آمالگام) سپس این مواد به مقدار تعیین شده وارد شیکر یا همزن شده و توسط یک موتور با هم ترکیب می گردند و در نهایت مخلوط حاصل به خروجی دستگاه رفته و مورد استفاده قرار می گیرد.

موتور شیکر دراین دستگاه با سرعت بسیار بالایی می گردد و باعث ایجاد لرزش یا vibration در همزن می گردد. در برخی از دستگاهها حجم آمالگام ثابت بوده و تنها با اهرم می توان واحد جیوه را تعیین کرد و سپس از خمیر بدست آمده جهت پرکردن دندان بهره جست. از اشکالات رایج این دستگاه می توان به خرابی موتور شیکر و خرابی سیستم کنترل اشاره نمود، همچنین ممکن است قدرت لرزش سیستم هم زن به مرور زمان کاهش یابد.

بیوسونیک (اولتراسونیک کلنیر) Ultrasonic cleaner



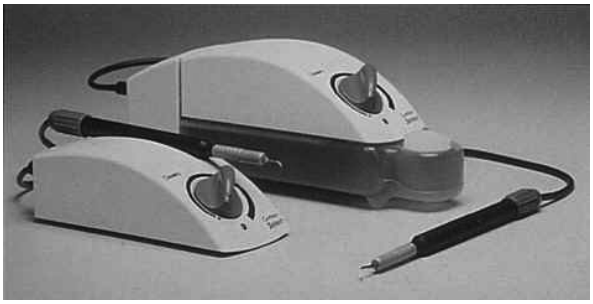
این دستگاه نیز براساس امواج اولتراسونیک حاصله از ارتعاش پیزو عمل می‌کند و با این ارتعاش باعث گرفتن جرم از روی ابزار و وسایل دندانپزشکی می‌شود. نحوهٔ کار دستگاه به این صورت است که دارای مخزنی جهت ریختن آب می‌باشد. سپس با انتخاب زمان ارتعاش و ریختن ابزار مورد نظر در داخل مایع شروع به ارتعاش و گرفتن جرم از ابزار می‌نماید. این دستگاه دارای بردی جهت تنظیم فرکانس ارتعاشات است و با یک سلف متغیر می‌توان بسامد ارتعاشات بیوسونیک را کم و زیاد کرد، بدین ترتیب در صورتی که ارتعاشات و قدرت دستگاه کم بود، می‌توان با چرخاندن این سلف متغیر فرکانس ارتعاشات را افزایش یا کاهش داد. نکتهٔ مهم در مورد کار با این دستگاه این است که حتما باید قبل از راه اندازی آن در مخزنش آب ریخته شود. در غیر این صورت باعث خرابی و سوختن دستگاه خواهد شد. این دستگاه معمولا"دارای پنج زمان ارتعاش از ۱۵ دقیقه تا ۱ ساعت متغیر است. نکته ای که در مورد این دستگاه قابل ذکر است، این است که نباید کار آن را با استریلیزاسیون اشتباه گرفت. بعنوان مثال اگر یک توربین آلوده داریم، ابتدا باید آن را در اتوکلاو استریل نموده و سپس در بیوسونیک قرار دهیم.

تنها اشکال رایج در مورد این دستگاه کاهش قدرت آن است که می تواند به موارد زیر مربوط گردد:

۱) خرابی سلف متغیر داخل برد اصلی
۲) خرابی در سیستم تقویت کننده توان ورودی برق

درغیر این صورت برد اصلی دستگاه دارای مشکل اساسی می‌باشد و نیاز به تعویض دارد.

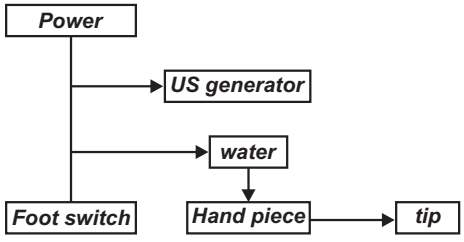
کویترون‌ها:



این دستگاه جهت جرم‌گیری استفاده می‌شود در جهت نوع کاربرد و سیستم عملکرد به ۳ نوع عمده تقسیم می‌شوند که عبارتند از :

۱- مینی پیزون ۲- پیزون مستر ۳- ایرفلو

۱-مینی پیزون: در مقایسه با پیزون مستر دارای قدرت و دامنهٔ کاربرد مستمری است و عمدتاً به عنوان اسکیلر (scaler) از آن استفاده شود. برای راه اندازی سیستم آن یک منبع آب با فشار بین ۱ الی ۵ بار و یک منبع ولتاژ نیاز می‌باشد. دامنهٔ فرکانس اولتراسونیک این دستگاهها عموماً بین ۲۵ الی ۳۲ کیلو هرتز است. این دستگاه دارای برد اصل به نام بردپیزون است که با ایجاد یک ولتاژ مناسب باعث ارتعاش و تولید امواج اولتراسونیک در پیزون می‌گردد و نهایت این امواج به صورت ارتعاشاتی با فرکانس بالا در سری یا همان tip هندپیس ظاهر می‌گردند. دیاگرام کلی این دستگاه را در زیر مشاهده می‌کنید.



پیزو با ولتاژ ایجاد شده توسط برد پیزون که دارای جریان (ma) بالائی است نوسان خواهد کرد. قدرت نوسانات دستگاه را می‌توان با دکمه‌های کم و زیاد نمود. یک شیر برقی نیز عمل قطع و وصل جریان آب سیستم را عهده داراست. در قسمت مجرای ورودی آب یک فیلتر وجود دارد. فرمان عملکرد دستگاه توسط پدال پائی (foot switch) انجام می شود که هم باعث فرمان دادن به مولد سیگنال و جریان یافتن آب شده و هم باعث شروع ارتعاشات در سر قلم خواهد گردید.

۲- پیزون مستر:

این دستگاه نیز یک دستگاه اولتراسونیک است که از خانوادهٔ پیزون بوده و برای کاربردهای مختلفی مثل, bridge, Root chanal, prio Endo , Scaling استفاده می‌شود. این دستگاه عموماً دارای دو وضعیت کاری است که در یک حالت به همراه محلول و امواج اولتراسوند کار کرده و در حالت دیگر فقط با امواج اولتراسونیک کار می‌کند. بدین ترتیب برای راه اندازی دستگاه علاوه بر منبع برق ورودی یک منبع حاوی محلول جرم‌گیری که می‌تواند حاوی آب مقطر یا هیپوکلایت و با ترکیبات مناسب دیگر باشد استفاده می‌شود. دستگاه مذکور دارای سلکتورهائی برای تعیین قدرت پیزون و میزان ریزش آب می‌باشد. دستگاه دارای یک پمپ موتور می‌باشد که توسط برد کنترل کننده کنترل می‌گردد. در داخل سیستم ترانس‌هایی جهت تبدیل برق ورودی به ولتاژهای مناسب جهت کار قطعات الکترونیک مختلف وجود دارد. عمل قطع و وصل جریان آب نیز با شیر برقی صورت می‌گیرد و مشابه مینی پیزون دستگاه دارای یک هندپیس می‌باشد که در داخل آن سنگ پیزو قرار گرفته است. این دستگاه هم با پدال پائی عمل می‌کند. سیستم پنوماتیک دستگاه توسط یک پمپ موتوری تحت فشار قرار می‌گیرد و تزریق می‌شود. محلول با آب از طریق یک شیر برقی به هندپیس دستگاه می‌رود.

۳-ایرفلو (Airfolw):

این دستگاه نیز با پاشیدن هیدروکسید آلومونیوم که به صورت پودر است عمل می‌کند. برای برداشتن Stain وجرمهای سطحی می‌توان از این دستگاه استفاده کرد (با توجه به پایین بودن قدرت دستگاه) اساس عملکرد آن مطابق سایر دستگاههای اولتراسونیک می‌باشد. این دستگاه به جای اسکیلر دارای ایرفلو می‌باشد و فاقد پیزون می‌باشد. دو سوراخ جداگانه برای آب و پودر در این دستگاه تعبیه شده است. سه نوع ایرفلو وجود دارد که عبارتند از: ایرفلوهندی (Airfbwhandy) ، ایرفلو SI و ایرفلو SII. ایرفلوهندی مشابه اینسترومنت‌های دیگر بر روی یونیت نصب شده و قدرت آن را می‌توان با پدال کم و زیاد کرد. مدل SII دارای سنگ پیزو و هندپیس می‌باشد.

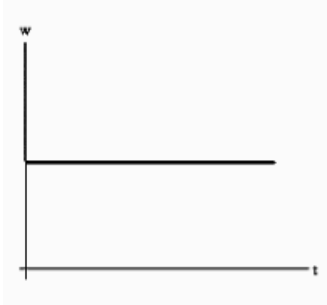
لایت کیور (light cure)



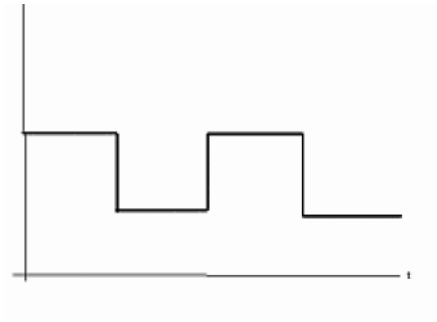
پس از قرار دادن کامپوزیت در دندانی که قصد پر کردن آن را داریم باید از لایت کیور جهت سفت کردن کامپوزیت بهره بگیریم. لایت کیور با استفاده از نور ماوراءبنفش خود باعث تراکم و فشرده شدن سریع کامپزویت می‌گردد. لایت کیورها اساس کار نسبتاً متفاوتی دارند: در برخی از انواع آنها منبع تولید نور یک لامپ هالوژنه می‌باشدمثل یک لامپ (۵۰w،۱۰v) ولی در برخی دیگر از LED برای سفت کردن کامپوزیت‌ها استفاده می‌کنند مزیت LED نسبت به لامپ هالوژن این است که نیازی به خنک کنندگی نخواهد داشت. میزان قدرت لایت کیور برحسب میلی وات بر سانتی متر مربع می‌باشد و mw/cm۲ (مقدار توان اشعه‌ای است که بر واحد سطح وارد می‌گردد) هر چه این نیرو بیشتر باشد مدت زمان کیورینگ کاهش خواهد یافت.

قدرت تابش لایت کیورها متفاوت است مثل $۴۰۰mw/cm^۲$ یا $۷۰۰mw/cm^۲$ یا $۱۰۰mw/cm^۲$ و حتی در برخی از دستگاهها $۳۰۰۰mw/cm^۲$. ضمنا" در برخی از مدلها که دارای توان فوق‌العاده بالایی است، برای bleaching هم می‌توان از دستگاه استفاده نمود. اما همیشه نیاز به ارسال تابش ثابت نمی‌باشد دندانپزشک می‌تواند برحسب نیاز خود تابش‌های متفاوت را انتخاب کند. مهمترین و رایج‌ترین انواع تابش عبارتند از:

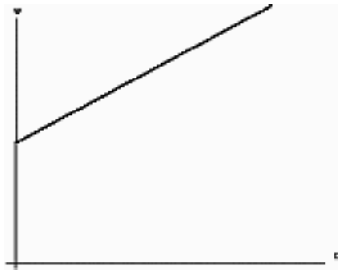
۱ـ تابش ثابت که در طول کیورینگ نور با شدت ثابتی تابیده می‌شود.



۲ـ تابش پالس: که شدت نور کم و زیاد می‌شود و این کاهش و افزایش شدت کاملاً متناوب است.

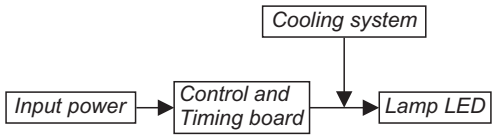


۳ـ تابش ramp که از یک شدت نور کم شروع به تابش می‌کند و به تدریج و با افزایش زمان شدت نور زیاد می‌شود.



در برخی از دستگاههای اتوماتیک با انتخاب شدت نور، زمان کیورینگ نیز به صورت متناسب تنظیم می‌گردد. همانطور که ذکر گردیدنوع دیگری از لایت کیورها وجود دارند که علاوه بر کیورینگ عمل bleaching را نیز انجام می‌دهند. عمل bleaching برای سفید کردن دندان صورت می‌گیرد به این صورت که با تابش اشعهٔ با شدت بالا مثل $۳۰۰۰ mw/cm^۲$ باعث کشیدگی بافت سطح دندان و کم رنگ شدن stain ها می‌گردد. در لایت کیورهائی که دارای لامپ هالوژن هستند برای خنک کنندگی از fan و یا از هوای کمپرسور استفاده می‌شود.

دیاگرام کلی لایت کیورها را در زیر مشاهده می‌کنید.



در قسمت خروجی از یک پروب برای تابش نور استفاده می‌شود همچنین برای جلوگیری از پراکنده شدن اشعه از یک شیلد مخصوص استفاده می‌شود و توصیه می‌شود که درطول کیورینگ حتما" از عینک مخصوص استفاده شود. مهمترین اشکال لایت کیورها به خرابی لامپ، فن و یا برق اصلی مربوط می‌شود و به طورکلی تعمیر آنها ساده است.

یونیت و صندلی دندانپزشکی:



صندلی دندانپزشکی وسیله‌ای است که بیماری که در ناحیهٔ دندان و لثه دچار عارضه است بر روی آن استقرار می‌یابد. و یونیت ابزاری است جهت کنترل حرکات صندلی و کلیهٔ اینسترومنت‌هایی که دندانپزشک به وسیلهٔ آن ابزار بیمار را مداوا می‌نماید. تمامی یونیت‌های دندانپزشکی دارای پایه‌ای هستند که چراغ دندانپزشکی بر روی آن استقرار می‌یابد. یونیت‌ها دارای ورودیهای آب و هوا و خروجی فاضلاب می‌باشند. آب و هوا جهت راه‌اندازی اینسترونت‌ها، پوار، کویترون، ساکشن، کراشوار، و دوش آب لیوان استفاده میشود.

اجزاء اصلی یونیت دندانپزشکی عبارتند از:

۱) بازوی یونیت: که همانطور که ذکر شد چراغ یونیت بر روی آن سوار می‌شود.

۲) چراغ یونیت: مقدار نور لازم را برای کار دندانپزشک فراهم نموده وباید دارای نوری سفید، سرد و بی سایه باشد و در مقابل آب تا حد مناسبی مقاوم باشد. چراغ یونیت‌ها معمولاً دارای ولتاژ DC بوده و دارای کلید خاموش و روشن و کلید تغییر شدت نور می‌باشد. کنترل چراغ یونیت توسط دکمه‌هائی که بر روی میز پزشک و دستیار قرار دارد نیز میسر است.

۳) کاسهٔ کراشوار و دوش آب لیوان: معمولاً از جنس‌های چینی، سنگی، پلاستیکی و ... بوده و یک دوش آب لیوان نیز به آن متصل است که مقدار آب مورد نیاز جهت شست و شوی دهان بیمار پس از جراحی را تأمین می‌کند. آب کراشوار می‌تواند مستقیم از آب شیر تغذیه شود و هم می‌تواند ازطریق منبع ذخیرهٔ آب یا (water reservoir) این آب را تهیه نماید. در دستگاههای یونیت جدید می‌توان از آب گرم نیز در کراشوار استفاده نمود.

در دستگاههـــــای دارای حافظه می‌توانیم مقدار آبی را که از دوش آب لیوان می‌ریزد (water quantity) و همچنین مدت زمان ریزش آب (flow time) را نیز برنامه‌ریزی و تعیین نمائیم. ضمناً در این نوع دستگاهها می‌توان این امکان را فراهم نمود که پس از اینکه یونیت در وضعیت صفر (zero position) قرار گرفت به صورت اتوماتیک آب از دوش آب لیوان جاری شود.

٤) میز پزشک یا کنسول پزشک (Doctor console) یا تابلت: میزی است که در کنار صندلی دندانپزشکی قرار می‌گیرد (چپ یا راست بودن آن قابل تغییر است) بر روی این میز یک سری دکمه جهت کنترل قسمت‌های مختلف یونیت و صندلی و حتی امکانات اضافی دیگر (option) وجود دارد. از مهمترین کلیدهایی که معمولاً بر روی تمامی یونیت‌های دندانپزشکی یافت می‌شوند می‌توان به موارد زیر اشاره نمود:

٤-١) chair up/down : این دکمه‌ها باعث حرکت صندلی به سمت بالا و پائین می‌شوند.

٤-٢) backrest movement : این دکمه‌ها باعث جلو و عقب شدن پشتی صندلی می‌شوند.

٤-٣) cold/hot water : این دکمه‌ها باعث ریزش آب گرم یا سرد از کراشوار میشوند.

٤-٤) height control: باعث کنترل و روشن و خاموش شدن چراغ یونیت دندانپزشکی می‌شود.

٤-٥) instrument speed control: باعث کنترل سرعت چرخش آنگل و توربین‌های دندانپزشکی میشود.

٤-٦) zero position : صندلی را به وضعیت صفر برده و باعث ریزش آب از دوش آب لیوان میشود.

در بعضی از یونیت‌های پیشرفته‌تر معمولاً یک نگاتوسکوپ کوچک نیز بر روی میز دندانپزشک وجود دارد که فیلم‌های اخذ شده از رادیوگرافی را می‌توان بر روی آن مشاهده کرد. ضمناً در یونیت‌های قابل برنامه‌ریزی دکمه‌هائی جهت دادن برنامه به حافظه‌های یونیت تعبیه شده‌اند.

٥) میز دستیار (Assistant table): دکمه‌های تابلت عموماً بر روی میز دستیار نیز وجود دارند. در یونیت‌های کارتی تابلت به صورت یک میز جدا و پرتابل در کنار یونیت قرار می‌گیرد.

بر روی میزهای یونیت هولدرهائی جهت نگهداری اینسترومنت‌ها، لایت کیور، پوار، بزاقکش، ساکشن و کویترون و ... وجود دارد. نحوهٔ قرارگیری اینتسرومنت‌ها (آنگل، توربین، هندپیس) بر روی این هولدرها به نحوی است که با برداشتن و قرار دادن اینسترومنت بر روی این یونیت‌ها میکروسوئیچ موجود درآن قسمت عمل کرده و باعث عملکرد وقطع عمکرد اینسترومنت‌ها می‌شود. ضمناً کنترل فشار هوا و آب نیز معمولاً با پیچ‌هائی که در زیر این میزها تعبیه شده است، صورت می‌گیرد.

در داخل تابلت شلنگ‌های مربوط به اینتسرومنت‌ها وجود دارد. معمولاً شلنگ‌های آبی طبق استاندارد اروپائی برای هوا و شلنگ‌های سبز

برای آب و شلنگ سفید برای مخلوط آب و هوا یا اسپری می‌باشند. مهمترین قسمتی که در داخل تابلت یونیت قرار دارد کنترل بلوک می‌باشد. کنترل بلوک واحدی است که عمل تقسیم و قطع و وصل و انتقال آب و هوا به اینسترومنت‌های دندانپزشکی را بر عهده دارد. سیستم کنترل بلوک کاملاً پنوماتیکی میباشد.

خاصیت Interdependence: تمامی اینسترومنت‌های یک تابلت این خاصیت را دارند که هیچ گاه ۲ تای آنها تواماً فعال نمی‌شوند. و در صورت برداشت دو اینسترومنت با یکدیگر، آن اینسترومنتی که زودتر از هولدرش خارج شده، عمل خواهد کرد، بدین طریق که شیر مربوط به آن اینسترومنت باز شده و امکان انتقال هوا به آن اینسترومنت را فراهم کرده و شیر مربوط به اینسترومنت دیگر مسیر هوای مربوطه را مسدود خواهد نمود. تمامی این کنترلها در داخل تابلت صورت می‌گیرند. برخی از یونیتهای موجود در بازار دارای چنین خاصیتی هستند.

٦ـ جعبهٔ جانبی یونیت: قسمت اصلی یک یونیت باکس جانبی آن است که در داخل آن عموماً بزاق کش جداکنندهٔ آمالگام و منبع ذخیره آب قرار دارند. همچنین در برخی از یونیت بوسترهائی برای رگلاژ فشار هوا درایو توربین‌ها و آنگل‌ها در این قسمت قرار داده می‌شود. همچنین برد تغذیه و رگولاتور ولتاژ چراغ دندانپزشکی و برد تابلت در این قسمت قرار دارد. منبع ذخیرهٔ آب ۳ کاربرد اصلی دارد که عبارت است از: ۱) ۱) استفاده به عنوان آب ذخیره در مواقع قطع آب ۲) استفاده از سرم فیزیولوژیک در مواقع جراحی ۳) استفاده از مواد ضدعفونی کننده جهت شست و شو و ضد عفونی شلنگ‌ها و مسیر آب.

در داخل باکس یونیت مدار ساکشن و فیلتر آب نیز می‌تواند قرار داشته باشد. جدا کنندهٔ آمالگام یا همان (Amalgam separator) وسیله‌ای است که کلیهٔ آمالگامها را جدا می‌کند تا مانع از ریخته شدن آن به فاضلاب و گرفتگی فاضلاب گردد و سیستم آن طوری طراحی شده که کلیهٔ آمالگامها در انتهای ظرف باقی مانده و ته نشین شوند. بزاق کش نیز خون وبزاق و سایر مخلفات داخل دهان بیمار را بیرون می‌کشد و معمولاً نسبت به ساکشن جراحی از قدرت مکش کمتری برخوردار است. در صورت نیاز می‌توانیم ابزار optional دیگری نیز در داخل باکس یونیت یا همان جعبه کنترل یونیت قرار دهیم.

۷ـ پایهٔ یونیت: یونیت دندانپزشکی و کلیهٔ قطعات مربوط به آن بر روی یک بازوی افقی نصب می‌گردد. استقامت مکانیکی بازو و محل آن به گونه‌ای محاسبه و طراحی شده که مجموعه سیستم، متعادل، بدون لرزش و با حداقل وزن ممکن استقرار داشته باشد.

۸ـ سیستم هوای فشرده دستگاه: هوای فشرده پس از کمپرسور وارد فیلتر رگولاتور که در قسمت جلو صندلی قرار گرفته است می‌شود و پس از عبور از فیلتر رگولاتور، هوای خشک با فشار تنظیم شده‌ای که بسته به نوع یونیت و

اینسترومنت‌های به کار رفته متغیر است وارد سیستم یونیت می‌گردد. معمولاً از سیستم یونیت سه انشعاب به ترتیب جهت هوای دستیار، سیستم کنترل یونیت و هوای سرنگ تابلت خارج می‌شود.

۹ـ floor box : در داخل floor box که در زیر صندلی قرار گرفته قسمت‌های مختلفی وجود دارد که عبارتند از:

۹-۱) Input power: برق ورودی یونیت‌ها در ایران ۲۲۰v/۵۰Hz یا همان برق شهر است. همچنین رگولاتورها لایت کیور، فایبراپتیک، موتورها و ... در این قسمت قرار دارد.

۹-۲) رگولاتور فشار: فشار آب و هوا برای راه‌اندازی اینسترومنت‌های مختلف در این قسمت وجود دارد بر روی آنها گیجی وجود دارد که نشان دهندهٔ مقدار فشار تنظیم شده می‌باشد.

۹-۳) جعبهٔ U.V: این باکس یک سیستم optional است که با استفاده از اشعهٔ ماوراء بنفش آب ورودی به سیستم را تصفیه کرده و میکروارگانیسم‌های آن را نابود می‌کند.

۹-٤) شلنگ‌های آب و هوا و فاضلاب: معمولاً در زیر فلور باکس و قبل از نصب یونیت به سوراخ به ابعاد مناسب و بر روی زمین جهت عبور دادن شلنگ‌های ورودی آب و هوا و شلنگ خروجی فاضلاب و به فواصل مناسب از یکدیگر و از کنار دیوار اتاق تعبیه می‌گردد و در واقع تغذیهٔ آب و هوای کل سیستم از این قسمت صورت می‌گیرد. بنابراین قبل از نصب هر یونیت باید نقشهٔ نصب آن یونیت دقیقاً طراحی شود تا بعدها مشکلی پیش نیاید.

۱۰ـ پایهٔ مونیتور و مونیتور: در یونیت هائی که دارای دوربین داخل دهانی یا همان (Intra oral camera) هستند، یک پایهٔ مونیتور جهت نصب مونیتور تعبیه شده که از داخل آن سیستم برق جهت راه‌اندازی مونیتور عبور می‌کند. مونیتور نصب شده نیز باید دارای Tuner یا capture TV باشد تا بتواند تصاویر را مستقلاً نمایش دهد.

۱۱ـ foot control (پدال پائی): کلیهٔ حرکات صندلی و راه‌اندازی اینسترومنت‌ها را می‌توان با فوت کنترل نیز انجام داد. بعضی از پدال‌ها الکتریکی وبرخی که معمولاً قدیمی‌تر هستند پنوماتیکی می‌باشند و معمولاً دارای یک وزنه برای حفظ تعادل و یک دسته برای کنترل حرکات صندلی و یک سری دکمه جهت راه‌اندازی اینسترومنت‌ها می‌باشند.

۱۲ـ صندلی: صندلی دندانپزشکی باید قدرت و توان کافی جهت تحمل وزن بیمار را در حین جابجایی و توقف داشته باشد. اجزاء اصلی صندلی عبارتند از:

۱۲-۱) شاسی صندلی: سازهٔ اصلی صندلی دندانپزشکی شاسی آن می‌باشد که از سه قسمت فوقانی، میانی و تحتانی تشکیل می‌شود. این سه قسمت توسط لولاهای فولادی و بوش‌های برنزی نسبت به یکدیگر حرکات تاشونده و عاری از لرزش دارند. فریم تحتانی و میانی نیز توسط یک فنر کشش بسیار قوی با یکدیگر مرتبط بوده و مکانیزم آن به گونه‌ای میباشد که شاسی همواره در بالاترین ارتفاع خود قرار داشته

باشد. این موضوع ایمنی صندلی را در هنگام ایجاد اختلال در کارکرد موتور تغییر ارتفاع به شکل قابل ملاحظه‌ای افزایش می‌دهد.

۱۲-۲) پشتی صندلی (backrest): پشتی صندلی دندانپزشکی از جنس معمولاً فایبر گلاس و به صورت یکپارچه می‌باشد. پشتی صندلی توسط یک موتور که به موتور تغییر زاویه پشتی معروف است جابجا می‌شود. روی پشتی از پارچه های قابل شست و شو و غیر قابل اشتعال استفاده شده و همچنین سطح خارجی آن دارای انحناء و خطوط مشخصی است که از نظر ارگونومی با فیزیک بدن کاملاً متناسب و مساعد می‌باشد.

۱۲-۳) تشک صندلی (seat): معمولاً جنس روکش تشک و پشتی از چرم مخصوص است تشک صندلی را برای دسترسی به قسمت داخلی صندلی می‌توان از آن جدا نمود.

۱۲-٤) زیر سری (headrest): در طراحی زیر سری نیز تلاش می‌شود تا در حین کار لرزش آن حداقل باشد. زیر سریهای دندانپزشکی دارای ۳ درجه آزادی ۱) تغییر ارتفاع ۲) تغییر زاویه زیرسری و ۳) تغییر زاویه زیر گردن می‌باشند

۱۲-٥) زیر دستی (armrest): زیر دستی صندلی دندانپزشکی نیز در قسمت چپ دستگاه نصب می‌گردد تا بیمار بتواند از قسمت راست به راحتی در روی صندلی قرار گیرد.

۱۲-٦) سیستم الکتریکی و سیستم پنوماتیکی صندلی: حرکات صندلی برحسب نوع یونیت به دو صورت کنترل می‌شود: ۱) سیستم الکتریکی: در داخل صندلی دو الکتروموتور قرار داد که معمولاً با ولتاژ ۲۲۰ ولت متناوب یا ۲٤ ولت DC کار می‌کنند و باعث تغییر ارتفاع و تغییر زاویه پشتی می‌شود جریان الکتریکی پس از عبور از میکروسوئیچ‌های مرتبط وارد برد اصلی کنترل صندلی می‌شود، یک موتور پشتی و موتور دیگر صندلی را کنترل می‌کنند. موتورها به اهرمی وصل هستند که با حرکت موتور این اهرم چرخیده و به جلو و عقب رفته و با برخورد زائده‌های انتهایی آن به میکروسوئیچ‌ها حرکت متوقف می‌شود.

معمولاً با انجام یک سری تنظیمات می‌توان دامنهٔ حرکات صندلی را معین نمود. معمولاً جهت اطمینان بیشتر از میکروسوئیچ ایمنی نیز استفاده می‌شود تا در صورتی که میکروسوئیچ اول عمل نکرد این میکروسوئیچ مدار را قطع نماید وبدین ترتیب حرکت صندلی را متوقف کند. معمولاً صندلی دارای یک وضعیت صفر یا zero position است. پس از اتمام جراحی بر روی بیمار با زدن این دکمه صندلی به وضعیت اولش باز گردیده و پشتی به حالت عمود قرار می‌گیرد تا بیمار به راحتی بتواند دهانش را در کراشوار شسته و از صندلی خارج شود. در صورت داشتن حافظه در یونیت میتوان وضعیت صفر را با دادن برنامه تغییر داد.

دومین سیستم حرکت صندلی سیستم پنوماتیک است که کاملا"هیدرولیک بوده و با روغن کار می‌کنند.

۱۳) تابوره‌ها: معمولاً ۲ عدد تابوره یا صندلی کوچک گردان یکی برای دندانپزشک و دیگر برای دستیار در هر یونیتی وجود دارد که

هیدرولیک بوده و ارتفاع آن قابل تنظیم است.

اشکالات رایج در یونیت و صندلی دندانپزشکی:

۱) پارگی شلنگ‌ها: ممکن است شلنگ‌های آب و هوای تورین‌های آنگل‌ها ویا هر بخش دیگری در اثر فرسودگی یا برخورد با شیء دیگر پاره شده نشتی ایجاد شود.

۲) خرابی کنترل بلوک‌ها: که باعث عدم کارکرد اینسترومنت مربوطه خواهد شد.

۳) به هم خوردن تنظیم‌فشار آب و هوا

۴) خرابی موتور گیربکس‌ها

۵) خرابی صفحهٔ کلید در اثر نفوذ آب و یا به مرور زمان

۶) گرفتن فیلترهای ساکشن ـ هوا ـ آب: در قسمت نگهداری دستگاه باید این فیلترها مرتباً تمیز گردند.

۷) سوختن بردهای صندلی یا تغذیه

۸) سوختن فیوز اصلی دستگاه: با زدن کلید اصلی دستگاه روشن نمی‌شودو یا صندلی فاقد حرکت است.

۹) خرابی چراغ: لامپ چراغ باید تعویض گردد.

۱۰) خرابی میکروسوئیچ‌های صندلی: صندلی انتهای حرکت خود را نمی‌شناسد که در این حالت می‌بایست میکروسوئیچ تعویض گردد.

۱۱)خرابی دیافراگم شیر پنوماتیک

۱۲) خرابی ایرسوییچها



اتوکلاو دندانپزشکی:

اتوکلاو دستگاهی است که به وسیله بخار آب اشباع شده ابزار پزشکی را استریل می‌کند. اتوکلاوهای دندانپزشکی رومیزی بوده و دارای حجمهای ۲ لیتری ۵ لیتری ـ ۸ لیتری- ۱۵ لیتری ـ ۱۷ لیتری و ۲۱ لیتری می‌باشند. اتوکلاوها به چندین دسته تقسیم می‌شوند (از لحاظ اندازه و کاربرد)

۱) اتوکلاوهای دیگی: در بیمارستانها و در واحد CSR (central steril room) استفاده می‌شوند. اساس کار آنها مشابه سایر اتوکلاوهای معمولی با بخار آب اشباع شده می‌باشد و دارای حجمهای متفاوتی می‌باشند. این اتوکلاوها کاربردهای عمومی دارند ولی به علت حجم بالا و عدم وکیوم کافی نمی‌توان هر ابزاری را خصوصاً بارهای hollow را با آنها استریل نمود. اصول مدار کنترل آنها با شیرهای برقی و رله و کنتاکتور و شیرهای پنوماتیک می‌باشد و فاقد مدارات کنترلی پیچیده می‌باشند. و به دلیل شباهت شکل ظاهری و درب آنها به دیگهای زودپز این نام برای آنها انتخاب گردیده است.

۲) اتوکلاوهای رومیزی: همانطور که ذکر شد این اتوکلاوها حداکثر دارای حجم ۲۱،۱۷،۱۵ لیتر می‌باشند و از لحاظ نوع باری که استریل می‌کنند خود به ۳ کلاس B ، S ، N تقسیم‌بندی می‌شوند که بعداً راجع به این نوع تقسیم‌بندی و تفاوتهای این سه کلاس با یکدیگر توضیح داده خواهد شد. با توجه به شیوع بیماریهای خونی مانند ایدز و هپاتیت در سالهای اخیر مؤسسهٔ استاندارد اروپا قوانین سخت‌تری را در مورد نحوهٔ ساخت این نوع اتوکلاوها وضع کرده است که با تلاش مؤسسهٔ استاندارد و تحقیقات صنعتی ایران و چند شرکت دندانپزشکی پیشرو این قوانین در کشور ما نیز به اجرا در آمده و استفاده از اتوکلاوهای کلاس B برای استریل بارهای hollow الزامی

گردیده است.

۳) اتوکلاوهای کشوئی: این اتوکلاوها که در مقایسه با دو نوع اتوکلاو قبلی در ایران کمتر رواج دارند دارای حجمهای کمتری (۲ لیتری، ۵ لیتری و نهایتاً ۸ لیتری) می‌باشند و به جای چمبر جهت استریل بارها دارای کاست‌های کشوئی می‌باشند و بارها در داخل این کاست‌ها قرار می‌گیرند. عموماً در چشم پزشکی و دندانپزشکی از این نوع اتوکلاوها استفاده می‌شود ساختار این اتوکلاوها از اتوکلاوهای رومیزی ساده‌تر بوده و فاقد وکیوم می‌باشند.

روشهای استریل کردن: عموماً به چهار طریق زیر عمل استریل کردن صورت می‌گیرد:

۱- گرمای خشک (Dry heat sterilization) مثل فورها در این نوع دستگاهها دما به حدود ۱٤۰° الی ۱۸۰° می‌رسد.

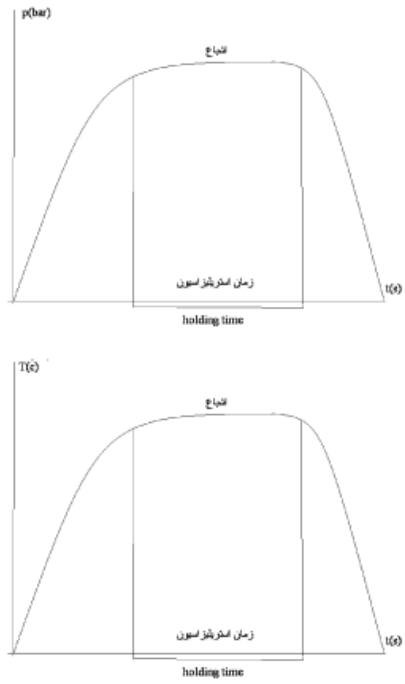
۲- بخار مرطوب (steam sterilization) اتوکلاوها با بخار آب اشباع شده کار می‌کنند.

۳- اتیلن اکساید: مثل اتوکلاوهای اتیلن اکساید که دراین نوع اتوکلاوها از گازهای استریل کننده استفاده می‌شود. (۷۰-۶۰°) دمای کاری این نوع اتوکلاوها می‌باشد.

٤- پرتودهی با اشعهٔ گاما:که در این روش از خاصیت استریلیزاسیون اشعهx استفاده می شود. این روش در ایران کمتر رواج دارد.

در این مبحث ما در مورد اتوکلاوهائی که با بخار آب اشباع کار می‌کنند صحبت خواهیم نمود. در ابتدا لازم است که یک نکته را مورد توجه قرار دهیم و آن تفاوت استریل با ضد عفونی می‌باشد. در استریل کلیه میکروارگانیسم‌ها از بین رفته و ما از عدم وجود هر نوع میکروب اطمینان حاصل می‌کنیم، ولی در ضد عفونی میکروارگانیسم‌ها (مثل هپاتیت) از بین نمی‌روند و فقط جسم ضد عفونی شده تمیز می‌گردد.

در حالت اشباع، بخار اشباع شده از یک منحنی تبعیت می‌کند که اساس کار این نوع اتوکلاوها می‌باشد. در تمامی این نوع اتوکلاوها فشار و دمای از روی یک سری نمودارهائی به یکدیگر ربط پیدا می‌کنند به نمودارهای زیرتوجه کنید.



از روی این دو نمودار وبا حذف پالامتر t می‌توان P را به T ربط داد.

قانون گازهای کامل: برای گازهای کامل در حجم ثابت با افزایش دما فشار نیز افزایش می‌یابد به عبارت دیگر به ازای حجم ثابت نسبت فشار به دما همیشه مقدار ثابتی خواهد بود.

قانون کامل شده گازهای کامل: برای هر گاز کامل داریم:

$$\frac{P_1V_1}{T_1}=\frac{P_2V_2}{T_2}$$

در این رابطه V_1 ،P_1 و T_1 فشار حجم و دمای اولیه و V_2 ،P_2 و T_2 فشار، حجم و دمای ثانویه آن گاز می‌باشند.

بخار آب اشباع شده نیز از قوانین گازهای کامل تبعیت می‌کند و این مورد اساس کار اتوکلاوها می‌باشد.

فشار: نیروی وارد بر واحد سطح را فشار می‌گویند که واحد اصلی آن پاسکال است ولی واحدی که مادر مورد بخارات با آن سروکار داریم بار می‌باشد. (bar) رابطهٔ زیر جهت محاسبهٔ فشار استفاده می‌شود.

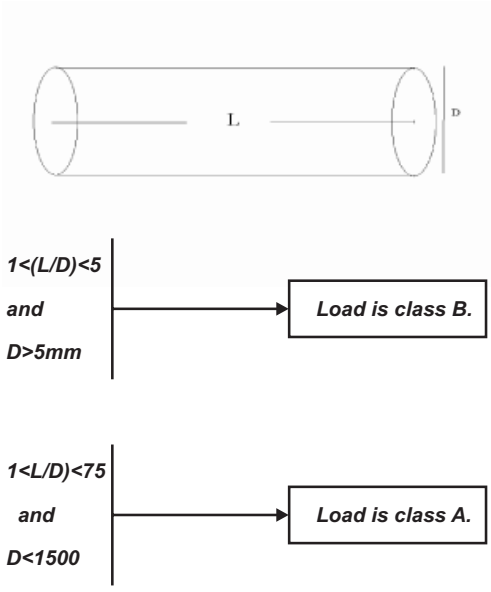
$$P=F/A \quad و \quad F=P.A$$

انواع بار در اتوکلاوها: (Load)

۱ـ بار جامد (Solid): این نوع بارها فاقد حفره در داخلشان می‌باشند مثل سوند، پنست و قیچی و ...

۲ـ بار پوچ و توخالی (hollow): که خود به دو دستهٔ نوع A و نوع B تقسیم بندی می‌شود:

اگر یک لولهٔ را بار hollow در نظر بگیریم از طریق روابط زیر می‌توانیم به نوع A یا B بودن این بار پی برد. اگر L طول حجم وDقطر قاعدهٔ آن باشد خواهیم داشت:



به غیر از موارد فوق بار مورد نظر hollow محسوب نخواهد شد.

نکته مهم: کلیه اینسترومنت‌های دندانپزشکی مثل آنگل و توربین و هندپیس بار hollow و از نوع A می‌باشند.

۳ـ بارهای متخلخل یا پارچه‌ای یا textile: از لحاظ نوع پیچیده شدن بار (مثل شان) به ۳ نوع تقسیم می‌شوند.

۱ـ wrapped: بار پیچیده شده

۲ـ unwrapped: بار پیچیده نشده

۳ـ double wrapped دارای پوشش مضاعف

می‌باشد.

* اتوکلاوها را از نظر نوع باری که استریل می‌کنند به سه دسته تقسیم می‌کنند:

۱- N: None wrapped–none vacuum…: این نوع اتوکلاوها فاقد پمپ وکیوم هستند و از آنها نمی‌توان برای استریل بارهای hollow و textile استفاده نمود ولی می‌توان بارهای solid را با آنها استریل کرد. در بخشهای آینده دلیل این امر را ذکر خواهیم نمود.

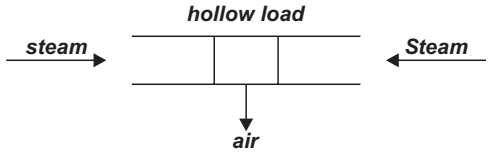
۲- S: Specific sterilizer – : هر اتوکلاوی که علاوه بر نوع ۱ (N) حداقل یکی از انواع دیگر بار را بتواند استریل کند کلاس S نامیده می‌شود.

۳- B: Specific sterilizer: این نوع اتوکلاو تمام انواع بارها را می‌تواند استریل کند و از نظر استاندارد اروپا و بین الملل کاملترین نوع اتوکلاو می‌باشد و در دندانپزشکی جهت استریل اینسترومنت‌ها استفاده از این نوع اتوکلاو الزامی می‌باشد. چون همانطور که ذکر شد اینسترونت‌ها بار hollow هستند.

نکته: برای اینکه در کلاس S بار Wrapped را هم بتوانند استریل کنند یا زمان استریل را بالا می‌برند و یا از یک وکیوم ضعیف استفاده می‌کنند. بدین ترتیب می‌توان اتوکلاو کلاس N را به کلاس S تبدیل نمود.

سؤال: چرابار hollow را در اتوکلاوهای فاقد پمپ وکیوم نمی‌توان استریل کرد؟

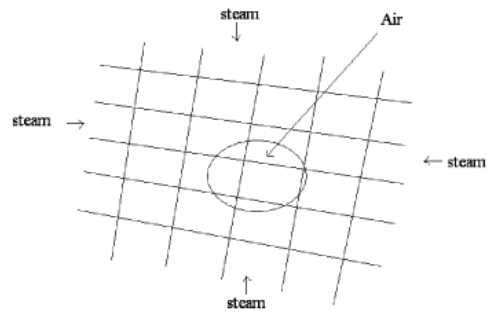
پاسخ: همانطور که می‌دانیم بار hollow یک بار توخالی است مثلاً لوله‌ای را در نظر بگیرید که قصد استریل آن را داریم در حالت عادی در داخل این بار هوا وجود دارد و وجود هوا در یک بار یعنی عدم استریل آن بار حال اگر فرآیند استریل شروع شود از دو طرف بار بار آب وارد بار می‌شود و هوا را در قسمت میانی آن فشرده می‌کند (شکل زیر)



ملاحظه می‌کنید که پس از پایان فرآیند استریل مقداری هوا در قسمت میانی بار باقی خواهد ماند و وجود هوا یعنی وجود میکروارگانیسم‌ها بنابراین یک اتوکلاو فاقد وکیوم کافی نمی‌تواند این بار را استریل کند ولی یک اتوکلاو کلاس B که دارای پمپ وکیوم با وکیوم بالای ۰/۹- بار است می‌تواند از دو سر مطابق شکل زیر مکش یا وکیوم ایجاد کرده و هوا را تخلیه کند و داخل بار فقط بخار باشد.

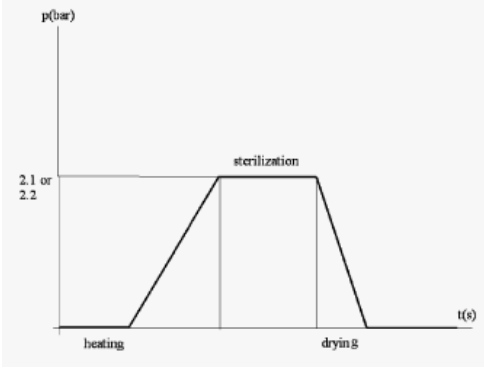
* **سؤال:** چرا بار textile را نمی‌توان در اتوکلاوهای فاقد پمپ وکیوم استریل نمود؟

پاسخ: بار textile یا متخلخل دارای حفره‌هائی در قسمت‌های میانی می‌باشد که در این قسمت‌ها هوا باقی می‌ماند و استریل نمی‌شوند بنابر این باید توسط پمپ وکیومی با قدرت کافی این هوا مکیده شده و بخار به آن قسمت‌ها نیز رسیده و بار متخلخل کاملاً استریل گردد. (شکل صفحه بعد)

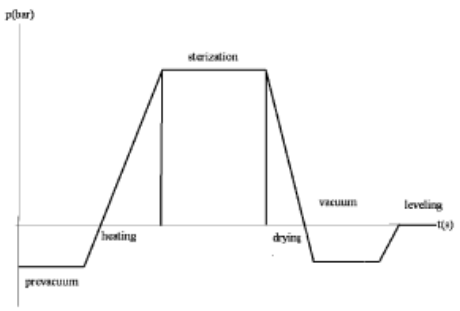


* اصول کار تمامی اتوکلاوها: در ابتدا آب از منبع آب اصلی به بخار تبدیل می‌شود این تبدیل آب به بخار به دو صورت در اتوکلاوها انجام می‌شود: ۱ـ یا آب مستقیماً به داخل چمبر ریخته شده (تزریق) و توسط یک المنت که حول چمبر پیچیده شده است وگرم شده و در ۱۰۰° به بخار تبدیل می‌گردد. و یا ۲ـ آب به داخل مولد بخار یا steam Generator رفته و درآنجا به بخار تبدیل شده و بخار وارد چمبر می‌شود. که نوع دوم نسبت به نوع اول دارای مزیت است چون سیستم تولید بخار کاملاً جداگانه می‌باشد.

بعد از تبدیل آب به بخار مرحلهٔ heating شروع شده و با بسته شدن محیط توسط شیرهای برقی طبق قانون گازها با افزایش دما (T)، فشار نیز بالا می‌رود (P) با رسیدن دما به مقدار تعیین شده و رسیدن فشار به ۲/۱ یا ۲/۲ بار مرحلهٔ استریل آغاز خواهد شد. در انتهای سیکل استریل بخار به کندانسور رفته و در اثر فرآیند میعان به آب تبدیل شده وبه مخزن آب مصرف شده می‌ریزد و بدین ترتیب در انتهای کار مرحلهٔ خشک کن یا drying انجام می‌شود. و در پایان بار استریل شده و آماده خارج کردن از دستگاه می‌باشد. مراحل ذکر شده در بالا پایه و اساس کار اتوکلاوها می‌باشد و در اتوکلاوهایی که دارای پمپ وکیوم می‌باشند فرآیند کمی متفاوت خواهد بود. نمودار کل فرآیند اتوکلاوها مطابق شکل زیر می‌باشد:



نکته بسیار مهم: در اتوکلاوهای رومیزی و کشوئی حتماً باید از آب مقطر که دارای conductivity یا رسانائی مناسبی بوده و فاقد ناخالصی باشد استفاده کرد چون در غیر این صورت باعث ایجاد رسوباتی در مخازن و چمبر شده و باعث بروز مشکلاتی در کار اتوکلاو خواهد شد. در اتوکلاوهای کلاس B که دارای پمپ وکیوم هستند یک مرحلهٔ prevacuum و یک مرحلهٔ vacuum نهائی و leveling به سیکل



توجه: برحسب نوع اتوکلاو ممکن است تعداد باز و بسته شیر برقی‌ها و در نتیجه تعداد دندانه‌های موجود در نمودار اتوکلاو تفاوت کند و شکل بالا تنها شمای کلی برای سیکل کامل اتوکلاوهای کلاس B است.

نکته: در طول سیکل چندین بار با باز شدن شیر برقی مربوطه هوا از داخل چمبر تخلیه می‌شود اگزوز هوا را معمولاً در قسمت پائین چمبر تعبین می‌کنند چون هوا سنگین بوده و بخار به بالای چمبر رفته و هوا را در پائین چمبر فشرده کرده و بدین ترتیب با نیروی بخار هوا از اگزوز خارج میشود.

اجزاء اصلی اتوکلاوها:

۱ـ چمبر: محلی است که بارها را در داخل آن قرار می‌دهند و بخار وارد آن شده و عمل استریل دراین محل صورت می‌گیرد.

۲ـ شیر برقی‌ها (EV) : بسته به نوع اتوکلاو تعداد آنها متفاوت است و عمل باز و بسته کردن مجاری و منافذ مختلف دستگاه را در طول مراحل مختلف یک سیکل بر عهده دارند مثل شیربرقی مربوط به تخلیه یا تزریق یا پمپ وکیوم و ...

۳ـ مولد بخار: در برخی از انواع اتوکلاوها وجود دارد و آب را به بخار تبدیل کرده و به چمبر تزریق می‌کند.

٤ـ المنت: به دور چمبر پیچیده شده و با ایجاد حرارت باعث تبدیل آب به بخار می‌شود.

۵ـ مخازن آب اصلی و مصرف شده: آب مصرف شده به داخل مخزن مربوطه رفته و پس از پر شدن مخزن باید تخلیه گردد همچنین مخزن آب اصلی نیز در صورتی که از یک حدی آبش کمتر شد باید مجدداً پر گردد. معمولاً از ۳ الکترود برای آشکارسازی سطح آب در مخزن آب اصلی استفاده می‌شود. با پر بودن مخزن الکترود ۳ به ۲ وصل می‌شود و با کم شدن مخزن الکترود ۱ از ۲ جدا شده و پیغام یا آلارمی جهت پر کردن مخزن آب اصلی از سوی دستگاه صادر می‌شود. (شکل زیر)



٦ـ کندانسور: به صورت یک میلهٔ فنری و مارپیچ می‌باشد که بخارات با عبور ازآن به مایع تبدیل می‌گردند و فشرده می‌شوند و به داخل

مخزن آب مصرف شده می‌ریزند.

۷ـ سنسور دما: معمولاً از PT ۱۰۰ جهت سنس دما استفاده می‌شود. یک سنسور دمای داخلی مخزن را می‌خواند و یک سنسور دمای جدارهٔ مخزن را می‌خواند و مقادیر خوانده شده جهت کنترل به برد دستگاه ارسال شده و در خروجی نمایش داده می‌شوند.

۸ـ سنسور یا ترنسدیور فشار: فشار داخل مخزن را خوانده و به واحد نمایش ارسال می‌کند.

۹ـ برد الکتریکی: کلیهٔ عملیات پردازش و کنترل دستگاه و صدور فرامین به شیر برقی‌ها در این قسمت انجام می‌شود.

۱۰ـ پمپ آب: آب مقطر را از مخزن به چمبر یا مولد بخار پمپ می‌کنند.

۱۱ـ فیلتر آب: در مسیر ورودی آب به چمبر یا مولد بخار قرار دارد تا تمامی ناخالصیهای آب را بگیرد.

۱۲ـ شیر اطمینان: برای ایمنی بیشتر سیستم در قسمت عقبی دستگاه قرار می‌گیرد تا در صورتی که فشار از یک حد آستانه بالاتر برود عمل کرده و باعث تخلیهٔ بخارات گردد.

۱۳ـ ترموستات ایمنی: برای ایمنی الکتریکی بیشتر سیستم از ترموستات جهت قطع برق سیستم استفاده می‌شود.

۱٤ـ کانکتورهای ورود و خروج آب: برای پر کردن مخزن آب اصلی و تخلیهٔ مخزن آب مصرف شده استفاده میشوند.

۱۵ـ پمپ وکیوم: در برخی از انواع اتوکلاوها وجود دارند و همانطور که ذکر شد عمل وکیوم و مکش را انجام داده وباعث ایجاد فشار منفی در چمبر می‌شوند. در داخل خود دارای دیافراگم هستند که عمل مکش را انجام می‌دهد.

۱٦ـ هولدر و سینی: در داخل چمبر قرار داده می‌شوند و ابزار استریل را بر روی آنها می‌چینند.

۱۷ـ fan: در برخی دستگاهها جهت خنک کردن سیستم داخلی از fan نیز استفاده می‌شود.

۱۸ـ فیلتر باکتریولوژیک: برای تسریع در عمل خشک کردن این فیلتر هوا را به داخل سیستم می‌فرستد تا باعث خشک شدن ابزار استریل گردد. این فیلتر نیز در برخی از دستگاهها وجود دارد.

۱۹ـ واحد نمایش (display): قسمت خروجی دستگاه بوده و کلیهٔ نمایشات دما، فشار وآلارمها بر روی آن نمایش داده می‌شود. بر طبق استاندارد ملی ایران واحد نمایش دما باید آنالوگ بوده و از یک گیج استفاده شود.

۲۰ـ پرینتر: می‌توان با اتصال پرینتر مخصوص به کانکتور مربوطه کلیه اطلاعات مربوط به سیکلها را بر روی آن مشاهده نمود.

۲۱ـ میکروسوئیچ درب: برای عدم باز شدن در فشار بالا میکروسوئیچ سیستم قفل درب را فعال می‌کند.

سیکلهای کاری اتوکلاو:

معمولاً دمای کاری سیکل استریل ۱۳۴° یا ۱۲۱° می‌باشد و این دمائی است که در آن دما و تحت فشار ۲/۲ بار یا ۲/۱ بار میکرارگانیسم‌ها از بین می‌روند. برخی از ابزار قدرت تحمل دمای ۱۳۴° درجه را ندارند و برای استریل آنها باید از سیکل ۱۲۱° بهره جست. تمامی اتوکلاوها در قسمت پانل نمایش دارای کلیدهائی جهت انتخاب نوع سیکل برحسب دما و نوع بار استریل دارند که قبل از آغاز اسرتیل باید آن سیکل را انتخاب نمود. برحسب نوع سیکل انتخاب شده مدت زمان استریل متفاوت خواهد بود.

اشکالات رایج در اتوکلاوها:

۱) پمپ وکیوم صدا می‌دهد: دیافراگم پاره شده و باید تعویض گردد.

۲) فشار بالا نمی‌رود.

۲-۱) EV مربوطه خراب است و سیستم را نمی‌بندد.

۲-۲) یکی از شلنگ‌ها پاره شده است

۲-۳) لاستیک دوردرب پاره شده یا کثیف است.

۲-٤) ترانسدیوسر فشار خراب شده و باید تعویض گردد.

۲-٥) آب کافی به داخل سیستم تزریق نشده است.

۲-٦) المنت خراب است وباعث افزایش دما و نتیجتاً افزایش فشار گاز داخل چمبر نمی‌شود.

۳) نشاندهنده ماکزیمم و منیمم سطح آب مخزن آب اصلی کار نمی‌کند: دور الکترودها را جرم گرفته وباید تمیز گردند.

۴) در صورت پر کردن بیش از حد مخزن ممکن است عمل استریل صورت نگیرد و دستگاه آلارم دهد.

۵) دستگاه اصلاً روشن نمی‌شود: ۱-۵) دستگاه به برق متصل نیست. ۲-۵) فیوز اصلی سوخته است.

۶) سیستم قفل درب عمل نمی‌کند یا درب دستگاه بسته نمی‌شود: میکروسوئیچ درب خراب بوده ویا از محل خود تغییر موضع یافته وباید از نو تنظیم شود.

۷) آب به داخل چمبر با مولد بخار ریخته نمی شود: پمپ آب خراب بوده وباید تعویض شود.

اشکالات ذکر شده در بالا اشکالات‌رایج اتوکلاوها می‌باشند و ممکن است اشکالات دیگری از قبیل خرابی برد ـ پارگی مخازن آب، خراب EV ها، خراب PT ۱۰۰ ها و ... نیز درطول کار به وجود بیایند.

در پایان در مورد ترموسنسورها ذکر این نکته ضروری است که اصولاً ترموسنسور PT ۱۰۰ مقاومتی است که با تغییر دما مقاومت آن تغییر می‌کند و در واقع مقاومتش تابعی است از دما و ممکن است به مرور زمان حساسیتش را از دست داده و نیاز به تعویض پیدا کند. ضمناً قبل از استفاده از هر اتوکلاوی باید با توجه به ارتفاع

محل نصب اتوکلاو از سطح دریا با توجه به جداول مخصوصی کالیبراسیون مخصوصی در مورد فشار در حالت عادی در دستگاه صورت بگیرد. برخی از قطعات دستگاه مثل فیلتر باکتریولوژیک و لاستیک دور درب نیز باید بعد از هر چند سیکل یا پس از طی مدت زمان خاصی طبق توصیه سازندگان دستگاه تعویض گردند.

STV (Intra oral camera*)

از دیگر تکنیک‌های نسبتاً جدید در دندانپزشکی دوربین داخل دهانی است. با نصب دوربین و یک مانیتور بر روی یونیت می‌توان تصاویر real time دندان را در طول جراحی بر روی مونیتور مشاهده کرد و حتی می‌توان دوربین را به کامپیوتر متصل کرده و تصاویر یا فیلم‌ها را ذخیره نمود. برخی از انواع دوربین‌ها دارای پدالی برای ثابت نمودن (freeze) تصویر هستند. معیار اصلی در انتخاب دوربین روزلوشن یا همان تعداد پیکسلهای تصویر است که برحسب مگا پیکسل سنجیده میشود.نحوهٔ محاسبه رزلوشن یک تصویر به این صورت است که تعداد پیکسلهای عرضی را در تعداد پیکسلهای طولی ضرب نموده و حاصل را به عدد ۱ میلیون تقسیم می کنند تا مگاپیکسل تصویر مورد نظر بدست آید. هرچه مگاپیکسل بالاتر باشد اطلاعات بدست آمده از تصویر و در نتیجه کیفیت آن افزایش خواهد یافت. با افزایش رزولوشن تصویر دارای ابعاد بالاتری خواهد بود. برخی دوربینها دارای نرم افزاری جهت ذخیره سازی و پردازش تصاویر اخذ شده می باشند.

RVG (Radio viso graphy)



کلمهٔ RVG مخفف رادیوویزوگرافی (Radio viso graphy) است. تکنیک RVG یک روش نسبتاً جدید در تصویر برداری دندان می‌باشد که نیاز به فیلم رادیوگرافی و ظهور وثبوت را از بین می‌برد. این سیستم بر روی دستگاههای رادیوگرافی که دارای دکمهٔ RVG بوده و یا می‌توان به صورت دستی زمان تابش آنها را تا ۰/۰۱ ثانیه کم کرد کاربرد دارد. از مزایای مهم RVG این است که دُز اشعه حدود ۷۵ الی ۸۰ درصد در این روش کاهش یافته و در واقع خطر اشعه X در این سستم تقریباً وجود نخواهد داشت. RVG از یک سنسور که در داخل دهان بیمار قرار می‌گیرد تشکیل شده است به طوریکه سطح حساس آن در مقابل کن رادیوگرافی باشد. این سنسور همان نقش فیلم را ایفاء کرده و با تاباندن اشعه این سنسور تصویر را بلافاصله بر روی کامپیوتری که به آن متصل است منتقل می‌کند. سنسور از اندازه های مختلف برای متناسب شدن با اندازه دهان افراد مختلف ساخته شده است. کلیهٔ مراحل پردازش تصویر توسط نرم‌افزار مخصوصی که قبل از نصب دستگاه در کامپیوتر نصب می‌گردد صورت می‌گیرد. از کارهای مختلفی که با این نرم‌افزار بر روی تصویر گرفته شده می‌توان انجام داد به موارد زیر می‌توان اشاره نمود:

۱- پرونده سازی برای بیمار
۲- امکان اندازه‌گیری کانالها و ابعاد مختلف بر روی تصویر
۳- امکان رنگ‌آمیزی تصاویر
٤- شناسائی دقیق عارضه‌های روی تصویر
٥- سه بعدی سازی تصویر
٦- اندازه‌گیری زوایای مختلف بر روی تصویر
۷- امکان بزرگنمائی تصویر جهت مشاهدهٔ بهتر آن
۸- اعمال فیلترهای boost و high pass filter

جهت شارپ نمودن و آشکارسازی لبه‌های تصویر

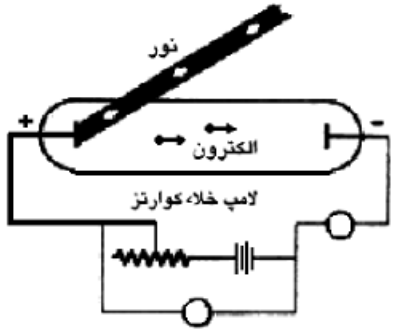
۹- امکان چرخش (Rotation) و معکوس سازی (Inversion) تصویر

تنها ایراد این سیستم گران بودن قیمت سنسور است. ضمن اینکه این سنسور در مقابل تابش اشعهٔ زیاد کاملاً حساس بوده و ممکن است آسیب ببیند. از سنسور مذکور می توان در حالتهای مختلفی چون پانورکس، سفالومتری و رادیوگرافی تک دندان استفاده نمود. با توجه به احتمال آلودگی سنسور در دهان حتما" باید از روکشهای مخصوصی که در داخل بسته بندی دستگاه وجود دارد بهره جست.

فصل چهارم:

تجهیزات تصویربرداری

اصول سیستمهای رادیولوژی و رادیوگرافی:



آزمایش اثر فتوالکتریک

اشعهٔ X چیست و چگونه تولید می‌شود؟

اصول اولیه

اثر فتوالکتریک

کشف پدیدهٔ فتوالکتریک به اواخر قرن نوزدهم میلادی برمی‌گردد. هنگامی که نور با فرکانس به قدر کافی زیاد به فلزی بتابد از آن فلز الکترون صادر می‌شود. به این پدیده اثر فتوالکتریک گفته می‌شود.

یک آزمایش ساده

مطابق شکل بالا یک لامپ خلاء شامل دو الکترون را در نظر می‌گیریم که باریکهٔ نور به سطح آند آن می‌تابد در اثر تابش تعدادی الکترون به سمت کاتد حرکت می‌کنند و جریان بسیار ضعیف I را به وجود می‌آورند. هر چه پتانسیل V بیشتر باشد جریان کمتر می شود هنگامی که V به مقدار معینی برسد $I = 0$ می‌شود. می‌توان این پدیده را اینگونه توجیه کرد که با برخورد نور، الکترونها انرژی می‌گیرند و با انرژی خود بر انرژی کاتد غلبه کرده و جذب آن می‌شوند. اما چند مشکل وجود دارد:

۱) انرژی جنبشی الکترونها (پتانسیل قطع V) مستقل از شدت نور تابیده شده است.

۲) انرژی گرفتن الکترونها معقولانه به نظر نمی‌رسد.

اثر فتوالکتریک با تابش نور با قدرتهایی در حدود 10^{-26} W/m قابل تشخیص است. در هر متر مربع عنصر سدیم در یک لایه 10^{19} اتم موجود است. اگر فرض کنیم نور توسط ۱۰ لایه از اتمهای سدیم جذب شود. 6^{-10} وات انرژی بین 10^{20} اتم تقسیم می شود و هر اتم 10^{-26} وات (10^{-7} الکترون ولت بر ثانیه) نور جذب می‌کند. 10^{7} ثانیه یا تقریباً یک سال وقت لازم است که

الکترونی، یک الکترون ولت انرژی جذب کند. اگر پدیده‌هایی چون تشدید را هم در نظر بگیریم الکترون به هیچ وجه نمی‌تواند در مدت زمان کوتاه انرژی بگیرد.

۳) مشکل دیگر بستگی عجیب انرژی الکترونها به فرکانس است. نورهایی که فرکانس آنها از مقدار معینی کمتر است قادر به خارج ساختن الکترون از سطح فلز نیستند.

نتیجه‌ای که گرفته می شود این است که اثر فتو الکتریک با تئوری الکترومغناطیس قابل توجیه نیست.

تئوری کوانتم

بلانک انرژی را به صورت بسته‌های کوچکی در نظر گرفت و آنها را کوانتم نامید و اینگونه فرض کرد که بسته‌های کوچک انرژی در جسم ترکیده و محتویات آن به صورت الکترومغناطیس منتشر می‌شود. اگر فرکانس ν باشد انرژی موجود در کوانتم های مولد برابر E خواهد شد.

(۱) $h\nu = E$ (E انرژی یک کوانتا)

بعداً مشخص شد که این انرژی در فضا نیز به صورت کوانتم هایی حرکت می‌کند و هر ذره معادل hν انرژی دارد و فرمول تجربی زیر بدست آمد:

(۲) $h\nu = T_{max} + h\nu_0$

hν = انرژی موجود در هر کوانتا

Tmax = انرژی ماکزیمم فتون الکترون

hν۰ = کمترین انرژی لازم برای خارج ساختن یک الکترون از سطح یک فلز

برای خارج کردن یک الکترون همیشه مقدار انرژی لازم است hν۰ بستگی به فلز الکترون دهنده دارد و Work function نامیده می‌شود. بعدها با مطالعه پدیده صدور الکترون از فلزات در اثر حرارت (اثر ترمویونیک) صحت این تعبیر از اثر فتوالکتریک تأیید شد.

در دو قسمت قبل با اثر فتوالکتریک آشنا شدیم اکنون با این اطلاعات می‌توانیم در مورد اشعه X بحث کنیم.

اشعهٔ X

پدیده فتوالکتریک : فتونهای نور دارای انرژی هستند و می‌توانند انرژی خود را به الکترونها منتقل کنند اکنون یک پرسش پیش می آید. آیا عکس این مطلب نیز صحیح است؟ آیا ممکن است قسمتی از انرژی جنبشی الکترون تبدیل به یک فتون نور شود؟ این مطلب توسط رونتگن قبل از نظریهٔ کوانتم کشف شد. رونتگن کشف کرد که در اثر برخورد الکترونهای سریع با یک جسم تشعشعات مجهولی ایجاد می شود که قابلیت نفوذ فوق العاده ای دارند. این اشعهٔ مجهول در میدان الکتریکی و مغناطیسی منحرف نمی‌شود. از اجسام کدر عبور می‌کند. باعث نورانی شدن مواد فسفرسانس می‌شود و صفحات عکاسی را سیاه می‌کند. هر چه سرعت الکترونها بیشتر باشد، قابلیت نفوذ اشعه حاصله بیشتر و هر چه تعداد الکترونها بیشتر باشد، شدت اشعه بیشتر است. طبیعت موجی بودن اشعهٔ مجهول که به عنوان اشعه X نام گذاری شد، توسط آزمایش پلاریزاسیون بارکلا کشف شد. از نظر طبقه‌بندی

کلیه تشعشعات الکترومغناطیسی که طول موج آنها بین $۱۰^{-۱۱}$ تا $۱۰^{-۸}$ متر باشد اشعه X نامیده می‌شوند. از اشعه X در کاربردهای صنعتی جهت شناسایی کریستال، رادیوگرافی پزشکی و در سیستمهای شتاب‌دهنده خطی استفاده می‌شود.

چگونگی تولید اشعهٔ X

اگر بتوانیم در محفظه ای الکترون تولید نماییم و این الکترون‌ها را توسط میدان الکتریکی بسیار قوی شتاب دهیم، الکترون‌ها انرژی جنبشی زیادی پیدا می‌کنند و در صورت برخورد با یک جسم سخت بخش بزرگی از انرژی اکتسابی به حرارت و بخش بسیار کوچکی تبدیل به فتونهای اشعه X می گردد. واضح است که روند تولید اشعهٔ X در حقیقت تبدیل نوعی از انرژی به نوع دیگر است. بنابر این برای تولید اشعهٔ X اولین وسیلهٔ مورد نیاز منبع تولید انرژی است. انرژی از نوع انرژی الکتریکی انتخاب می‌شود، چون در نقل و انتقال و ذخیره سازی نسبت به دیگر انرژی‌ها ارجح است.

برای اینکه تیوب مولد اشعهٔ X بتواند اشعهٔ X تولید نماید، باید دو شرط اساسی داشته باشد:

۱) فیلامان با گرمایش کنترل شده گرم شود و الکترون تولید نماید .

۲) اختلاف پتانسیل بسیار بالا به دو سر تیوب (آند و کاتد) طوری اعمال گردد که الکترونهای تولید شده توسط کاتد بتوانند تحت تأثیر این شتاب دهنده، انرژی جنبشی کافی کسب نموده و با برخورد با جسم سخت، بخشی از انرژی آنها به اشعهٔ X تبدیل گردد.

طبق آنچه که در بالا ذکر شد مهمترین بخشها در یک مولد اشعهٔ X عبارتند از:

۱) مدارات فیلامان (کاتد) که از طریق آنها گرمایش انتخاب شده با ثبات کافی به فیلمان اعمال می شود و به این طریق تعداد الکترونهای پرتاب شده کنترل می‌شوند.

۲) منبع ایجاد اختلاف پتانسیل که توسط آن الکترونهای تولید شده با انرژی کنترل شده در برخورد با جسم سخت سبب تابش اشعهٔ X با مشخصات دلخواه می‌شوند.

در رادیوگرافی قسمتهای مختلفی از بدن مورد معاینه قرار می‌گیرند که از لحاظ ضخامت سختی و میزان جذب اشعهٔ X متفاوت می‌باشند. به طور مثال تابشی با قدرت نفوذ بالا برای لگن و ستون فقرات مورد نظر است. در صورتی که برای نسوج نرم مانند دست یک نوزاد میزان تابش کمتری مورد نیاز است. برای رادیوگرافی قلب و عروق بایستی اشعهٔ X را بسیار سریع پس از ایجاد متوقف کرد و برای مواردی مانند جمجمه قطع سریع اشعه لازم نیست.

در موارد بالا فاکتورهای مهم قدرت نفوذ (اختلاف پتانسیل) و شدت اشعه (میزان فتونهای ایجاد شده در واحد زمان) و زمان عوامل تعیین کننده‌ای هستند. بنابر این یک سیستم مولد اشعهٔ X می‌بایست قادر به ارائه فاکتورهای مناسبی برای هر مورد باشد.

تیوب مولد اشعهٔ ایکس

تولید اشعهٔ X روندی است که در آن یک نوع انرژی به نوع دیگر تبدیل می‌شود. این تبدیل

در داخل وسیله‌ای با عنوان تیوب مولد اشعهٔ X انجام می‌گیرد. تیوب مولد اشعهٔ X دارای سه خاصیت زیر است:

۱) منبعی برای تولید الکترون داشته باشد. (فیلامان گرم)
۲) مجهز به سیستمی برای شتابدار کردن حرکت الکترونها باشد.
۳) دارای جسم سخت (Target) باشد که الکترون‌های شتابدار در برخورد با آن متوقف گردیده و اشعهٔ ایکس تولید شود.

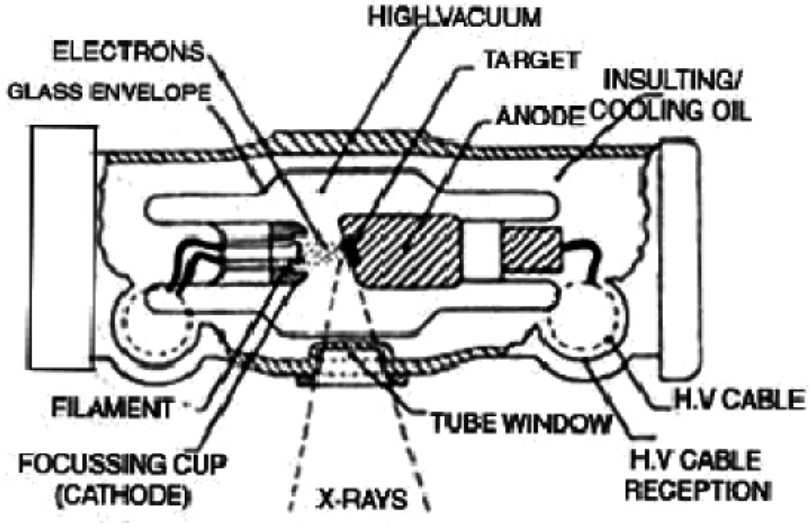
تیوب مولد اشعهٔ X به شرح زیر موارد فوق را تأمین می‌نماید:

منبع تولید الکترون فیلامان گرم است و قسمتی از کاتد محسوب می‌گردد. وقتی که رشته سیم فیلامان به اندازه کافی گرم شود می‌تواند تعدادی الکترون آزاد تولید نماید. این الکترونها ، فیلامان را ترک کرده و در اطراف آن ابر الکترونی تشکیل می‌دهند.

الکترونهای آزاد توسط میدان الکتریکی بسیار قوی به سمت آند شتاب می‌گیرند و از آنجا که فضای داخلی تیوب کاملاً از هوا و سایر ذرات تخلیه گردیده و هیچگونه مانعی بر سر راه حرکت الکترونها وجود ندارد، سرعت آنها می‌تواند به میزان قابل توجهی افزایش پیدا کند.

در انتهای مسیر حرکت، مانعی قرار دارد. این مانع دارای جنس مخصوصی است (تنگستن) و آند یا قطب مثبت تیوب را تشکیل می‌دهد. منطقه‌ای بر روی تارگت که الکترون‌ها به آن برخورد می‌کنند، نقطه کانونی نام دارد. این نقطه منبع تابش اشعهٔ X است.

کلیهٔ این قسمتها در درون محفظه شیشه‌ای لاک و مهر شده‌ای بنام اینسرت قرار داده شده‌اند که کاملاً از هوا و سایر ذرات احتمالی تخلیه گردیده است. شکل زیر یک تیوب مولد اشعهٔ X را با ملحقات آن به صورت ساده نشان می‌دهد.



پدیده ترمویونیک در تیوب مولد اشعهٔ X

روندی که سبب صدور الکترون آزاد از یک رشته سیم گرم می‌شود به پدیدهٔ ترمویونیک موسوم است. زمانی که این اتفاق درون یک محفظهٔ خلاء صورت می گیرد دارای خصوصیات زیر است:

۱) سرعت صدور الکترون به دو عامل دما و سطح مفید سیم بستگی دارد. با افزایش درجه حرارت، الکترون‌های آزاد شده افزایش می‌یابند و به صورت ابر الکترونی اطراف فیلامان را اشغال می‌کنند. این ابر الکترونی را «شار فضایی» می‌نامیم.

۲) هر زمان که اختلاف پتانسیل مثبت بین قطب مثبت و فیلامان بر قرار گردد، الکترونها طبق پدیده «جذب بارهای غیر هم نام» به سمت آند حرکت کرده و جذب آن می‌شوند.

۳) هر گاه اختلاف پتانسیل بین آند و کاتد صفر و یا منفی گردد حرکت الکترونها به سمت آند متوقف گردیده و شدت جریان الکتریکی صفر می‌شود.

٤) با افزایش ولتاژ مثبت آند شتاب حرکت تند شوندهٔ الکترونها افزایش می‌یابد و تعداد الکترون‌هایی که خود را به آند می‌رسانند در واحد زمان زیاد می شود. به عبارت دیگر شدت جریان الکتریکی در داخل تیوب کمیتی مستقل نسبت به ولتاژ آند نیست و تحت تأثیر آن تغییر می‌کند.

۵) با افزایش بیشتر ولتاژ آند، لحظه‌ای فرا می‌رسد که کلیه الکترونهای آزاد توسط آند جذب شده و از این پس افزایش ولتاژ آند تأثیری بر شدت جریان الکتریکی تیوب ندارد.

در این صورت می‌گوییم تیوب در حالت اشباع قرار گرفته است. در مولدهای اشعه X سعی می‌شود که تیوب همیشه در حالت نزدیک به اشباع کار کند تا وابستگی میلی آمپر عبوری از تیوب به کیلوولت کمتر شود. در شرایط اشباع دمای فیلامان تنها عامل مؤثر برای کنترل میلی آمپر است.

کاتد

کاتد قطب منفی تیوب مولد اشعهٔ X است. این قسمت شامل یک ساختمان فلزی است که فیلمان بر روی آن می‌نشیند و علاوه بر پایه‌ای برای استقرار صحیح و محکم فیلامان، عمل تمرکز الکترون‌ها و جلوگیری از پراکندگی ناخواسته آنها را نیز به عهده دارد.

فیلامان

فیلامان از جنس تنگستن است و می‌تواند حرارتهای بسیار بالا را تحمل نماید. فیلامان به صورت یک فنر بسیار ظریف شکل داده شده است تا سطح مؤثر برای صدور الکترون افزایش یافته و قدرت الکترون دهندگی بیشتری داشته باشد. می‌دانیم که عامل تولید حرارت در فیلامان شدت جریان الکتریکی I است. بنابر این می‌بایست این سیم دارای مقاومت R زیادی باشد تا بتواند با عبور مقدار معینی شدت جریان الکتریکی از درون آن حرارت RI^2 قابل توجهی ایجاد نماید. از طرف دیگر لازم است که شعاع الکترونی حاصل حتی‌الامکان باریک باشد. به همین دلیل سطح

مقطع، شکل پیچش و طول سیم از عوامل بسیار با اهمیت بشمار می‌آیند. سطحی را که الکترون‌های برخورد کننده به تارگت بر روی آن اشغال می‌کنند نقطه کانونی واقعی نامیده می‌شود، که منبع تولید اشعه به حساب می‌آید. هرچه سطح اشغال شده توسط الکترون‌ها بر روی آند (تارگت) کوچکتر باشد، نقطه کانونی کوچکتر و به همان نسبت میزان عدم وضوح ایجاد شده بر روی فیلم رادیوگرافی کمتر خواهد بود. می‌دانیم که بمباران تارگت توسط الکترون‌ها، تولید حرارت می‌نماید و هرچه سطح بمباران کوچکتر باشد حرارت ایجاد شده در واحد سطح بیشتر خواهد بود. بنابراین نقطه کانونی کوچک‌تر به معنی ایجاد حرارت بیشتر در واحد سطح و آسیب‌پذیر بودن آن می باشد. این یک خصوصیت محدود کننده است و در عمل نمی‌توان سطح کانونی را بدون محدودیت کوچک کرد. در مواردی که نیاز به کانونهای بسیار کوچک باشد می‌بایست آند از مواد مخصوصی با قدرت تحمل حرارتی بسیار بالا ساخته شود. در عمل تیوب‌های با فوکوس کمتر از ۰/۵ میلی متر برای کاربردهای عمومی بکار گرفته نمی‌شوند. تیوبهای میکروفوکوس اختصاصی محسوب می‌شوند و در موارد خاص (آنژیوگرافی، ماموگرافی و ...) بکار می‌روند و طبیعتاً بسیار گران قیمت هستند.

مکانیزم تمرکز الکترون‌ها

می‌دانیم که الکترونهای صادر شده توسط فیلامان دارای بار الکتریکی منفی هستند و بنابر این تمایل غالب آنها پس از رها شدن، دور شدن از هم و در نتیجه پراکندگی است. در تیوبهای مولد اشعهٔ X شیاری در فلز کاتد تعبیه گردیده که فیلامان در عمق آن قرار گرفته است. فیلامان و شیار طوری طراحی گردیده‌اند که پراکندگی الکترون‌ها را کاهش داده و آنها را هنگام حرکت به سمت آند بر روی خط باریکی متمرکز می‌نمایند این عمل مانند تمرکز نور توسط یک عدسی نوری است. ابعاد سطحی که اشعه الکترونی بر روی تارگت اشغال می‌کند به عوامل زیر بستگی دارد:

۱) اندازه و شکل فیلامان
۲) ابعاد و شکل هندسی شیار (Slot) و عمق محل استقرار فیلامان
۳) خصوصیات میدان الکتریکی که در اطراف شیار ایجاد می‌شود.
٤) فاصلهٔ آند و کاتد.

تمامی این عوامل می‌بایست با دقت بسیار زیاد محاسبه و طراحی شوند تا بتوان اندازه‌ای دلخواه برای نقطه کانونی به دست آورد. سطح فوکوس معمولاً به شکل مربع مستطیلی است که طول آن ۳ تا ۴ برابر عرض آن و مساحت از حدود ۲ الی ۳ میلیمتر مربع تا ۱۰ الی ۱۵ میلی متر مربع متغیر است.

آند

آند از جنس فلز مقاوم به حرارت ساخته می‌شود. در طراحی آند دو نکته اصلی می‌بایست مورد نظر باشد:

۱) بمباران الکترونی سطح تارگت ایجاد حرارت

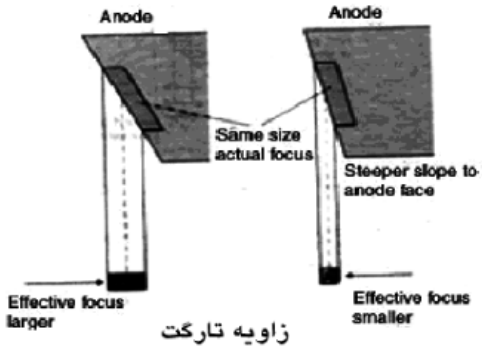
بسیار زیاد به خصوص در نقطهٔ کانونی می‌کند و هر چه خروجی تیوب بیشتر باشد حرارت ایجاد شده نیز بالاتر خواهد بود.

۲) نقطهٔ کانونی می‌بایست حتی المقدور کوچک باشد تا بتواند تصاویر را با وضوح کافی بر روی کلیشه رادیوگرافی، اسکرین و یا تلویزیون ایجاد نماید.

تارگت می‌بایست از فلزی ساخته شود که دارای خصوصیات زیر است:

- نقطهٔ ذوب بالا داشته باشد.
- راندمان تولید اشعهٔ X با افزایش عدد اتمی تارگت افزایش می یابد. بنابر این می‌بایست از فلزی با عدد اتمی بالا ساخته شود.
- قدرت انتقال حرارت بالا را دارا باشد.
- در مقابل پدیده تصعید و تبخیر مقاوم باشد.
- قابلیت چکش کاری و شکل پذیری مناسب داشته باشد. صاف بودن سطح آند یکی از عوامل مهم در بهبود کیفی اشعهٔ X تولید شده محسوب می‌گردد.

تنگستن ماده ای است که همهٔ قابلیت‌های فوق را داراست و امروزه بجز در موارد خاص از این ماده در ساخت تارگت استفاده می‌شود. یک راه ابتکاری برای افزایش ظرفیت حرارتی آند بدون افزایش سطح تارگت این است که آن را به صورت دیسک می‌سازند و آن را در شروع بمباران می‌چرخانند. تارگت با زاویه تند در مقابل مسیر حرکت الکترونها قرار گرفته است. (شکل بعدی) بنابر این یک ناظر فرضی که عمود بر محور طولی تیوب به آند می‌نگرد ابعاد آن را کوچکتر از اندازه‌های واقعی می‌بیند آنچه را که ناظر فرضی مشاهده می‌کند کانون ظاهری نامگذاری کرده‌اند.

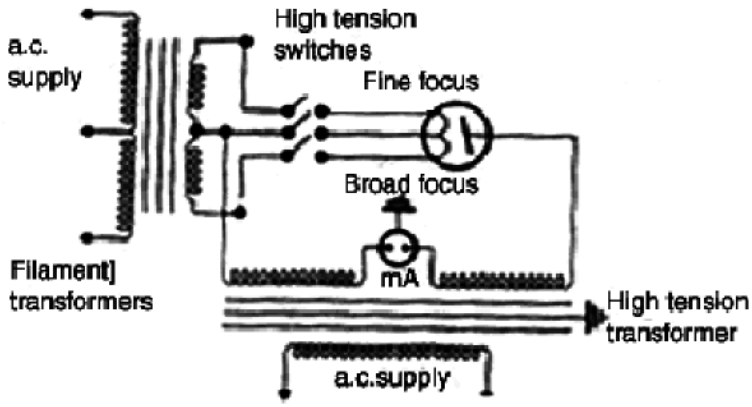


زاویه تارگت

تیوب‌های دوفوکوسه

در طراحی تیوبهای مولد اشعهٔ X موارد زیر ضروری به نظر می‌رسد:

- با بمباران تارگت توسط الکترون‌های پر انرژی بخش کوچکی از انرژی آنها تبدیل به اشعهٔ X و بخش بزرگی تبدیل به حرارت و سبب بالا رفتن دمای نقطه کانونی می‌گردد و در نتیجه هر چه سطح نقطه کانونی بزرگتر باشد میزان حرارت قابل تحمل توسط تارگت بالا می‌رود.
- میلی آمپر بالاتر به معنی توان خروجی بیشتر است و در صورت استفاده از میلی آمپر بالا زمان اکسپوز می‌تواند کمتر شود. رادیوگرافی از برخی اعضای بدن و در موارد خاص نیاز به زمان کوتاه دارد. افزایش سطح کانونی می‌تواند دست یابی به میلی آمپرهای زیاد و زمان کم را ممکن سازد.
- افزایش ابعاد نقطهٔ کانونی به معنی منبع تشعشع بزرگتر و در نتیجه عدم وضوح هندسی بیشتر در تصویر حاصله خواهد



اتصالات فیلامان در یک تیوب دو فوکوسه

بود.

- با کاهش زاویه تارگت بدون تغییر در ظرفیت حرارتی آند، می‌توان به فوکوس مؤثر کوچکتر دست یافت.

در بعضی موارد رادیوگرافی به قدرت تفکیک بالا نیازمندیم یعنی به فوکوس کوچک نیاز داریم در حالی که در برخی دیگر توان بسیار بالا مورد نیاز است و اندازه فوکوس چندان اهمیتی ندارد.

بنابر این وجود تیوبی که بتواند اندازه‌های مختلف فوکوس را در اختیار کاربر رادیوگرافی قرار دهد، مزیت مهمی محسوب می‌شود. به همین دلیل تیوبهای امروزی دارای دو فوکوس هستند در شکل زیر اتصالات یک تیوب دو فوکوسه نشان داده شده است.

مولد اشعهٔ X چگونه سه فاکتور قدرت نفوذ، تراکم اشعه و زمان را کنترل می‌کند؟

قدرت نفوذ اشعهٔ X مستقیماً به انرژی الکترونهایی بستگی دارد که در برخورد با تارگت (جسم سخت) اشعه را می‌سازند بنابر این هر چه اختلاف پتانسیل شتاب دهنده افزایش یابد فرکانس یا قدرت نفوذ افزایش خواهد یافت. واضح است که افزایش سرعت الکترونها بر شدت اشعهٔ X مستقیماً اثر می‌گذارد و به همین دلیل طراحان مولدهای اشعهٔ X ترفندهایی را به کار می‌برند تا این تأثیر ناخواسته را به حداقل برسانند و ثبات شدت اشعه را در قبال تغییر در اختلاف پتانسیل تأمین نمایند.در هر حال عامل اصلی در تعیین کنتراست مطلوب بر روی فیلم همین اختلاف پتانسیل است.

تغییر در میزان گرمایش فیلمان به معنی تغییر در تعداد الکترونهای پرتاب شده و در نتیجه تغییر در میزان اشعهٔ X خواهد بود.

عامل سوم یعنی زمان و منظور از آن طول زمانی است که تیوب مولد اشعهٔ X تحریک گردیده و اشعهٔ کنترل شده را به جسم سخت می‌تاباند طول زمان تابش اشعه از چند هزارم ثانیه تا چند ثانیه می‌تواند متغیر باشد سیستمی که توانایی تنظیم طول زمان تابش اشعهٔ X را داراست تایمر نامیده می‌شود.

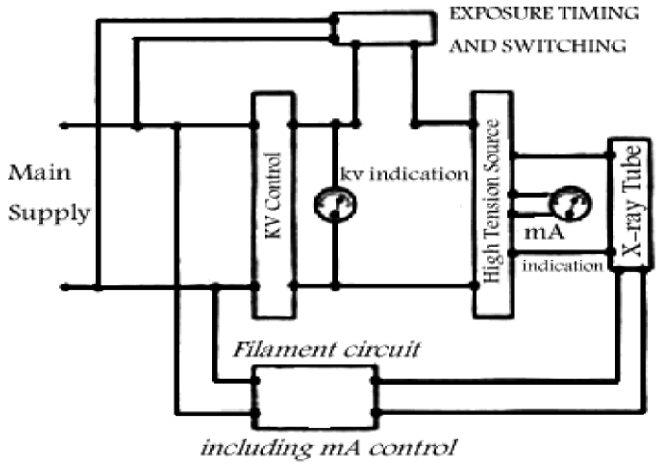
قسمتهای اصلی یک مولد اشعهٔ X به صورت زیر است:

- منبع تغذیه اصلی main Supply Voltage
- تیوب مولد اشعهٔ X–Ray Tube
- منبع تولید اختلاف پتانسیل High Tension Source
- مدارات کنترل KV KV ontrol
- مدارات فیلامان و کنترل میلی آمپر mA Control
- تایمر Timer

این کنترلها بر روی قسمت میز کنترل تعبیه گردیده است و توسط کاربر تنظیم می‌گردند.

کنترل کیلوولت

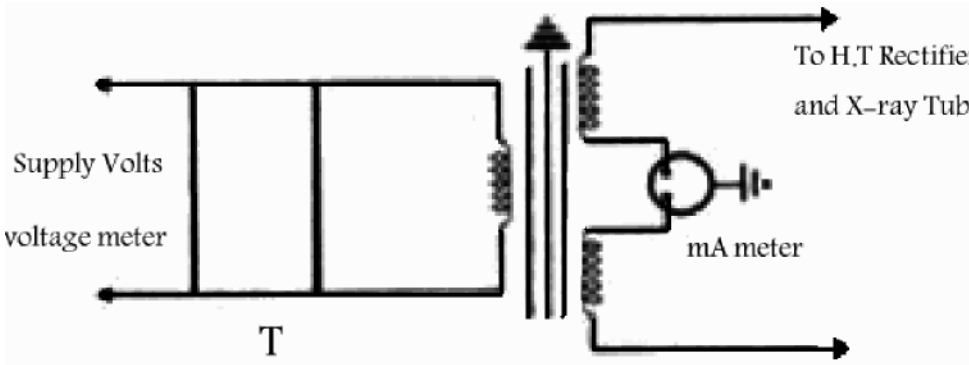
توانایی انتخاب و کنترل KV از ملزومات یک ژنراتور اشعهٔ X است رنج کیلوولت مورد استفاده از ۲۰ تا ۱۲۰ کیلو ولت متغیر است و با دقت ۱kv قابل تغییر است. از آنجا که نسبت دو سیم پیچهای اولیه و ثانویه در یک ترانسفورماتور فشار قوی ثابت است تغییر در ولتاژ ورودی به معنی تغییر در ولتاژ خروجی است. مدار ورودی یک ژنراتور در زیر نشان داده شده است.



بلوک دیاگرام یک مولد اشعه ایکس

در شکل زیر T یک ترانسفورماتور به عنوان اتوترانسفورماتور است(در اتو ترانسفورماتور دو سیم پیچ اولیه و ثانویه مجزا نیست.)

ولی در فلورسکوپی که گاه چندین ثانیه و یا حتی چندین دقیقه به طول می‌انجامد، تغییر به جهت به دست آوردن تصویر مطلوب‌تری از موضع مورد



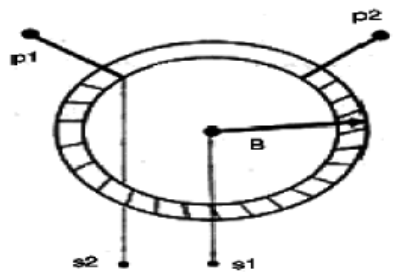
اتواترانسفورماتور به عنوان کنترل کننده

اگر در ترانسفورماتور خروجی های متفاوت قرار دهیم، می‌توانیم دور متفاوتی را به عنوان ثانویه داشته باشیم و با استفاده از سلکتور انتخاب ولتاژ، ولتاژهای مختلفی را اعمال کنیم. در این مدارات اغلب از دو سلکتور ماژور و مینور استفاده می‌شود.

کنترل کیلوولت به صورت پیوسته

سیستمی که در بالا به عنوان کنترل ناپیوسته KV مورد بحث قرار گرفت، کنترل را از طریق ایجاد ارتباط بین نقاط ثابتی بر روی اتو ترانسفورماتور ورودی ترانس فشار قوی تأمین می‌کند. در این نوع تکنیک انتخاب و یا تنظیم مجدد KV در حین اکسپوز به دلیل کوتاه بودن زمان مقدور نیست و اصولاً نیازی هم به این کار نیست

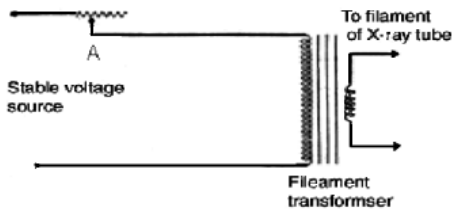
معاینه، یک امتیاز محسوب می‌گردد. ابزاری که این عمل را به عهده دارد، اتو ترانسفورماتور خاصی است که آنرا به نام واریاک می‌شناسیم. در شکل زیر واریاک و اتصالات مربوط به آن نشان داده شده است. نقاط p۲,p۱ دو ورودی یا اولیه ترانس و نقاط s۲,s۱ ثانویه ترانس محسوب می‌شوند. بازوی لغزنده B با تغییر محل خود تعداد دور ثانویه را تغییر داده و به این ترتیب به طور پیوسته می‌تواند ولتاژ خروجی واریاک را تغییر دهد.



واریاک

کنترل جریان عبوری از تیوب مولد اشعه

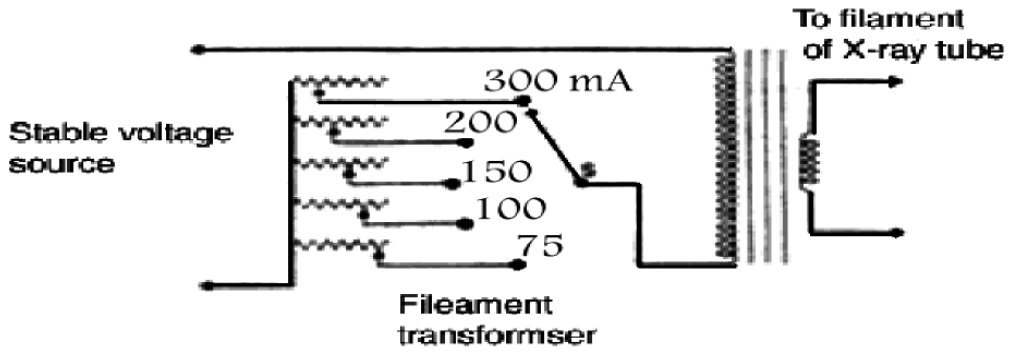
جریان عبوری از تیوب مولد اشعه، متناسب است با تعداد الکترون‌های پرتاب شده توسط فیلامان. تعداد الکترون‌ها نیز از طریق میزان گرمایش فیلامان (شدت جریان عبوری از فیلامان) کنترل می‌شود. تغییرات اندک در گرمایش فیلامان، منجر به تغییرات شدید در حجم الکترون‌های پرتاب شده و در نتیجه تغییرات شدید در میلی آمپر عبوری از تیوب می‌گردد. بنابر این می‌توان گفت که میلی آمپر عبوری از تیوب به میزان گرمایش فیلامان بسیار حساس است. گرمایش فیلامان متناسب است با توان الکتریکی اعمال شده به وسیله سیم پیچ ثانویه ترانسی که مستقیماً فیلامان را تغذیه می‌نماید توان اعمال شده به سیم پیچ ثانویه با ولتاژ ثانویه ترانس فیلامان متناسب است و این ولتاژ متناسب است با ولتاژ اعمال شده در ورودی ترانس فیلامان. به عبارت دیگر ولتاژ سیم پیچ اولیه ترانس فیلامان در نهایت تعیین کننده گرمایش فیلامان بوده و بنابر این کنترل ولتاژ ورودی ترانس فیلامان به منزله کنترل میلی آمپر عبوری از تیوب است. روشهای متعددی برای کنترل ولتاژ ورودی ترانس فیلامان در ژنراتورهای مولد اشعه ایکس وجود دارد که از همه معمول‌تر کنترل ولتاژ توسط مدارات مقاومتی است. در شکل‌زیر مقاومت متغیر A به طور سری با سیم پیچ اولیه ترانس فیلمان قرار گرفته است.



سلکتور میلی آمپر

ولتاژ اعمال شده به ورودی ترانس فیلامان برابر است با تفاضل ولتاژ منبع تغذیه و ولتاژ مقاومت A و می‌توان نوشت: Vp=Vs-Vr به این ترتیب با تغییر مقاومت A می‌توان ولتاژ ورودی ترانس فیلامان را به طور پیوسته تغییر داد و از این طریق، گرمایش فیلامان و در نتیجه میلی آمپر عبوری از تیوب را کنترل نمود. این نوع کنترل میلی آمپر عموماً در حالت فلوروسکپی به کار گرفته می شود. روی پانل کنترل مقاومت متغییری به نام Fma (میلی آمپر فلورسکوپی) تعبیه گردیده است که در حین فلورسکوپی می‌توان توسط آن می توان میلی آمپر تیوب را از حدود صفر تا چند میلی آمپر تغییر داد. در رادیولوژی به دلیل کوتاه بودن طول زمان اکسپوز این روش غیر قابل استفاده است. شکل زیر مدار کنترل میلی آمپر رادیوگرافی را نشان می‌دهد.

در این مدار به جای یک مقاومت متغیر A در شکل قبل از تعدادی مقاومت متغیر استفاده شده که هر کدام به ازاء یک میلی آمپر خاص رادیوگرافی تنظیم شده و در جای خود ثابت شده‌اند سلکتور S می‌تواند با تغییر وضعیت، هر یک از این مقاومتها را با سیم پیچ اولیه ترانس

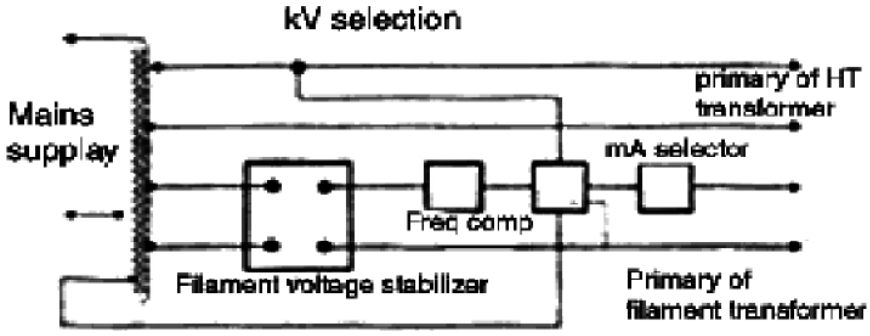


کنترل آمپر در رادیوگرافی

فیلمان سری کرده و در نتیجه گرمایش فیلامان را به تناسب میلی آمپر انتخابی تغییر دهد. سلکتور S می‌تواند چرخشی و یا فشاری باشد.

مدار جبران کننده اثر ابر الکترونی

در تیوب‌های مولد اشعه ایکس با میلی آمپر بالا معمولاً از فیلامانهایی استفاده می‌شود که از قدرت الکترون دهندگی بسیار بالا برخوردارند. الکترونهای پرتاب شده توسط این نوع فیلمان در اطراف آن ابری از الکترون تشکیل داده و به این ترتیب بسیار محتمل است که در کیلو ولت‌های کم همگی آنها جذب آند نشوند. این وضعیت سبب می‌گردد که با افزایش کیلوولت تیوب، بدون تغییر در گرمایش فیلامان تعداد بیشتری الکترون به سمت آند جذب شوند. بنابر این یک بار دیگر ثبات میلی آمپر عبوری از تیوب دچار اختلال می گردد. به عبارت دیگر افزایش کیلوولت سبب افزایش میلی آمپر و برعکس کاهش آن سبب



دیاگرام ساده مدار فیلامان

کاهش میلی آمپر عبوری از تیوب می‌شود. به عنوان مثال می‌توان گفت که اگر ژنراتوری را بر روی ۵۰۰ میلی آمپر تنظیم نماییم برای ۴۰ کیلو ولت ۴۵۰ میلی آمپر و به ازاء ۹۰ کیلو ولت، ۵۵۰ میلی آمپر از تیوب عبور خواهد کرد. مداری که به طور آنی عمل کرده و علیرغم تغییر KV ، میلی آمپر را ثابت نگه می‌دارد مدار جبران کننده اثر ابر الکترونی نام دارد.

کنترل زمان تابش

زمان تابش یکی از فاکتورهای اساسی در رادیوگرافی محسوب می‌شود در عملکرد زمان بندی سه عمل زیر مورد نظر است:

- زمان شروع
- مدت ادامه
- زمان و نحوهٔ خاتمه

در مورد ژنراتورهای مولد اشعه ایکس، روند مورد نظر، تابش اشعه ایکس است و یا به عبارت دیگر روند مورد نظر «عبور جریان از تیوب مولد اشعه» می باشد. به دو طریق می‌توان تابش اشعه (عبور جریان از تیوب مولد اشعه) را کنترل نمود که عبارتند از:

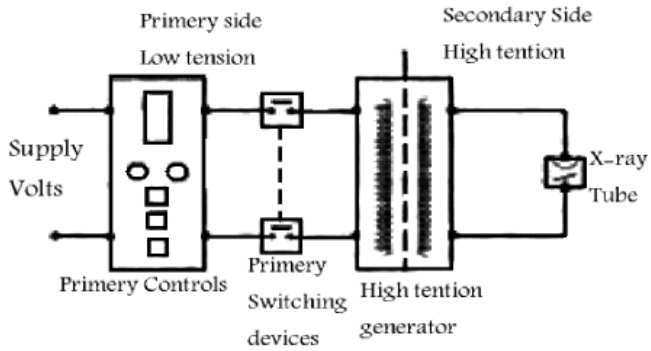
۱) قطع و وصل حرارت فیلامان
۲) قطع و وصل مدار فشار قوی

راه حل اول به دلیل اینکه عمر فیلامان را کاهش می دهد، در دستگاههای رادیولوژی استفاده نمی‌شود تنها راه عمل قطع و وصل مدارات فشار قوی است که به دو طریق زیر انجام می‌گیرد.

۱) قطع و وصل مدار اولیه ترانس فشار قوی
۲) قطع و وصل مدار ثانویه ترانس فشار قوی

قطع و وصل در مدار اولیه ترانس فشار قوی

راه حل اول که قطع و وصل مدار اولیه ترانس فشار قوی می‌باشد، با استفاده از کنتاکتور و تریستور به سادگی امکان‌پذیر است و در اغلب ژنراتورهای اشعه ایکس مورد استفاده دارد شکل زیر قطع و وصل در مدار اولیه را نشان می‌دهد.



قطع و وصل در مدار اولیه

کلیدهای قطع و وصل الکترومکانیکی

کنتاکتورها از اولین روزهای تولید صنعتی ژنراتورهای اشعه ایکس، به عنوان رایج‌ترین نوع کلیدهای قطع و وصل در مدار اولیه ترانس فشار قوی شناخته شده‌اند و در انواع مختلف ژنراتورها مورد استفاده قرار می‌گیرند. کنتاکتورها دارای خصوصیات زیر هستند:

- اتصال کنتاکت‌ها توسط سیستم فنری مخصوص صورت می‌گیرد تا هنگام اتصال از قطع و وصل ضربانی ممانعت به عمل آید. کنتاکت‌ها می‌بایست در هنگام اتصال چنان محکم باشند که قطع و وصل ناخواسته به علت عبور شدت جریان الکتریکی زیاد اتفاق نیفتد. همان سیستم فنری قوی در هنگام قطع نیز کنتاکت‌ها را با سرعت و نیروی کافی از هم جدا می‌کند.
- از آنجا که کنتاکتورها دارای قسمت‌های متحرک مکانیکی می باشند، قطع و وصل آنها همیشه با تأخیر همراه است. در هنگام وصل جریان الکتریکی فاصله زمانی مشخصی بین صدور فرمان وصل و اتصال نهایی وجود دارد که آن را تأخیر زمانی وصل می‌نامیم. از آنجا که در سیستمهای مولد اشعهٔ X به زمانهای اکسپوز کوتاه نیازمندیم، می‌بایست کنتاکتورهای بکار رفته در آنها از زمان تأخیر بسیار کوتاه برخوردار باشند.

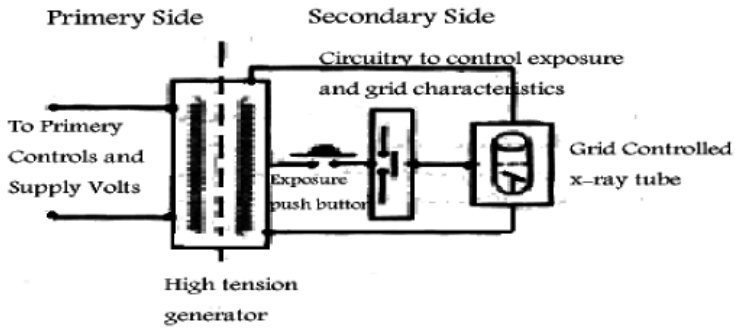
امروزه برای دستگاههای اشعهٔ X از کلیدهای الکترونیکی بسیار قوی (تریستور) استفاده می‌شود.

کلیدهای الکترونیکی:

اینگونه کلیدها در آنها هیچگونه قطعهٔ متحرک و یا مکانیکی به کار نرفته و می‌توانند با سرعت بسیار زیاد عمل کنند. در این کلیدها عنصری به نام تریستور به کار رفته که می‌تواند شدت جریانهای زیاد را قطع و وصل کند.

کلیدهای قطع و وصل در مدار ثانویه فشارقوی

قطع و وصل مدار ثانویه فشار قوی، توسط لامپهای خلاء فشار قوی انجام می‌گیرد. در اینجا این مطلب را قدری بسط خواهیم داد. قطع و وصل مدار ثانویه فشار قوی از طریق دو لامپ خلاء (تریود یا تترود) در خروجی مدار ترانس

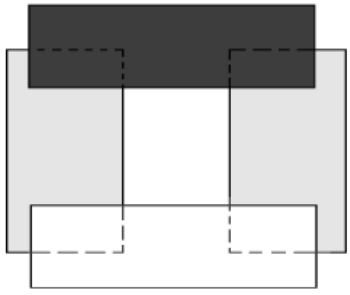


ژنراتورهای خازنی و تیوب سه قطبی

فشار قوی انجام می‌گیرد. این لامپها می‌توانند در ولتاژهای بسیار زیاد (۷۵kv)به عنوان کلید قطع و وصل عمل نمایند. مسیر جریان الکتریکی تیوب مولد اشعهٔ X از طریق این لامپ‌ها بسته (آغاز اکسپوز) و سپس در خاتمهٔ اکسپوز باز می‌شود. تریودهای فشار قوی دارای سه الکترود هستند. آند (جذب کننده الکترونها)، کاتد یا همان فیلامان گرم (تولید کننده الکترون) و بالاخره گرید که به شکل شبکه ای سیمی نزدیک به کاتد قرار گرفته و نحوه کار لامپ را کنترل می‌کند. با افزایش ولتاژ منفی گرید نسبت به کاتد عبور الکترون به سمت آند متوقف گردیده و لامپ تریود به صورت یک کلید باز عمل می‌کند. با کاهش میزان ولتاژ منفی گرید تا نزدیک صفر زمانی فرا می‌رسد که مانع موجود بر سر راه الکترون‌ها برداشته شده و عبور جریان آغاز می‌گردد و بنابراین تریود مانند یک کلید بسته عمل می‌کند. همان طور که قبلاً نیز گفته شد، لامپ‌های تریود و تترود نه تنها می‌توانند به عنوان کلیدهای قطع و وصل بسیار سریع عمل کنند بلکه قادرند میزان کیلوولت اعمال شده به تیوب مولد اشعه را نیز ثابت نگهدارند. راه دیگر قطع و وصل ثانویه فشار قوی استفاده از تیوبهای مولد اشعه سه قطبی است. این نوع تیوب‌ها علاوه بر کاتد و آند دارای الکترود سوم به نام گرید هستند که با اعمال ولتاژ منفی بر روی آن می‌توان راه عبور الکترون را علیرغم وجود ولتاژ فشار قوی و فیلامان گرم مسدود نموده و بنابر این اگر بتوانیم در شروع اکسپوز ولتاژ الکترود سوم را نسبت به کاتد به صفر برسانیم، هیچگونه مانعی بر سر راه عبور الکترونها به سمت کاتد وجود نداشته و جریان الکتریکی برقرار می‌گردد. در خاتمه اکسپوز با اعمال ولتاژ منفی زیاد بر روی گرید راه عبور الکترونها مسدود گردیده و اکسپوز خاتمه می‌یابد.

کلیماتور

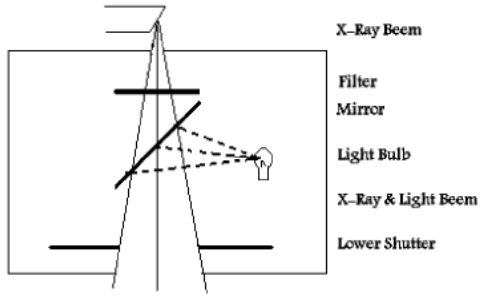
کلیماتور، وسیله‌ای برای محدود کردن اشعهٔ X است که به خروجی تیوب اشعهٔ X در محفظه تیوب وصل شده تا اندازه و شکل شعاع اشعهٔ X را تنظیم کند. کلیماتور دارای دریچه‌ای است که می‌تواند به کمک دست یا توسط یک موتور باز و بسته شده و محدوده تابش اشعهٔ X را تغییر دهد. معمولاً کلیماتور مربوط به تیوب رادیوگرافی از انواع دستی و کلیماتور مربوط به تیوب فلوروسکپی از انواع موتوردار می‌باشد.



دریچه های کلیماتور

هر دریچه شامل چهار صفحه سربی است. این صفحات به صورت زوجهای مستقل حرکت می‌کنند. وقتی هر دو زوج صفحات کاملاً بسته

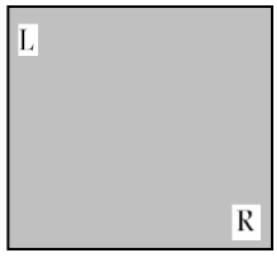
شوند، صفحه‌هایشان در مرکز میدان اشعه تلاقی می‌کنند. حرکت دادن صفحات دریچه می‌تواند دستی یا توسط یک موتور حرکت دهنده کوچک صورت گیرد، که در نوع اول کلیماتور، دستی و در نوع دوم اتوماتیک گفته خواهد شد. میدان اشعهٔ X با شعاع نوری از یک چراغ نوری در کلیماتور روشن می‌شود. شعاع نوری به وسیلهٔ آیینه‌ای که با زاویه ۴۵ درجه در سر راه اشعه گذاشته شده است، منحرف می شود (شکل‌زیر). کانون اشعهٔ X و چراغ نورانی باید درست از مرکز اشعهٔ X آیینه فاصله مساوی داشته باشند. یک کلیماتور همچنین می‌تواند مرکز میدان اشعهٔ X را معین کند.



در امتداد قرار دادن نور و شعاع اشعه X

این کار به وسیلهٔ یک علامت روی صفحه نازک پلکسی گلاس که در انتهای کلیماتور نصب شده است، انجام می شود. نحوهٔ روشن شدن لامپ کلیماتور از طریق یک تایمر مکانیکی یا الکترونیکی انجام می‌گیرد. به این صورت که با فشار داده شدن یک کلید "پوش باتون" توسط اپراتور، تایمر،شروع بکار کرده و لامپ را روشن می‌کند و بعد از گذشت زمانی حدود ۳۰ ثانیه تا یک دقیقه لامپ بطور اتوماتیک خاموش می‌شود. این برای آن است که لامپ فقط برای مدت کوتاهی که جهت مشخص شدن موضع تابش روی بیمار نیاز است روشن بماند. این لامپ معمولاً از نوع dc و با توان ۱۰۰ تا ۱۵۰ وات است.

هم مرکز بودن شعاع اشعهٔ X و شعاع نورانی را باید به طور دوره‌ای آزمایش کرد. زیرا با استفاده روزانه، ممکن است تنظیم آینه به هم بخورد. تنها وسیلهٔ لازم چهار سیم به شکل L یک فیلم۱۷×۱۴ اینچ داخل کاست و یک حرف سربی R است.فیلم را روی میز رادیولوژی قرار داده و کلیماتور را به مقدار مناسب ۲۴×۲۴ سانتیمتر باز کنید.سیمهای L شکل را به دقت در گوشه های میدان نورانی قرار داده و حرف سربی R را در گوشه راست پائین بگذارید و سپس یک تابش اشعه X با شرایط پائین (۵۰kv، ۴mAs) انجام دهید. بدون دست زدن به فیلم یا سیمها، اندازه میدان را تا ۳۰×۳۰ سانتیمتر بزرگ کنید. و برای بار دوم با همان شرایط فیلم را مورد تابش قرار دهید. یک فیلم آزمایشی را که با یک کلیماتور که آئینه‌اش از تنظیم خارج شده است، نشان می‌دهد.



برای تنظیم کردن آینه، فیلم ظاهر شده را به محل اول خود روی میز برگردانید. حرف سربی R در گوشه راست پائین کمک می‌کند تا فیلم را درست در جای قبلی قرار دهید. شعاع نورانی را به همان طریق که قبلاً برای تابش فیلم انجام داده بودید بر سیمها قرار دهید و آیینه را داخل کلیماتور طوری تنظیم کنید که شعاع نورانی درست با میدان پرتو X (ناحیه تاریک روی فیلم) منطبق شود. سپس آزمایش را تکرار کنید تا مطمئن شوید که تنظیم آیینه بطور صحیح میدان اشعهٔ X و میدان نورانی را بر هم منطبق کرده است.

قرار گرفتن تیوب در وضعیت مطلوب:

اپراتور باید قادر باشد تا با قفل کردن ستون، وضعیت تیوب را در وضع دلخواه ثابت نگهدارد. به طور کلی می‌توان ستونهای نگهدارنده تیوب را به سه دسته زیر تقسیم کرد:

الف) ستونهای سقفی (تلسکوپی)

ب) ستونهای زمینی

ج) ستونهای «زمینی – سقفی»

بروز نقص در تیوب مولد اشعه X

تیوب مولد اشعه X یکی از حساس‌ترین قسمتهای دستگاه رادیولوژی است که اشکالات ایجاد شده درآن بخش عمده‌ای از دلایل از کار افتادن دستگاهها می‌باشد.

در زیر عمده‌ترین اشکالاتی که برای تیوب اشعه X بوجود می آید شرح داده شده است.

(۱) گازی شدن تیوب: تنگستنی که از فیلامان یا از روی سطح آند تبخیر می‌شود به صورت یک پوشش بسیار نازک روی سطح داخلی دیواره شیشه‌ای تیوب اشعه X رسوب می‌کند. این رسوبهای تنگستن باعث می‌شود با رنگ تیوب به تدریج به طرف برنزی شدن پیش رود. این پوشش تنگستن دو اثر دارد: اول اینکه مانند یک فیلتر عمل می‌کند و به تدریج کیفیت اشعه را عوض می‌کند و دوم اینکه وجود فلز روی شیشه امکان ایجاد قوس الکتریکی بین الکترودها و شیشه را در کیلو ولتهای بالاتر افزایش می‌دهد. در واقع با ایجاد این پوشش فلزی یک مسیر موازی برای عبور جریان بوجود می‌آید و این امر باعث می شود تا جریان کشیده شده از تیوب در هنگام تابش افزایش یابد. اگر این افزایش از حد مجاز قابل تحمل تیوب و ژنراتور ولتاژ بالا بیشتر شود، مدار محافظت در برابر اضافه بار (OLP) عمل کرده و از ادامه تابش جلوگیری می‌کند. بدین ترتیب یا به دستگاه اجازه تابش داده نخواهد شد و یا اگر تابش انجام شود میزان اشعه کم بوده و عکس از کیفیت لازم برخوردار نخواهد بود. علاوه بر این ایجاد قوس الکتریکی بین شیشه و الکترودها ممکن است باعث ترک خوردن جداره شیشه‌ای تیوب گردد.

گازی شدن که یکی از علل شایع از کار

افتادن تیوبها ست، ابتدا در کیلو ولتهای بالا اثر خود را نشان می دهد. بدین معنی که در کیلو ولت‌های پایین ایرادی مشاهده نمی شود. ولی در کیلوولتهای بالا جریان کشیده شده از تیوب از میزان جریان درخواستی اپراتور بیشتر نشان می‌دهد. با ادامه استفاده از تیوب کم کم در کیلو ولتهای پایین نیز اثر گازی بودن تیوب نمایان می‌شود تا جاییکه که دیگر تیوب قابل استفاده نخواهد بود.

پس نشانه های گازی شدن تیوب این است که وسیله اندازه‌گیری که میزان جریان (mAS) واقعی تیوب را در هنگام تابش نشان می‌دهد، در کیلو ولتهای بالا عددی بیشتر از میزان جریان (mAS) در خواستی اپراتور را نشان می‌دهد. در حالیکه در کیلو ولتهای پایین این دو عدد، تقریباً نزدیک به هم هستند. و در عین حال از کیفیت تصویر اشعه X نیز کاسته می‌شود.

در هنگام بروز این اشکال تنها راه چاره تعویض تیوب است. برای تعویض تیوب روغن موجود در محفظه فلزی را تخلیه کرده و تیوب شیشه‌ای مولد اشعه X ، را با یک تیوب جدید و سالم تعویض کرده و سپس فضای بین محفظه فکری و محفظه شیشه‌ای تیوب را پر از روغن مخصوص کرده و با ایجاد خلاء، هوای آن ناقص را به طور کامل تخلیه می‌کنند.

(۲) قطع شدن فیلامان: از دیگر اشکالاتی که برای تیوب پیش می آید، مسئله قطع شدن فیلامان است این حالت در اثر عبور جریان بیش از حد مجاز، از فیلامان، به مدت طولانی بواسطه نقص در مدار کنترل جریان فیلامان یا ترانسفورماتور اتفاق می‌افتد. وارد آمدن ضربه شدید به تیوبی که فیلامان آن ملتهب است نیز می‌تواند باعث فرو ریختن فیلامان گردد.

وقتی فیلامان یک تیوب قطع می‌شود، بواسطه عدم عبور جریان از آن، دستگاه آماده تابش نمی شود.

قطع بودن فیلامان را می‌توان با باز کردن دیافراگم و مشاهده فیلمان از محل خروج اشعه (بعد از برداشتن فیلترهای آلومینیومی) متوجه شد. بدین ترتیب که با روشن شدن دستگاه باید فیلمان روشن شده وبا فشرده شدن کلید ready بسته به اینکه فیلامان فوکوس کوچک وارد کار شده یا فوکوس بزرگ، فیلامان مربوطه پرنورتر گردد. یک راه دیگر برای تست فیلامان استفاده از تست اهمی فیلامان است. برای انجام این کار می‌بایست احتیاط‌های لازم رعایت گردد. بدین معنی که دستگاه خاموش شده و برق تابلوی برق اصلی سیستم نیز قطع گردد. سپس یکی از عاملهای ولتاژ بالا که به کاتد تیوب وصل شده و روی آن علامت (-) چسبانده شده است با احتیاط از طرف ژنراتور ولتاژ بالا بیرون کشیده شود. همانگونه که قبلاً گفته شد هر کابل ولتاژ بالا حاوی سه رشته سیم است.که در مورد کابلی که از (+) ژنراتور ولتاژ بالا به آند یا (+) تیوب متصل شده این سه رشته سیم به هم اتصال کوتاه شده‌اند. اما در مورد کابلی که از (-) ژنراتور به کاتد یا (-) تیوب متصل شده یک رشته حامل ولتاژ بالا و دو رشته دیگر

حامل ولتاژهای مربوط به دو فیلامان هستند. کابل ولتاژ بالا را حرف C دو رشته سیم دیگر با حروف L,S مشخص می‌شوند با تست اهمی بین پایه C و هر یک از پایه‌های S,L می‌توان به قطع بودن یا نبودن فیلامان مربوطه پی برد.

در صورت قطع فیلمان نیز چاره‌ای جز تعویض تیوب وجود ندارد.

(۳) نچرخیدن روتور: یکی دیگر از اشکالاتی که ندرتاً در مورد تیوب اشعه X پیش می‌آید این است که روتور دوران نکرده و لذا رشته الکترونی گسیل شده از کاتد روی یک ناحیه کوچک روی آند متمرکز شده و باعث ذوب شدن آن ناحیه می‌گردد. تیوبی که قسمتی از سطح آند آن ذوب شده باشد دیگر قابل استفاده نبوده و می‌بایست تعویض گردد.

عدم چرخش آند، به سه دلیل می‌تواند پیش بیاید:

اول اشکال در مدار راه انداز موتور آند. دوم، قطع شدن سیم پیچهای استاتور و سوم گیر کردن روتور آند.

(۴) ترک خوردن یا شکسته شدن جداره شیشه‌ای تیوب: اگر شکستگی در جدار شیشه‌ای پیش آید و روغن به درون تیوب نفوذ کند دیگر تیوب قابل استفاده نبوده و می‌بایست تعویض گردد. ترک خوردن جدا شیشه‌ای تیوب به علت وارد آوردن ضربه سنگین به تیوب یا گرم شدن بیش از حد تیوب یا وارد آمدن شوک حرارتی شدید به آن پیش می‌آید.

۵ ـ اشکال در کابل ولتاژ بالا

هر کابل ولتاژ بالا شامل سه رشته سیم داخلی به همراه یک غلاف فلزی است. که غلاف برای حفظ ایمنی به زمین وصل شده است. اشکالاتی که برای کابل پیش می‌آید عبارتند از: قطع شدن یکی از رشته سیمهای داخلی، ضعیف شدن عایق بین یکی از رشته سیمهای داخلی و غلاف وصل شده به بدنه، قطع شدن غلاف.

در مورد کابلی که به آند تیوب وصل می‌شود (که با علامت + مشخص می‌شود)، قطع شدن یک رشته یا حتی دو رشته از سه رشته سیم داخلی کابل مشکلی را پیش نمی‌آورد چرا که هر یک از این رشته سیمها به هم متصل هستند. اما در مورد کابلی به کاتد تیوب (که با علامت - مشخص شده است) وصل شده است، قطع شدن حتی یک رشته سیم باعث نرسیدن ولتاژ بالا به تیوب یا ولتاژ فیلامان به یکی از دو فیلامان شده و در نتیجه دستگاه کار نخواهد کرد. در اینحالت نیاز به تعویض کابل خواهیم داشت.

قطع بودن رشته سیمهای داخلی کابل را می‌توان با انجام تست اهمی دو سر کابل تشخیص داد.

کم شدن خاصیت عایق بین رشته سیمهای داخلی حاصل ولتاژ بالا با غلاف فلزی وصل شده به بدنه از دیگر اشکالات ممکن برای کابل است که در این حالت باعث کشیده شدن جریان زیاد از ژنراتور ولتاژ بالا می‌گردد. در این حالت نیز چاره‌ای جز تعویض کابل وجود ندارد.

٦ ـ اشکال در ژنراتور ولتاژ بالا

یکی از مهمترین و حساسترین تستهای یک دستگاه رادیولوژی ژنراتور ولتاژ بالاست ساخت ژنراتور ولتاژ بالا از تکنولوژی بسیار بالایی برخوردار است. جنس هسته ایزولاسیون بین ورودی و خروجی جنس و ضخامت سیمهای سیم پیچیهای اولیه و ثانویه باید کاملاً حساب شده باشد. به خاطر جلوگیری از ایجاد جرقه بین قسمتهای ولتاژ بالا تمام مجموعه ترانسفورماتور ولتاژ بالا داخل یکی محفظه پر از روغن عایق قرار می‌گیرد.

اشکالاتی که برای مجموعه ژنراتور ولتاژ بالا می‌تواند روی دهد عبارتند از:

۱- **سوختن یا قطع شدن سیم پیچهای اولیه ثانویه در اثر عبور جریان زیاد**: در این حالت ولتاژ بالا در خروجی ژنراتور ایجاد نشده و لذا اشعه X تولید نخواهد گردید وفیلم رادیولوژی سفید خواهد شد.

۲- **سوختن دیودهای یکسوکننده:** این امر باعث عدم تولید ولتاژ بالا و در نتیجه عدم تولید اشعه X و یا کم شدن سطح مؤثر ولتاژ بالا و در نتیجه کم شدن شدت اشعه X خواهد شد.

۳- **از دست رفتن خاصیت عایق بودن روغن ولتاژ بالا**: این امر باعث کشیده شدن جریان زیاد توسط ژنراتور خواهد گردید که به سوختن فیوز دستگاه خواهد انجامید.

٤- **اشکال در ترانسفورماتور فیلمان:** این امر باعث روشن نشدن یک یا هر دو فیلمان و در نتیجه عدم وجود اشعه X در هنگام تابش خواهد شد.

۵- **اشکال در کنتاکتورهای انتخاب تیوب:** در صورتیکه هر یک از کنتاکتورهای الکترومکانیکی که ولتاژ بالا و ولتاژهای فیلامان را از خروجی ترانسفورماتور ولتاژ بالا و ترانسفورماتور فیلامان به محل اتصال کابلهای ولتاژ بالا می‌رسانند عمل نکرده ویا اینکه اتصالات آنها به خوبی وصل نشود این امر باعث نرسیدن ولتاژ بالا و ولتاژ فیلامان تیوب شده که در هر دو صورت نتیجه آن عدم تولید اشعه X است.

۷ـ اشکال در بردهای الکترونیکی

در یک دستگاه رادیولوژی مدرن، بردهای الکترونیکی مختلف وجود دارد. از جمله برد کنترل جریانی تیوب، برد کنترل kV ، برد اندازه‌گیری جریان و kV واقعی، برد محافظت در برابر بار زیاد، برد راه‌انداز آند دوار، بردهای تغذیه، برد اندازه‌گیری زمان و سایر بردها و قسمتهای الکتریکی و الکترونیکی.

بروز اشکال در هر یک از این بردها می‌تواند علمکرد سیستم را دچار اختلال کرده یا اینکه به طور کامل سیستم را از کار بیاندازد.نکاتی که باید در هنگام بروز اشکال به آنها رجوع کرد:

(۱) دستگاه روشن نمی‌شود: فیوزهای جریان بالای ورودی روی تابلوی برق یا روی دستگاه سوخته است یا اینکه تابلوی برق اشکال دارد.

(۲) عقربه نشان دهنده جریان فیلامان منحرف نمی‌شود: این امر نشان دهندهٔ عدم عبور

جریان از فیلامان است و می‌تواند به دلیل زیر ایجاد شود:

الف) اگر ولتاژ، در ورودی ترانسفورماتور فیلامان ظاهر می‌شود، پس اشکال یا به واسطهٔ قطع بودن فیلامان یا قطع بودن کابلهای ولتاژ بالا و یا بواسطهٔ اشکال در خود ترانسفورماتور ولتاژ بالاست.

ب) اگر ولتاژ به ورودی ترانسفورماتور فیلامان نمی‌رسد، اشکال در برد کنترل جریان تیوب است.

(۳) مقدار جریان «پیش گرم کننده» فیلامان در حد طبیعی نیست: در این حالت در مورد دستگاههای قدیمی‌تر باید رئوستای جریان بالای مربوط به تنظیم جریا ن پیش گرم کننده را تنظیم کرد و در مورد دستگاههای جدیدتر که دارای برد کنترل جریان فیلامان هستند، با تنظیم پتانسیومترهای مربوطه، جریان فیلامان را در حد نرمال تنظیم نمود.

(۴) دستگاه ready نمی‌شود: این عیب می‌تواند به دلایل زیر ایجاد شود:

الف) جریان فیلامان به مقدار مورد نظر نمی‌رسد. که در این حالت اشکال می‌تواند در برد کنترل جریان باشد.

ب) سرعت چرخش روتور به حد لازم نمی‌رسد. که در اینحالت اشکال می‌تواند در سیم پیچهای استاتور، قفل شدن روتور یا اشکال در مدار راه‌انداز روتور باشد.

ج) ممکن است اشکال به واسطه قطع شدن کلید حرارتی (thermal switch) در داخل تیوب باشد.

د) اشکال می‌تواند به واسطه معیوب بودن کلید دستی باشد.

(۵) دستگاه ready شده ولی‌تابش صورت نمی‌گیرد: از آنجا که دستگاه ready می‌شود پس اشکالی در سیستم چرخش موتور فیلامان وجود ندارد. در اینحالت اشکال می‌تواند در ژنراتور ولتاژ بالا، برد کنترل kV ، قطع بودن کابل ولتاژ بالا، کنتاکتورها یا تریستورهایی که برق را به اولیه ترانسفورماتور ولتاژ بالای می‌رسانند، باشد.

(۶) مقدار جریان واقعی تیوب از مقدار درخواستی توسط اپراتور بیشتر است: در اینحالت اشکال می‌تواند به دلایل زیر رخ دهد:

الف) عدم تنظیم پتاسیتومتری تنظیم جریان تیوب.

ب) گازی بودن تیوب.

ج) اشکال در کابل ولتاژ بالا یا ژنراتور.

(۷) مقدار جریان تیوب از حد مجاز بیشتر است: در اینحالت دستگاه تابش را قطع کرده و چراغ Abnormal یا Fault روی دستگاه روشن می شود. این مسئله می‌تواند بواسطه عوامل زیر رخ داده باشد.

۱) گازی شدن بیش از حد تیوب.

۲) اشکال در کابل ولتاژ بالا یا ژنراتور ولتاژ بالا.

(۸) جریان فیلامان در حالت فلوروسکپی حدود ۳ آمپر نیست: در اینحالت با توجه به اینکه عملکرد رادیوگرافی سیستم درست می‌باشد، پس اشکال در فیلامان، کابلها یا سایر قسمتها نیست. در اینحالت باید اشکال را در برد کنترل جریان فلوروسکپی جستجو کرد.

(۹) عمل تابش در حالت فلوروسکپی انجام نمی‌شود: در این حالت نیز با توجه به اینکه

در حالت رادیوگرافی عمل تابش صورت می‌گیرد، باید اشکال را در سوئیچ پایی یا برد کنترل kV فلوروسکپی جستجو کرد.

(۱۰) جریان واقعی فلوروسکپی در محدوده مجاز قرار ندارد: اشکال در عدم تنظیم پتاسینومترهای روی برد کنترل جریان فلوروسکپی است.

(۱۱) تصویر تلویزیون یا صفحه حساس ظاهر نمی‌شود: در این حالت اشکال می‌تواند در خود صفحه حساس یا تشدید کننده تصویر یا مدارات تلویزیون باشد.

CT Scan:

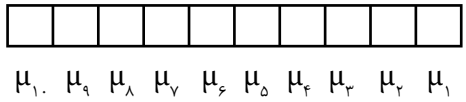


CT مخفف واژه Computed Tomography (تشخیص حساب شده با اشعه x) است و در دهه ۱۹۷۰ دستگاه CTSCAN تشخیص داد. با CT می توان از بدن تصویربرداری سه بعدی انجام داد. به طوریکه x-ray از نماهای مختلف از بدن عبور داده شده و شدت پرتوهای خارجی را با آشکار سازی نظیر آشکارسازهای گازی بدست می آوریم.

اصل پایه: اگر یک اشعه تک رنگ (دارای انرژی مشخص) که با شدت I۰ تابش می‌کند وارد ماده ای با ضریب تضعیف و ضخامت x شود داریم:

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

در CT بر اساس همین اصل ضرائب، تضعیف نقاط مختلف بدن را بدست می‌آوریم. ضریب تضعیف‌ها را به صورت شدت روشنائی تعریف کرده و سپس مشخص می‌نماییم که کجا استخوان و کجا بافت نرم است.



با در دست بودن I و I۰ و x از رابطه فوق می‌توان μ را بدست آوریم. اگر جسم از n جزء با ضریب تضعیف‌های μ_n ..... μ_4 ، μ_3 ، μ_2، μ_1 تشکیل شده باشد خواهیم داشت.

$$I = I_0 e^{-(\mu_0+\mu_1+\mu_2+\ldots\mu_n)x}$$

در واقع برای بدست آوردن تمامی پروفایلها باید از n نظر تصویر بگیریم تا n معادله n مجهولی داشته باشیم و از سوی آنها مجهولات را بدست آوریم برای معین کردن پروفایلها نیاز به گرفتن n پر و فایل شدت اشعه داریم.

قسمتی را که می‌خواهند از آن عکسبرداری کنند به صورت یک ماتریس در نظر گرفته و

µهای قسمت‌های مختلف را به دست می‌آورند.

دلیل استفاده از CT:

سیستم تصویر برداری CT یا Scanning از یک کامپیوتر جهت پردازش تصاویر و اعمال کنترلی ویک وسیله C شکل جهت سوار کردن تیوبهای اشعه و آشکارسازی مربوطه برای کسب تصاویر مقطعی یا اسلایس از ارگانهای مختف بدن مثل شش، کبد، کلیه، مغز، لگن، نخاع و رگ های خونی استفاده می کند. ویژگی منحصر به فرد CT (که در MRI و رادیولوژی وجود ندارد) این است که در CT می توان از ترکیبی از بافت های مختلف تصویر برداری نمود. در حالیکه MRI بافت نرم و رگ های خونی را به خوبی نشان می‌دهد ولی استخوان ها را خوب نمایش نمی دهد و رادیولوژی هم بالعکس بافت های سخت را خوب نمایش داده ولی بافت نرم را به درستی به تصویر نمی کشد.

با CT می‌توان محتوای مقاطع عرضی بخش‌های مختلف بدن مثل استخوان، شکم و شش‌ها را نمایش داد. تصاویر به دست آمده در CT دارای رزولوشن بسیار بالائی هستند. بدین ترتیب مهمترین دلیل استفاده از CT دامنه بالای کاربرد آن می باشد. در تشخیص تومورها نیز CT نه تنها وجود تومور یا حفره در قسمتی از بدن را اطلاع می دهد بلکه ابعاد دقیق عارضه و موقعیت دقیق آن را نیز مشخص می کند.

نحوه کار CT SCAN: توموگرافی محاسبه شده یا CT به جای فیلم یک دتکتور قوسی شکل حسب اندازه گیری مقدار اشعه x به کار می رود. در داخل کاور اسکنر CT یک فریم چرخشی وجود دارد که در یک طرف دارای تیوب اشعه x و در طرف دیگر دارای دتکتور قوسی شکل می باشد. با چرخش ۳۶۰درجه ای تیوب اشعه x و دتکتور یک اسلایس بدست می آید. این اسلایس در ضخامتی بین ۱mm الی ۱۰mm فوکوس می‌شود این کار توسط شاترهایی که در قسمت جلوی تیوب اشعه x و دتکتور قرار گرفته اند صورت می‌گیرد اصطلاحاً به این شاترها، کولیماتور گفته می‌شود. دیاگرام کلی سی‌تی‌اسکن درصفحه بعد نمایش داده شده است.

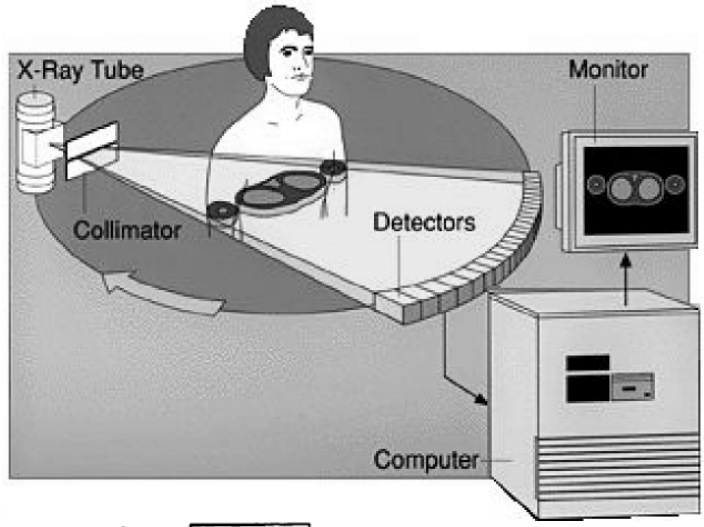
برای کنترل کامل سیستم CT از چندین کامپیوتر استفاده می شود.

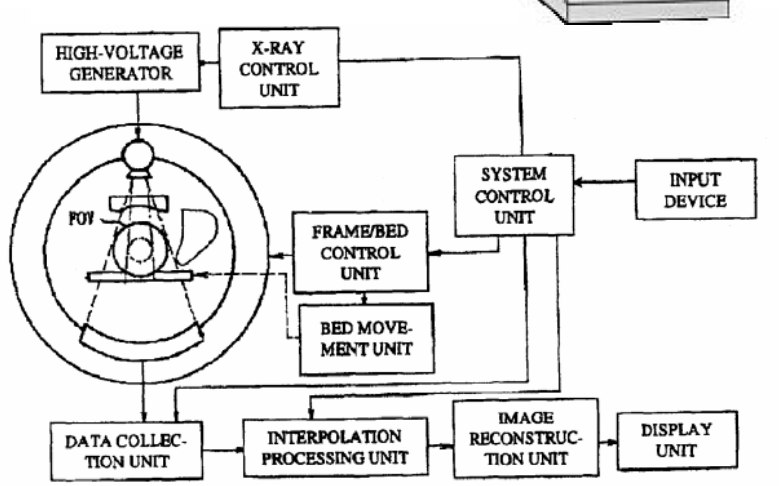
کامپیوتر اصلی که کنترل کننده اصلی سیستم است را اصطلاحاً "host computer" می نامیم. برد کنترلی CT دارای چندین میکروپروسسور می باشد که کنترل حرکات تیوب و نحوه اخذ تصاویر حاصله و گردش پرتو x-ray و سایر کنترل های مربوطه را بر عهده دارند.

کسب اطلاعات (Data acquisition):

برای کسب اطلاعات به منبع اشعه x و یک دتکتور به همراه متعلقات وسایل الکترونیکی مربوطه نیاز می باشد.

کالیماتور: فلزی است که شیار باریکی داشته و اشعه را هدایت می کند و جهت می دهد تا اشعه مستقیما" به ماده مربوطه برخورد نماید. در مورد رادیوگرافی دندان کالیماتور بر سر تیوپ قرار می





دو نمونه ازبلوک دیاگرم کلی CT

گیرد که اصطلاحا" به آن کن گفته می شود.

از x=۰ الی x=L کالیماتورها، آشکارسازها و منبع، حرکت را scan می کنند و تغییرات شدت در آشکار ساز به شدت جریان تبدیل می شود. نمودار خروجی آشکارساز برحسب موقعیت پرتو x ترسیم می گردد. در آشکارسازی گازی یک محفظه بسته ای داریم که از گاز Xenon پر شده و وقتی که اشعه به Xenon برخورد کرد آن را یونیزه می کند.

بین کاتد و آند یک ولتاژ high داریم پس

چون گاز یونیزه شد، الکترونهای ایجاد شده در آند جمع می شوند. HV (ولتاژ بالا) الکترون را شتاب می دهد و باعث شکل گیری یک جریان می گردد. در CT بعد از اینکه یک بار اسکن تمام شد نمی توان یک جا اطلاعات مختلف را بدست آورد و باید اسکن های دیگری با زوایای مختلف دتکتور و منبع نسبت به جسم گرفته شود. (مثلاً scan ۳۶۰۰) اگر بخواهیم اطلاعات مربوط به ضرائب ضعیف نقاط مختلف جسم را بدست آوریم نیاز است که این روند را از جهات مختلف ادامه دهیم تا جائی که تعداد معادلات برای تعیین ضرائب تضعیف نقاط مختلف جسم کافی باشد. در هر اسلایس n منظر می گیریم و کامپیوتر تصاویر را پردازش کرده و به ما یک تصویر ۳بعدی ارائه می‌دهد.

بازسازی تصویر: در CT همانطور که ذکر شد تصویر را به صورت یک ماتریس n×n در نظر می‌گیرند و اندازه هریک، pixel ۱/۵mm×۱/۵mm باشد و ضخامت اسلایس ۱cm است. این ۱cm به کالیماسیون یا قطر روزنه کالیماتور مربوط می‌گردد. هر چه ابعاد پیکسل‌ها کوچکتر شود تعداد نظرهای بیشتری نیاز خواهیم داشت و با بالارفتن زرولوشن تصویر زمان کسب اطلاعات نیز زیاد خواهد بود و از آنجا که ما برای کسب تصویر محدودیت زمانی نیاز داریم پس ابعاد پیکسل باید متناسب انتخاب گردند.

VOXEL: جزء حجمی تصویر است به عبارت دیگر حالت سه بعدی پیکسل است که توسط کامپیوتر بدست می‌آید. پس دو تصویر به n Voxeh تقسیم شده و هر کدام یک ضریب تضعیف خواهند داشت.

روش‌های بازسازی تصاویر: در این روش ها بیان می شود که چگونه با پروفیلهایی که گرفته ایم تصویر را بدست می آوریم:

۱-بازسای تلفیقی (Convolution reconstruction): این روش یک روش کاملاً تحلیلی است . که در آن کانولوشن سیستم اولیه با تابع تبدیل سیستم را بدست می آوریم. اگر سیستم اولیه ما یک تابع با مشخصه F(x,y) باشد می توان گفت:

اگر تابع تبدیل سیستم ما ضربه بود کانولوشن آن با F (x,y) خود F (x,y) می شد ولی در عمل این طور نیست. تمامی پردازش های این بازسازی توسط کامپیوتر انجام می شود.

۲- **روش ماتریس معکوس (matrix inversion)**: فرض کنیم بدن ما از ۴پیکسل تشکیل شده است که هر کدام دارای ضرایب تضعیف ویژه هستند.با تاباندن اشعه از جهات مختلف و با پردازش اطلاعات حاصله می توانیم ضرائب تضعیف را محاسبه کنیم. نکته مهم این است که تعداد تابشها باید برابر با تعداد مجهولات باشد.

در شکل زیر نمونه ای از یک تصویر گرفته شده باCT را مشاهده می کنید.



۳-روش بازگردان تصویر (Back protection): در این روش هر نیم رخ به ماتریس تصویر بازگردانده شده و پیوسته با مقادیر قبل ثبت شده، جمع می‌شود. این روش نسبت به روش های قبل پیچیده تر است و در اینجا از ذکر آن خود داری می کنیم.

مشکلات رایج CT:

۱) تغییرات آماری فوتون ها
۲) ردیف نبودن لامپ و آشکار ساز (این دو بخش حتماً باید در یک راستا قرار داشته باشند.)
۳) مشکلات و خرابی لامپ و آشکار ساز

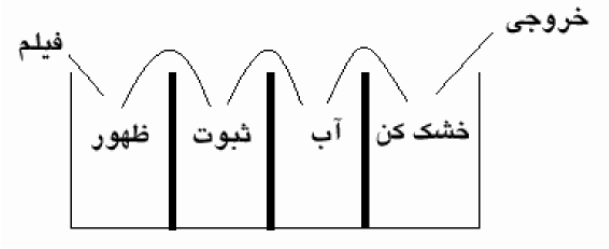


پروسسور:

پرسسور دستگاهی است که در قسمت رادیولوژی جهت ظهور فیلم رادیولوژی به کار می رود. اساس کار بدین طریق بوده که ابتدا در محیطی تاریک معروف به تاریک خانه، فیلم را از کاست خارج نموده و ابتدا داخل محلول ظهور قرار داده و سپس از آن خارج کرده و وارد محلول ثبوت می نمائیم. سپس،پس از گذشت زمانی معین آن را از داخل محلول ثبوت نیز خارج نموده و وارد مخزن حاوی آب می نمائیم و پس از آب کشیدن، فیلم را خشک می کنیم.

بنا به مسائلی که در بالا بیان شد یک دستگاه پرسسور از قطعات زیر تشکیل شده است. غلطکها، پمپ ها، سوئیچ سطح مایع، هیتر، برد کنترل الکترونیکی.

موتورها غلطکها، را وادار به چرخش می نمایند. توسط حرکت غلطکها ، فیلم به داخل مخازن مختلف ظهور، ثبوت و آب فرو رفته و خارج شده و در نهایت از قسمت خشک کن خارج می گردد. میزان داروی ثبوت و ظهور و آب توسط level switeh (کنترل سطح) تنظیم می گردد و



در صورت پائین آمدن سطح مایعات، پمپ مربوطه روشن شده و سطح مورد نیاز را تأمین می کند. این دستگاه از منبع و ۲ پمپ کوچکتر جهت سیرکوله کردن مایعات ثبوت و ظهور تشکیل شده است. المنت در مسیر سیرکوله مایعات قرار گرفته و موجب رسیدن دمای مایع به حد نرمالی که در حدود ۳۸-۲۸ درجه سانتی گراد و قابل تنظیم توسط اپراتور است، می گردد.

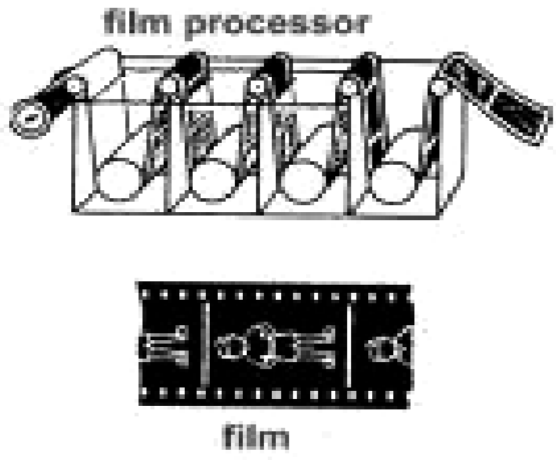
خشک کن بدین صورت عمل می کند که یک فن با دمیدن بر روی هیتر موجب ایجاد هوای گرم می شود و با عبور فیلم از روبه روی آن و دمیده شدن هوای گرم روی آن موجب خشک شدن فیلم می گردد.

شیلنگها و شیرهای مربوط به مایع ظهور قرمزرنگ، مایع ثبوت آبی رنگ و آب سفید رنگ می باشند. معایب به وجود آمده برای این دستگاه به قرار زیر می باشد:

رایج ترین مشکل برای این دستگاه مربوط به غلطکهای دستگاه می باشد. این غلطکها باید کاملاً صاف و صیقلی باشند که به مرور زمان و استفاده از آنها، سطح آنها زبر می شود و موجب خش افتادن روی فیلم می گردد. محل غلطکها نیز باید درست باشد مثلاً غلطکهای زیرین باید از جنس لاستیک باشد و عوض کردن و جابه جا کردن آنها باعث بروز اشکالاتی از جمله گیر کردن فیلم می گردد.

لازم به ذکر است که غلطکهای قسمت ثبوت و آب را می توان با هم عوض کرد ولی غلطکهای قسمت ظهور را خیر.

- مشکل دیگری که ممکن است برای دستگاه ایجاد شود گرفتگی لوله و شیلنگها و یا رسوب در پمپ ها می باشد.
- سوختن پمپ ها، خرابی سنسور دما و سوختن المنت و اشکالات مربوط به برد کنترل الکترونیکی از دیگر ایرادات دستگاه می باشند.



تصویربرداری به روش تشدید مغناطیسی:

مقدمه:

استفاده از تصویربرداری به روش تشدید مغناطیسی(MRI) در پزشکی از جمله مسائلی است که در دهه اخیر توجهات زیادی را به خود جلب کرده است MRI به خاطر دقت بالای تصویر برداری ، قدرت تشخیص عالی بافتهای نرم از یکدیگر ،غیر یونیزه بودن جنس اشعه، تصویر گری به طریقه غیر تهاجمی ومهمتر از همه بی خطر بودن آن نسبت به روشهای دیگر از اهمیت قابل ملاحظه ای بر خوردار بوده است. همچنین از مزایای این روش می توان به طیف وسیع کنتراست آن اشاره کرد که به راحتی با تغییر پارامترهای آن قابل حصول است. به همین خاطرMRI اطلاعات بسیار غنی در زمینه ساختار آناتومی در اختیار ما گذاشته ومطالعات کمی وکیفی بالینی راقادر می سازد .

در تصاویر MR بافتهایی که دارای پارامترهای ذاتی یکسانی از قبیل (PD,T۲,T۱. و...) هستند دارای شدت روشنایی مشابهی خواهند بود. تصاویر MR یک فضای اطلاعات چند بعدی فراهم می سازند که مربوط به پارامترهای PD,T۲,T۱بافتها میباشند واین امر ما را بر آن می دارد که از مجموع این اطلاعات به صورت بهینه استفاده کنیم.

خواص مغناطیسی هسته اتمها با توجه به عدد اسپینی وتوزیع بار الکتریکی ذاتی پروتونها ونوترونها مشخص می شود. پروتون به علت بار الکتریکی مثبت ودوران اسپینی خود به صورت یک دو قطبی مغناطیسی عمل می کند. نوترون از نظر بار الکتریکی، خنثی بوده وبر طبق نظریه های کلاسیک باید فاقد میدان مغناطیسی باشد. عدم تجانس در ساختار نوترونها در ابعاد درون ذره ای باعث ایجاد میدان مغناطیسی می شود که قدرت آن کمتر از میدان مغناطیسی پروتون وجهت

آن در خلاف جهت میدان مغناطیسی پروتونها می باشد. ممان مغناطیسی کلی، تابعی از تعداد پروتونها ونوترونها می باشد. برای تعدادفردپروتونها ونوترونها یک اسپین غیر صحیح اتمی به وجود خواهدآمد. درحالت عادی ممانهای مغناطیسی پروتونها در جهتهای تصادفی قرار گرفته وکل ماده از نظر مغناطیسی خنثی است. با اعمال یک میدان مغناطیسی قوی مانند B_0 این بردارها در دو جهت موازی ومخالف میدان مرتب می شوند. تعداد دوقطبیهای هم جهت بامیدان بیش از دو قطبیهای جهت مخالف خواهند بود وبنابراین ماده، میدانی هم جهت با میدان B_0 تولید خواهد کرد. از این خاصیت در تصویر گیری MRIاستفاده می کنند.

با اینکه تصویرگیری MR یک روش تشخیص قدرتمند در پزشکی می باشد که دقّت بالایی در جداسازی بافتها از همدیگر دارد، آنالیز کمی و اتوماتیک تصاویر MR از جمله مسائل مطرح می باشد. به خصوص توسعه الگوریتمهای دسته بندی که بتواند به طور دقیق تصاویر MR را بخش بندی کند.

علیرغم تحقیقات مختلف همچنان یک مسئله باقی مانده است. از جمله موانع اصلی در آنالیز کمی واتوماتیک تصاویر MR، غیر یکنواختی شدت فرکانس پایین در تصاویر می باشد. این غیر یکنواختیها در تصاویر MR به صورت تغییرات سیستماتیک در مشخصه های آماری بافتها ظاهر می شوند واغلب با چشم قابل رویت نمی باشند. با این حال حتی غیریکنواختی‌هایی که غیرقابل رویت هستند، مشخصه‌های بافتی را به اندازه کافی تغییر می‌دهند به طوری که دسته‌بندیهای اتوماتیک و نیمه اتوماتیک را تا حدودی به مخاطره می‌اندازند. این غیریکنواختی‌ها به طور مکانی میانگین، میانه و واریانس نصاویر را تغییر می‌دهند و حتی بسته به زمان و پارامترهای مختلف جمع آوری داده تغییر می کنند. غیر یکنواختی شدت اکثرا" توسط تضعیف پالس فرکانس رادیوئی در بافت، غیر یکنواختی کویل RF، غیر یکنواختی در میدان مغناصیسی اسکنر، جریانهای فوکو، امواج ایستای RF و حساسیت مغناطیسی بافتها بوجود می آید. بنابراین کاربردهای بالینی تصاویر MR مستلزم حذف ناهنجاریهای موجود در آن از جمله غیر یکنواختی شدت است تا تصویری تمیز و آماده برای پردازش داشته باشیم .

مقدمه ای بر MRI

تصویربرداری در علوم مختلف از گذشته تا کنون از اهمیت ویژه ای برخوردار بوده است. اما در علم پزشکی از حساسیت ویژه ای نیز برخوردار است. روشهایی که در علوم مختلف استفاده می شود با محدودیتهایی که در علم پزشکی وجود دارد روبرو نیستند. در علم پزشکی با یک موجود زنده روبرو هستیم که نمی توان هر روشی را بر روی آن آزمود. در این علم باید سنجیده تر عمل کرد.

یکی از روشهای تصویر برداری استفاده از تشدید مغناصیسی یا MRI است. MRI سیستم

تصویر برداری جدیدی است که بر اساس خواص مغناطیسی هسته بعضی از عناصر کار می کند. اصل اساسی در MRI این واقعیت است که هسته بعضی از عناصر مانند آهنربای میله ای کوچک چرخانی عمل می کند و وقتی در یک میدان مغناطیسی قوی قرار گیرد، با خطوط نیروی میدان هم راستا می شود. دستگاه MRI از یک آهنربای حلقوی بزرگ تشکیل شده است. در داخل آهنربا سیم پیچهای فرستنده و گیرنده سیگنال رادیویی قرار دارند. تجهیزات جانبی، سیگنالهای رادیویی و آنالوگ را به داده های دیجیتالی تبدیل می کنند و این داده ها توسط کامپیوتر پردازش می شود. یکی از مزیتهای MRI بر CT آن است که اطلاعات را مستقیماً در هر صفحه ای می توان بازسازی کرد. در حال حاضر، MRI در اکثر موارد، فرآیند کندی است (در حد چند دقیقه) و در مقایسه با CT اسکن وقت زیادی می بردو عیبش این است که در طی این مدت باید بیمار را بی حرکت نگه داشت. حرکات ناشی از تنفس، تپش قلب غالباً کیفیت تصویر را پایین می آورند. اطلاعاتی که از MRI به دست می آید با CT اسکن بسیار متفاوت است. جایگاه MRI در حرفه پزشکی به سرعت در حال تغییر است. قدیمترین کاربرد موفقیت آمیز MRI، برای اسکن مغز و نخاع است، که در اینجا مزایای قابل توجهی نسبت به CT اسکن دارد و عیب مهمی هم ندارد. امروزه MRI برای بررسی قلب، ستون فقرات استخوانها و مفاصل نیز جای خود را به عنوان یک تکنیک ارزشمند باز کرده است. در نظر اول شاید خیلی عجیب باشد که MRI را برای بررسی امراض اسکلتی مفید می دانیم زیرا استخوان در MRI هیچ سیگنالی ایجاد نمی کند. توضیح این تناقض این است که MRI مستقیماً تصویر مغز استخوان را نشان می دهد و نشان دادن مغز استخوان در بسیاری از بیماریهای اسکلتی اهمیت زیادی دارد یکی از مزایای MRI آن است که از اشعه یونیزان استفاده ای نمی برد و تا کنون اثر بیولوژیک مضری در رابطه با آن دیده نشده است. با این حال در حال حاضر این تکنیک برای کسانی که دارای بعضی گیره های آنوریسمی و ضربان سازهای قلبی هستند، ممنوعیت مصرف دارد که علت آن میدانهای مغناطیسی است که در طی آن بر بیمار اعمال می شود.

۲-۲ طبیعت تصویر MR

تصاویر MR در واقع نقشه‌ای مغناطیس‌های ضعیف است که از بعضی هسته اتمهای موجود در بافت بدن در حضور میدان مغناطیسی خارجی منشأ گرفته‌اند. از آنجا که مغناطیسی‌شدن به تناسب چگالی هسته‌ها است، تصویر MR نشان‌دهنده پراکندگی این اتمهای انتخاب شده است. بعلت فراوانی زیاد هیدروژن [در بافتهای نرم] بافت نرم به سادگی در تصاویر MR دیده می‌شود. به طوریکه اختلافهای جزئی ناشی از تفاوت ترکیبهای شیمیایی نیز قابل مشاهده است. حاصل کنتراست بافت نرم بهتر از تکنیک اشعه X است و می‌تواند به وسیله شیوه‌هایی که در تفاوت رفتار دینامیکی بافت مغناطیسی شده به کار می‌رود کاملتر شود.

۲-۱-۲ خواص هسته اتم

برای وقوع پدیده رزنانس مغناطیسی دو خاصیت بنیادی از خواص هسته اتم برای تصویر برداری MRI مفید هستند:

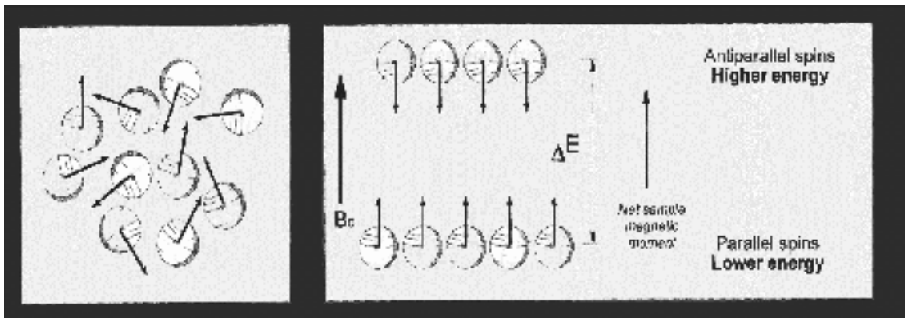
- اندازه حرکت زاویه ای اصلی یا اسپین Lh
- گشتاور مغناطیسی ثابت $\mu = \gamma lh$

که l عملگر هسته h ثابت پلانک و γ نسبت چرخش مغناطیسی است.

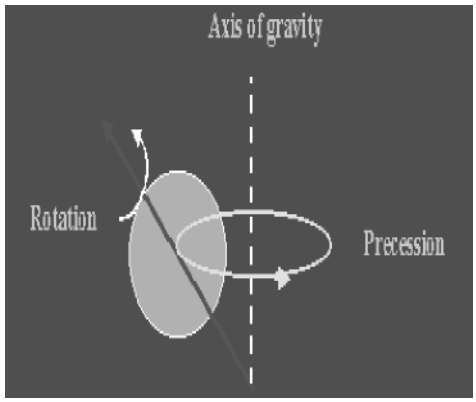
دو خاصیت فوق باعث می شود که هسته ها مانند یک آهنربای کوچک به دور خود بچرخند. بنابراین رفتار آنها در یک میدان مغناطیسی شبیه به یک فرفره نوک دار در روی میز در میدان جاذبه زمین است. میدان مغناطیسی B، نیروی $\mu \times B$ را روی دو قطبی مغناطیسی هسته‌ها (μ) ایجاد می‌کند. این نیرو بر بردار اندازه حرکت زاویه‌ای عمود است و بطور پیوسته جهت اسپینی مولد اندازه حرکت μ را حول B تغییر می‌دهد. با استفاده از تحلیل فوق، نتیجه به این صورت نوشته می شود:

$$\frac{d}{dt}\vec{\mu} = -\gamma \vec{B} \times \vec{\mu}$$

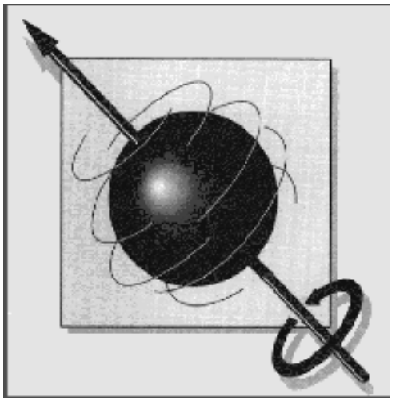
این رابطه بیان می کند مؤلفه‌ای از μ که عمود بر میدان B است با فرکانس زاویه‌ای $\omega_L = \gamma B$ که فرکانس لارمور نامیده می‌شود، دوران می کند. این رابطه در MRI اهمیت فوق‌العاده‌ای دارد. چون فرکانس میدان نوسان‌کننده‌ای که باعث ایجاد حرکت تقدیمی می‌گردد برحسب مگاهرتز یا ناحیه فرکانس رادیویی ضعیف الکترومغناطیسی بیان می‌شود و همچنین به دلیل اینکه مدت اعمال این میدان نوسانی بسیار کوتاه است، از آنها به عنوان "پالسهای RF" یاد می شود. اندازه و مدت اعمال پالسهای RF تعیین‌کننده اندازه زاویه حرکت تقدیمی (α) است. گشتاور مغناطیسی هسته با سه مؤلفه MZ,MY,MX مشخص می‌شود. هنگام اعمال پالسهای RF مؤلفه افقی گشتاور مغناطیسی به تدریج زیاد می‌شود، تا زمانیکه زاویه α برابر ۹۰ درجه شود. در این حالت اندازه‌اش برابر M است. در شکل با اعمال میزان معینی پالس RF در نهایت هسته زاویه ۹۰ درجه با میدان خارجی می سازد:



وضعیت اسپینها قبل و بعد از اعمال میدان



حرکت تقدیمی



حرکت اسپینی

اساس کار MRI:

هر جسمی که دارای بار و اسپین (تعداد فردی از پروتونها و نوترونها) باشد باعث تولید یک مغناطیسی لحظه ای که دارای دامنه و راستا بوده و مشابه یک نیروی زاویه ای عمل می کند. هنگامی که جسم دارای مغناطیس لحظه ای در یک میدان مغناطیسی قرار گیرد سعی می کند در راستای آن قرار گیرد (مشابه قطب نمایی که در راستای میدان مغناطیسی زمین قرار گیرد). نیروی هر جسمی که دارای مغناطیس لحظه ای به قدرت میدانی که در آن واقع است بستگی دارد. قدرت میدان با واحدهایی مثل گوس و تسلا سنجیده می‌شود.

1TESLA=10000 GAUSS

قبل از اعمال مغناطیسی B_O اسپینها به صورت تصادفی قرار دارند. پس از اعمال میدان بیشتر اسپینها در راستای میدان قرار گرفته و تعداد کمتری مخالف جهت میدان قرار می گیرند. در واقع اساس کار این دستگاه مشابه اینست که به تعدادی هسته انرژی داده و سپس با قطع انرژی اسپینها برای رسیدن به حالت پایدار این انرژی را به صورت دیگری آزاد کرده و ما با استفاده از پارامترهای تعریف شده ای از اطلاعات سیگنال آزاد شده بهره می گیریم.

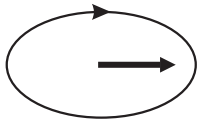
بعد از اعمال پالس RF ،MY شروع به نوسان می کند و بدین ترتیب سیگنال NMR قابل مشاهده می‌شود. در این مثال تئوریک که در آن میدان مغناطیسی کاملاً یکسان فرض شده است، پوش میرای سیگنال NMR تابعی نمایی است که ثابت زمانی آن زمان T_2 نامیده می‌شود لحظه‌ای بعد از اعمال پالس RF،MZ (مؤلفه در راستای محور Z گشتاور مغناطیسی) صفر می‌شود ولی زمانی نسبتاً زیاد برای بازگشت به حالت تعادل نیز دارد که این بازگشت نیز یک تابع نمایی است که ثابت زمانی‌اش، زمان آرامش T_1 نامیده می‌شود.

در عمل داشتن میدان مغناطیسی ثابت و

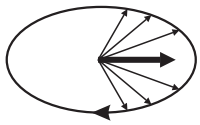
یکنواخت غیر ممکن است، لذا تغییرات میدان در نمونه وجود دارد و اثر متقابل هسته ها نیز موجود است. اثر تغییرات میدان خارجی و همچنین میدانهای لحظه‌ای داخل در کاهش همفازی، که باعث میرایی سیگنال NMR است مشاهده می‌شود. همانطور که اشاره شد بعلت تغییرات میدان خارجی، میرایی سیگنال NMR خیلی سریعتر از پیش‌بینی تئوری است، لذا اگر ثابت زمانی پوشی را که عملاً برای سیگنال NMR به دست می‌آید با T_2^* نمایش می‌دهیم رابطه زیر همواره صحیح خواهد بود:

$$T_2^* << T_2 << T_1$$

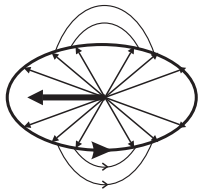
سیگنالهایی که درست بعد از اعمال پالس RF به دست می آیند سیگنالهای FID نامیده می‌شوند. اصطلاح FID بیان می کند که در روش فوق پس از خاتمه پالس، هسته ها برای مدت کوتاهی کماکان اثر های القای هسته ای را از خود نشان خواهند داد. حتی بدون تحریک هم در طول محور Y پیام پیوسته پدیدار خواهد شد. این کاهش نمایی سیگنال NMR را کاهش القای آزاد یا همان FID می گویند. سیگنالهایی که چند لحظه بعد از اعمال پالس RF ظاهر می شوند پالسهای انعکاسی نامیده می‌شوند.



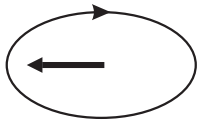
الف: همفاز بودن هسته‌ها درست پس از اعمال پالس ۹۰ درجه



ب: بردار برایند به علت تغییرات میدان مغناطیسی



ج: اعمال پالس ۱۸۰



د: همفاز شدن مجدد هسته‌ها در جهت معکوس

۲-٤ زمانهای T_1و T_2 در بدن

در MRI سیگنال NMR از پروتونهای داخل بدن به دست می‌آید. ولی این بدان معنی نیست که تمام پروتونهای بدن در تولید سیگنال دخیلند، بیشتر پروتونهای مولد سیگنال NMR در مایع سلولی، که بیشترین چگالی پروتون را در بدن دارد و چربیها موجودند.

مولکولهای درشت مانند پروتئین و DNA و ساختمانهای سخت مانند استخوان معمولاً به تنهایی در تولید سیگنال NMR شرکت ندارند، بلکه بیشتر سیگنال NMR را مایع بین بافتها تولید میکند. مقادیر T_1و T_2 نیز با رفتار این مایع معین می شود.

مکانیزمهای بیولوژیکی مؤثر در زمانهای T_1 و T_2 هنوز کاملاً معلوم نیستند، ولی یک مدل ساده برای توجیه این اثر مفهوم مایع محدود و آزاد است.

درصدی از مایعات به سطح پروتئینها محدودند و بخاطر مجاورت با مولکولهای بزرگ حرکتی آهسته دارند، این مسأله باعث کاهش T_1 می شود. بعضی دیگر از مایعات که محدود نیستند و در بافت آزادند، T_1 بزرگتری دارند (حدود T_1 آب خالص). T_1 بافت بر حسب میزان نسبی مایع محدود و آزاد معین می‌شود. بعنوان مثال زیادتر بودن T_1 تومورهای بافتها از T_1 بافت معمولی بخاطر آزاد شدن مایع محدود بافت است.

۲-۵ زمانبندی پالسهای RF

سیگنال NMRدارای چهار مشخصه دامنه، فاز، فرکانس و مدت نوسان است. اگر سیگنال NMR یک هسته هیدروژن در نمونه بدست آید، دامنه سیگنال متناسب با چگالی پروتون است.

برای تصویر برداری علاوه بر چگالی پروتون اطلاعاتی راجع به T_0 و T_1 مورد نیاز است. از طرفی از یک سیگنال تنها، هیچ اطلاعاتی در مورد T_0 و T_1 نمی‌توان به دست آورد (توجه کنید که ثابت زمانی سیگنال NMR، T_2^* است که با T_1 تفاوت دارد.)

بنابراین نیاز، باید روشهایی به کار برد که در آنها اطلاعات راجع به T_0 یا T_2 بطور مثال در دامنه سیگنال NMR ذخیره شوند برای این منظور از قطار پالسهای RF استفاده می‌کنند. بسته به نحوه زمانبندی پالسها تأثیرات متفاوتی از T_0 یا T_1 در دامنه سیگنال NMR بوجود می‌آید.

در تصویربرداری دامنه سیگنال NMR تعیین‌کننده روشنایی ناحیه متناظر آن در تصویر است و هر چه دامنه بیشتر باشد روشنایی بیشتر است. بدین وسیله به هر قسمت از بدن روشنایی متفاوتی نسبت داده می‌شود و تصویری از ناحیه مورد نظر ساخته می‌شود. بعلت تفاوت روشنایی، چشم انسان چند روش برای ارسال پالسهای RF وجود دارد که در زیر توضیح داده می‌شود:

۱) این روش ساده‌ترین روش ارسال پالس‌های RF است و به آن FID تکرار شونده نیز می‌گویند. در این روش پالسهای RF، ۹۰ درجه

بطور متناوب به نمونه اعمال می‌شوند و سیگنال NMR بعد از هر پالس دریافت می‌شود.

اگر زمان تکرار پالسها (TR) نسبتاً بزرگ باشد (حدود ۳یا ۴ برابر T۱) تمام هسته‌ها زمان کافی دارند تا قبل از رسیدن پالس بعدی به حالت تعادل برسند. بنابراین دامنه سیگنال NMR فقط شامل اطلاعات مربوط به چگالی پروتون ها است، ولی اگر TR کوچک شود (مثلاً حدود T۱) هسته ها زمان کافی برای رسیدن به تعادل ندارند و چون به تعادل نمی رسند مؤلفه عمودی گشتاور مغناطیسی (MZ) به مقدار بیشینه خود نمی رسد. از طرفی دامنه سیگنال NMR وابسته به MZ است بنابر این دامنه سیگنال NMR نیز کاهش می یابد و هر چه TRنسبت به T۱ کوچکتر شود، دامنه NMR کوچکتر می شود. در واقع با یک TR مشخص، تغییر T۱ باعث تغییر دامنه سیگنال NMR می شود در این روش دامنه سیگنال NMR تابعی از چگالی پروتونها، T۱و TR است که تنها TRقابل تغییر است. با تغییر TR می توان میزان تأثیر T۱ در دامنه سیگنال را کنترل کرد.

اگر TR نسبت به T۱ خیلی کوچک باشد دامنه سیگنال نیز خیلی کوچک می شود و کیفیت تصویر به دست آمده خراب می شود.

۲- روش بازیافت تغییر

در این روش، سیگنال NMR نسبت به روش قبل حاوی اطلاعات بیشتری از T۱ است. اصول این روش مشابه روش بازیافت اشباع است به این صورت که پس از اعمال پالس ۱۸۰ درجه، MZ معکوس (منفی) می شود، پس از زمانی تأخیر (T۱) یک پالس ۹۰ درجه اعمال می شود چون هسته ها هنوز به حالت تعادل نرسیده اند، MZ کوچک است و اعمال پالس ۹۰ درجه باعث تولید سیگنال NMR با دامنه کوچکتر می شود که هر چه T۱کوچکتر باشد دامنه سیگنال بزرگتر خواهد بود.

دامنه سیگنال NMR به دست آمده تابعی از چهار عامل "چگالی پروتونها، T۱، TR و TI" است. دو عامل آخر قابل تغییر هستند و زمان TI تعیین کننده میزان تأثیر T۱ است.

تجربه نشان داده که با این روش کنتراست به دست آمده، در اثر T۱ در تصاویر کلینیکی بهتر از روش قبل است.

۳ روش پژواک اسپین:

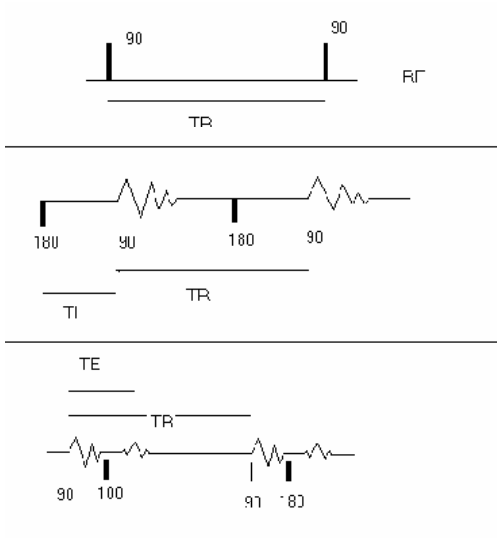
اصول و مبانی فیزیکی روش پژواک اسپین با روشهای ذکر شده کاملاً متفاوت است. در بخشهای قبل مشاهده شد که میرایی سیگنال NMR به خاطر از بین رفتن همفازی حرکت تقدیمی هسته ها است و علت از بین رفتن همفازی، تغییر میدان مغناطیسی درون نمونه است. دو عامل برای این تغییر وجود دارد:

عامل اول حرکت تقدیمی هسته ها است که خود تغییرات تصادفی کوچک تولید می کند. عامل دوم تغییرات ثابت در میدان اعمال شده خارجی است.

تأثیر این دو عامل، $T_2^{\bullet}$ از رابطه زیر حساب می‌شود:

$$\frac{1}{T_2^{\bullet}} = \frac{1}{T_2} + \frac{1}{T_2^{magnet}}$$

در رابطه فوق $T_2^{magnent}$ سهم تقلیل همفازی بر اثر عدم یکنواختی میدان خارجی است. در شیوه پژواک اسپین از این واقعیت استفاده شده است که $T_2^{magnent}$ مقداری ثابت و لذا معکوس پذیر است. در پی اعمال پالس ۹۰ درجه، هسته ها در ابتدا حرکت تقدیمی همفاز دارند ولی به تدریج این همفازی را از دست می دهند. اگر پس از یک فاصله زمانی کوچک یک پالس ۱۸۰ درجه اعمال شود، هسته ها جهت خود را نسبت به راستای محور x عوض می کنند لذا مکان بردار گشتاور مغناطیسی بر آیند(از نظر جهت) عوض می شود. این موضوع در شکل زیر نشان داده شده است: به دلیل این یکنواختی میدان مغناطیسی، هسته ها این بار همفازی خود را در جهت عکس از دست می دهند و بعد از مدتی مجدداً همفاز شده، یک بردار گشتاور مغناطیسی برآیند و متعاقب آن سیگنال NMR تولید می کنند. بخاطر تأخیری که در تولید این سیگنال وجود دارد، (این تأخیر همان فاصله زمانی بین دو سیگنال ۹۰ درجه و ۱۸۰ درجه است) این سیگنال، بازتاب نام دارد. اندازه سیگنال بازتاب از اندازه سیگنال اولیه که درست پس از پالس ۹۰ درجه تولید می شود کوچکتر است. فرآیند همفاز شدن مجدد هسته ها با استفاده از پالس ۱۸۰ درجه می تواند چندین با رتکرار شود. ثابت زمانی منحنی این سیگنالهای بازتاب مبین مقدار T۲ است. پالسهای پژواک اسپین به کار رفته برای تصویر نگاریهای کلینیکی معمولاً شامل یک یا دو پالس ۱۸۰ درجه است. بازتابهای سیگنال NMR در لحظه‌های TE،۲TE، ۳TE و... اتفاق می‌افتد وپالسهای ۱۸۰ درجه در زمانهای $\frac{TE}{۲}, \frac{۳TE}{۲}, \frac{۵TE}{۲}$ اعمال می‌شوند. ثابت زمانی منحنی پوش حاصل از مقدار بیشینه سیگنالهای انعکاسی برابر T۲ می‌باشد. فاصله زمانی بین دو ترکیب پالسهای ۹۰ درجه و ۱۸۰ درجه بیانگر مقدار TR است. اندازه TR مبین سهم T۱ در سیگنال بازتاب است. فاصله زمانی بین سیگنال ۹۰ درجه و سیگنال بازتاب متناظر با آن، مبین TE و مقدار TE بیانگر سهم T۲ در سیگنال بازتاب است. به این ترتیب چهار عامل , TE , TR , T۲ T۱ بر اندازه سیگنال NMR مؤثر است .

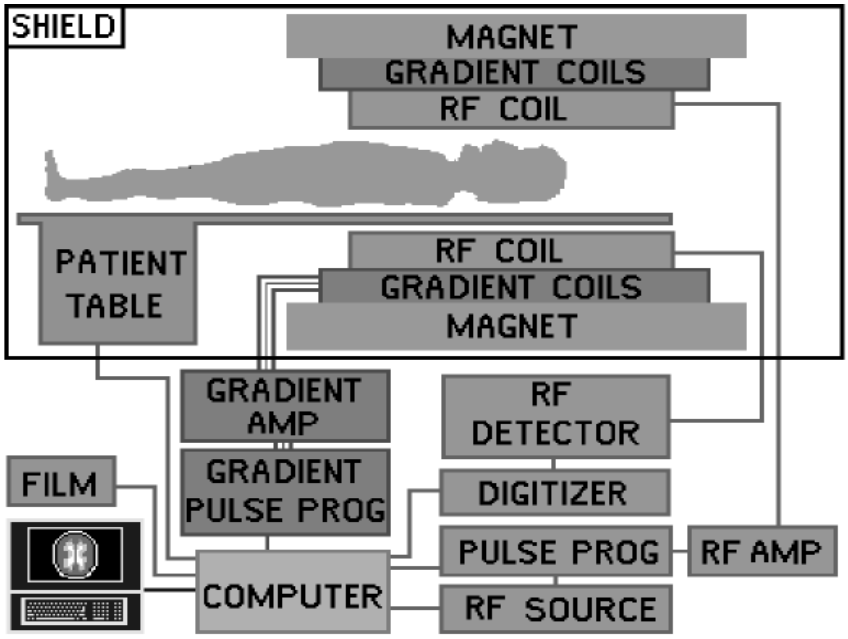


بررسی سخت افزار MRI :

در این قسمت به طور مختصر عملکرد هر یک از اجزا و دستگاه MRI را بررسی می کنیم: آهنربای میدان B۰ در راستاهای X,Y,Z استفاده می شود. در داخل کویلهای گرادیان، کویل RFقرار گرفته است. کویل RF میدان B۱ مورد نیاز جهت چرخاندن اسپینها به اندازه ۹۰ یا ۱۸۰ درجه را فراهم می کند. کویل RF همچنین سیگنالهای اسپینهای داخل بدن را دریافت می کند. بیمار توسط جدول کنترل شده با کامپیوتری در داخل آهنربا قرار می گیرد. جدول دارای دقت استقرار ۱ میلیمتر است. اتاق اسکن توسط حفاظ RF احاطه شده است. حفاظ جلوی انتشار پالسهای قوی را می گیرد و مانع از پخش آنها در بیمارستان می شود. همچنین حفاظ جلوی تداخل سیگنالهای رادیو و تلوزیون و آشکار شدن آنها توسط گیرنده را می گیرد. بعضی از اتاقهای اسکن هم توسط یک حفاظ احاطه شده اند که مغناطیسی می باشد. قسمت مرکزی گیرنده تصویر کامپیوتر می باشد که همه اجزاء را در تصویر بردار کنترل می کند. اجزاء تولید کننده RF که تحت نظارت کامپیوتر قرار دارند منبع فرکانس رادیویی و برنامه ریز پالس می باشند. منبع یک موج سینوسی با یک فرکانس مطلوب را ایجاد می کند. برنامه ریز پالسهای RF را به صورت پالسهای سینک تبدیل می کند. تقویت کننده RF توان پالسها را از حد میلی وات تبدیل می کند. همچنین کامپیوتر پالسهای گرادیان را که شکل و دامنه هر یک از میدانهای مغناطیسی را تعیین می کند کنترل می نماید. تقویت کننده گرادیان توان پالسهای گرادیان را به سطحی که جهت درایو کویلهای گرادیان کافی باشد می رساند. پردازشگر آرایه که در برخی از گیرنده ها قرار دارد وسیله ایست که جهت اجرای یک تبدیل فوریه دو بعدی در کسری از ثانیه مناسب است. اپراتور تصویر گیرنده ورودی را به کامپیوتر از طریق کنسول در کسری از ثانیه وارد می کند. توالی تصویر برداری از طریق کنسول انتخاب و بهینه سازی می شود. اپراتورها تصویرهای را در قسمت خروجی در یک نمایشگر ملاحظه کرده و می توانند از روی آنها بر روی حافظه کپی نموده و یا پرینت بگیرند. حال به تفصیل در مورد هر یک از اجزاء ذکر شده بحث خواهیم کرد.

در تصویر صفحه بعد بلوک دیاگرام سخت افزار دستگاه را رسم نموده ایم.

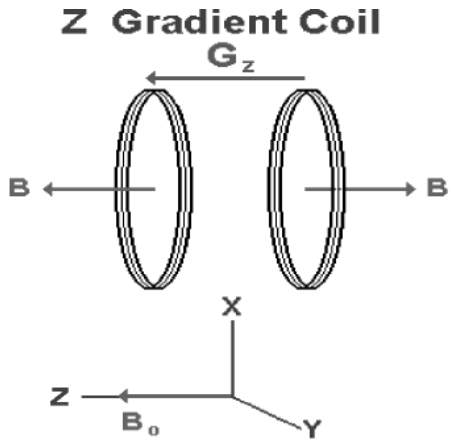
در ابتدا بخش آهنربا قرار گرفته است. در حقیقت این بخش گرانترین قسمت دستگاه می باشد.وبیشتر آهن رباها از نوع ابر رسانا هستند. یک آهنربای ابررسانا در حقیقت یک میدان الکتریکی ساخته شده از سیم فوق رسانا است. مقاومت این سیم تقریباً صفر است. (البته وقتی که در داخل هلیم مایع آن را تا دمای حدود ۰ درجه کلوین یا ۲۷۳- درجه سانتیگراد سرد می کنیم.) زمانی که جریان در داخل کویل جاری می شود تا زمانی که کویل در داخل هلیم جامد قرار گیرد جریان ادامه پیدا خواهد کرد. طول سیمهای فوق رسانا در آهن ربا معمولاً چندین مایل است. کویل و هلیم مایع در داخل یک ظرف خاص (Dewar)



بلوک دیاگرام کلی دستگاه MRI

نگه داشته می شوند. در انواع ابتدایی این محفظه توسط نیتروژن مایع احاطه شده بود ولی در انواع جدیدتر از یخچالهایی جهت خنک کردن دستگاه استفاده می شود. این طرح جدیدنیاز به افزودن نیتروژن مایع به آهنربا را از بین می برد. در اینجا انواع کویلها را بررسی می کنیم:

کویلهای گرادیان: کویلهای گرادیان گرادیانهای میدان مغناطیسی B را ایجاد می کنند. آنها کویلهای هم دمابا اتاق هستند چرا که به خاطر شکل ظاهریشان گرادیان مطلوب را ایجاد می کنند. با فرض استاندارد بودن سیستم مختصات رزونانسی گرادیان B در راستای کویل از نوع antihelmholtz ایجاد می شود. شکل کویلهای گرادیان در تصویر زیر نمایش داده شده است.



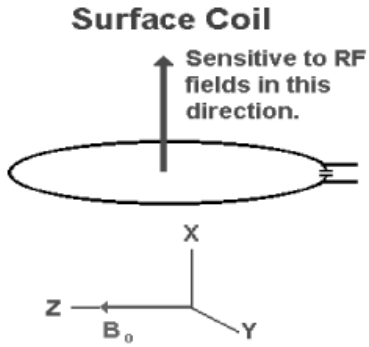
جریان در دوکویل در راستاهای مختلف جاری می شود و باعث ایجاد گرادیان میدان مغناطیسی بین دو کویل می شود. در یک کویل میدان B به B_0 اضافه شده و در کویل دیگری میدان B از میدان B_0 کاسته می شود. گرادیانهای مغناطیسی توسط یک جفت کویل ایجاد می شوند. محور X کویل، یک گرادیان در B_0، در راستای X بر حسب راستای جریان را از کویلها ایجاد می کند. محورY کویل، گرادیان مشابه در B_0 را در راستای محور Yایجاد می کند.

کویلهای RF: کویلهای مذکور میدان B_1 را ایجاد می‌کنند که این میدان، مغناطیسی شدن شبکه را در یک توالی پالس می‌چرخاند. همچنین آنها مغناطیسهای متقاطع را به محض اینکه در صفحه X,Y ایجاد شود آشکار می‌کنند. کویلهای RF به سه دسته کلی تقسیم می‌شوند:

۱)کویلهای انتقالی و دریافتی
۲)کویلهای دریافتی
۳) کویلهای انتقالی

کویلهای نوع اول جهت انتقال میدان B_1 و دریافت انرژی RF از جسم مورد تصویر برداری استفاده می شوند. ولی کویل نوع سوم فقط جهت ایجاد میدان B_1 و کویل نوع دوم جهت آشکار سازی و دریافت سیگنال از جسم مورد تصویر برداری استفاده می شود. از هر کدام چندین نوع مختلف وجود دارد. کویلهای RF در تصویربردار رامی توان مشابه لنزهای یک دوربین در نظر گرفت. یک دوربین عکاسی از یکی از لنزها جهت منظره با فواصل نزدیک و از لنز دیگر جهت منظره دور با زاویه وسیع استفاده می کند. دقیقاً مشابه یک دوربین خوب که باید از لنزهای مختلف بهره بگیرد یک تصویر بردار مناسب و خوب هم دارای کویلهای مختلف جهت استفاده در شرایط متفاوت و مختلف است. یک کویل تصویر برداری باید باعث تشدید یا ذخیره انرژی در فرکانس لارمور شود. تمام کویلهای تصویر برداری ترکیبی از یک القاگر با آشکار سازی می باشند.

.



آهنربا: بزرگترین قسمت سیستمهای MRI قسمت مغناطیسی یا آهنربای آنهاست که وظیفه تولید میدان مغناطیسی ثابت را به عهده دارد. سه نوع آهنربا مورد استفاده قرار می گیرد که عبارتند از: آهنربای مقاومتی، آهنربای ابررسانایی و آهنربای ثابت.

انتخاب نوع آهنربا بر اساس معیارهای مختلف است. ولی مهمترین مسأله در این آهنرباها تولید میدان مغناطیسی پایدار و یکنواخت

در یک مقطع یا یک حجم است. آهنرباهایی که در دستگاههای MRI استفاده می شوند تا حد خیلی خوبی یکنواخت هستند و میزان تغییر میدان مغناطیسی آنها خیلی کم و در حدود چند PPM است. میزان یکنواختی میدان مغناطیسی با تنظیم الکتریکی یا مکانیکی بهبود می یابد.

آهنربای مقاومتی میدان مغناطیسی: در این آهنرباها از حرکت جریان الکتریکی در حلقه‌هایی از سیم تشکیل می‌شود، شکل قبل مبین این مطلب است که: میدان مغناطیسی حول حلقه حامل جریان الکتریسیته که میدان بر صفحه حلقه عمود است. این حلقه‌ها طوری در کنار یکدیگر قرار می‌گیرند که حداکثر یکنواختی در وسط میدان به وجود بیاید. معمولاً سیم این حلقه‌ها از جنس آلومینیوم به ضخامت حدود ۲mm است، انتخاب آلومینیوم براساس ملاکهای وزن و مقاومت و قیمت صورت گرفته است. این آهنربا می‌تواند شدت میدان مغناطیسی تا حدود ۰/۱۵T تولید کند. انرژی در سیمها به صورت گرما تلف می‌شود، بدین خاطر لوله‌های آب همراه با سیم سردکننده در داخل حلقه‌ها تعبیه شده است تا حرارت را پایین بیاورد. این نوع آهنربا دارای یکنواختی بین ۵۰ppm تا ۲۰۰ppm در قطر ۴۵cm است.

آهنربای ابررسانایی: بعلت تلفات حرارتی و ناپایداری حرارتی، میدانهایی با شدتهای بالاتر از ۰/۲T را نمی‌توان توسط آهنربای مقاومتی به دست آورد. در شدتهای بالا (۰/۱۶T-۲/۰T) از آهنرباهای ابررسانایی استفاده می‌شود. زیرا در آنها مقاومت به صفر رسانده شده است و مصرف انرژی الکتریکی خیلی کم است. حلقه‌های این آهنرباها از جنس آلیاژ نیوبیوم- تیتانیوم در یک زمینه مس است که توسط هلیم مایع احاطه شده است و درجه حرارت را تا ۲۶۹- درجه سانتیگراد پایین می‌آورد. این نوع آهنرباها دارای یکنواختی بین ۱۰ppm تا ۵۰ppm در قطر ۴۵cm است. یک مزیت این آهنرباها این است که هزینه تلفات الکتریکی یا هزینه هلیم و نیتروژن مایع را ندارد ولی عیب آن وزن و ناپایداری حرارتی آن است.

فیزیک فراصوت و مدهای پایه تصویر برداری اولتراسونیک

پژواک امواج فراصوت؛ تصویرگر بافت‌های بدن

صوت برای ما مفهومی آشناست. از آن برای ارتباط با دیگران استفاده می کنیم یا از آن به شکل موسیقی لذت می بریم، اما صوت در زمینه های دیگر نیز برای ما کاربرد دارد و مفید است، مثلًا در پزشکی.

اولین بار در قرن هیجدهم شخصی با نام اوین بروگر به استفاده از صوت در پزشکی پرداخت. او به مدت ۱۰ سال به آزمایش و مشاهده پرداخت و در نهایت دریافت که به وسیله تپ (tap) با انگشت بر روی سینه می توان اطلاعات مهمی درباره بیماری های درون سینه به دست آورد. در این روش گوش، مستقیماً و بدون واسطه،صوت حاصله را دریافت می کرد و سپس پزشک با مطالعه آن صوت بیماری را تشخیص می داد. اما این شنیدن بی واسطه گاهی ایجاد مشکل می کرد. در سال ۱۸۱۶ آرتی اچ لینک دختری را با علایم عمومی بیماری قلب معاینه کرد. اما به علت جوان و چاق بودن او، روش معمول، نامناسب بود.او چند تکه کاغذ را به شکل استوانه در آورده، یک سر آن را در کنار گوش خود و سر دیگر را روی سینه دختر قرار داد و نتایج درخشانی بدست آورد. سپس استوانه چوبی با ابعاد مناسب ساخت که به واسطه آن بتواند صوت های طبیعی و غیر طبیعی قلب و ریه را بشنود و آن ها را مورد بررسی و تفسیرقرار دهد. لینک وسیله ساخته شده را استتسکوپ نامید. این وسیله به مرور زمان تکمیل شد و به شکل گوشی های امروزی در آمد. گوش دادن به صداهای تولید شده در بدن با گوشی را شنیدن با واسطه می نامند.

اما گوش انسان تنها اصواتی را می شنود که در گستره فرکانسی ۲۰Hz تا ۲۰KH باشد. به فرکانس های بالاتر از ۲۰KH اولتراسوند یا فراصوت می گویند. حال این سوال مطرح می‌شود که آیا از فراصوت نیز می توان به گونه ای برای

تشخیص بیماری ها استفاده کرد یا نه؟

نگاه هوشمندانه به طبیعت همواره راهنمای انسان بوده است. خفاش ها بسامدهای فراصوت از خود خارج می کنند و با گوش دادن به پژواک آن ها پرواز می کنند. در جنگ جهانی دوم نیروی دریایی با توجه به روش خفاش‌ها در پرواز، سونار (Sound Navigation and Ranging) را ابداع کرد. در این روش از دستگاه های صوتی و مافوق صوت به منظور آشکار ساختن اشیاء، فاصله یابی، جهت یابی و ارتباطات در سطح زیر آب استفاده می شود.

در معمولی ترین نوع آن یک دستگاه فرستنده به سمت هدف مورد نظر،یک پالس صوتی می فرستد و سیگنال برگشتی آن از هدف را هم در همان نقطه دریافت می کند.

از طریق تعیین فاصله زمانی مابین پالس ارسالی و پالس برگشتی، می توان فاصله هدف از فرستنده را یافت. پس از جنگ جهانی دوم مهندسان پزشکی سعی در به وجود آوردن فنونی برای استفاده از فراصوت در تشخیص های پزشکی کردند. جالب توجه است که گرچه فراصوت۱۲ سال قبل از اشعهx کشف شد ولی دیرتر کاربرد پزشکی یافت. دلیل اصلی این تأخیر، قابلیت دستیابی به تکنولوژی مناسبی برای تولید میدان فراصوتی مورد نظر و آشکار سازی سیگنال بازگشتی بود.

فیزیک صوت

امواج مکانیکی از تغییر مکان قسمتی از یک محیط کشسان نسبت به وضعیت عادی اش ناشی می شوند که این امر موجب نوسان آن قسمت حول وضعیت تعادل می شود . به علت خواص کشسانی محیط، این آشفتگی از لایه ای به لایه دیگر منتقل می شود. در نتیجه، آشفتگی یا موج در محیط پیش می رود.

امواج صوتی،امواج مکانیکی طولی هستند که می‌توانند در جامدات، مایعات و گازها منتشر شوند. از این جهت به امواج صوتی امواج طولی گفته می شود که امتداد ارتعاش و انتشار در آن‌ها یکی است.

ارتعاشات در موج صوتی باعث افزایش و کاهش موضعی فشار می‌شوند و این افزایش و کاهش فشار یا فشردگی و انبساط در محیط گسترش می یابد. برای نشان دادن رفتار موج صوتی می توان بلند گویی را مثال زد که با بسامد خاصی نوسان می کند و جبهه هوای اطرافش را به نوسان در می‌آورد و موج صوتی تولید می‌کند.

هر موج صوتی مانند موج‌های دیگر دارای طول موجی است که با سرعت معینی در محیط منتشر می شود. رابطه بین بسامد موج صوتی (f)، طول موج (λ) و سرعت انتشار موج در محیط (V) به صورت روبرو است:

$$V = \lambda f \quad (۱)$$

از کمیت‌های دیگری که در مورد موج صوتی اهمیت دارد، کمیتی به نام امپدانس صوتی

است که از رابطه روبرو به دست می آید:

$$Z=\rho V \quad (۲)$$

در این رابطه Z امپدانس صوتی، ρ چگالی محیط انتشار موج و v سرعت انتشار صوت در این محیط است. از آنجایی که ρv از ویژگی های مشخصه ماده است به آن گاهی امپدانس مشخصه نیز می گویند.

موج صوتی مانند امواج دیگر حامل انرژی است. شدت موج صوتی از رابطه زیر به دست می آید که در آن P_0 بیشترین مقدار تغییر فشار است.

$$I=\frac{P_0^2}{2z} \quad (۳)$$

وقتی جبهه موج به مرز جدایی دو محیط که سرعت صوت در آن ها متفاوت است برخورد کند، دو جبهه موج جدید ایجاد می شود. یکی جبهه موج بازتابی و دیگری جبهه موج انتقال یافته یا شکسته شده. در این حالت زاویه تابش و زاویه بازتاب که در شکل (زیر) با i و r نشان داده شده اند برابر هستند($i = r$)همچنین قانون اسنل را نمی توان برای امواج صوتی به کاربرد. یعنی رابطه زیر بر قرار است:

$$\frac{\mathrm{Sin}\,\theta_i}{\mathrm{Sin}\theta_r}=\frac{\lambda_1}{\lambda_2}=\frac{V_1}{V_2} \quad (۴)$$

این رابطه نشان می‌دهد که وقتی موج به مرز بین دو محیط که سرعت در آن‌ها متفاوت است می‌رسد، با زاویه‌ای متفاوت از زاویه تابش در محیط دوم منتشر می‌شود و نسبتی را که در طرف راست رابطه بالا ظاهر شده، ضریب شکست محیط ۲ نسبت به محیط ۱ می‌گویند.

تا اینجا نشان دادیم که زاویه بازتاب و شکست از چه روابطی تبعیت می کنند اما به این موضوع اشاره نشد که چند درصد از شدت موج تابیده شده بازتاب می یابد و چند درصد به محیط ۲ منتقل می شود. نسبت دامنه صوت بازتابی به دامنه صوت تابش شده را ضریب بازتاب (R) می‌گوییم.

ضریب بازتاب به زاویه تابش، زاویه شکست و امپدانس مشخصه دو محیط بستگی دارد. در حالتی که موج به صورت عمودی به فصل مشترک دو محیط بتابد رابطه R به صورت ساده زیر در می آید.

$$R=\frac{Z_2-Z_1}{Z_2+Z_1} \quad (۵)$$

در چنین حالتی ضریب انتقال (T) که نسبت دامنه صوت عبوری به دامنه صوت تابش شده است، از رابطه روبرو به دست می‌آید:

$$T=\frac{2Z_2}{Z_1+Z_2} \quad (۶)$$

اما ما به شدت بازتابی و عبوری علاقه‌مندیم که به ترتیب برابر $\frac{Z_1\times T^2}{Z_2}$ هستند. تنها اشاره به این نکته باقی می‌ماند که موج صوتی هنگامی که از محیطی عبور می کند بخشی از انرژیش هدر می‌رود. جذب انرژی در محیط باعث کاهش دامنه، موج صوتی می شود. رابطه دامنه موج صوتی (A) در عمق X از محیط به صورت زیر است.

$$A = A_0 \times e^{-\alpha x} \quad (۷)$$

در این رابطه A_0 دامنه اولیه موج است و ضریب جذب بر حسب (cm^{-1}) با توجه به این که شدت با توان دوم دامنه متناسب است، پس رابطه شدت با توان دوم دامنه متناسب است، پس رابطه دت با فاصله طی شده توسط موج به صورت زیر است.

$$I = I_0 \times e^{-2\alpha x} \quad (۸)$$

که I۰ شدت موج اولیه است و I شدت در عمق X از ماده جذب کننده است. حال با این اطلاعات مختصر می توانیم به بحث راجع به فراصوت و استفاده از آن در تصویربرداری بپردازیم.

فراصوت

یک نکته اساسی در بحث فراصوت مربوط می شود به وسایلی که قادر به تولید و آشکارسازی امواج فراصوت باشند. از آنجایی که منشاء بسیاری از سیگنال‌ها در طبیعت، الکتریکی است و معمول‌ترین راه برای تقویت کردن و نمایش دادن سیگنال‌ها، مدارهای الکتریکی هستند، وسیله‌ای الکتریکی برای تبدیل توان الکتریکی به توان صوتی و بر عکس لازم است.

مناسب‌ترین ترنسدیوسر یا مبدل برای امواج فراصوت کریستال‌های پیزوالکتریک و سرامیک‌ها هستند. پیزوالکتریک‌ها (پیزو به معنی فشار است) دارای این ویژگی هستند که اگر میدان الکتریکی نوسان کننده‌ای به آن‌ها اعمال شود، نوساندهی همانندی در خود کریستال ایجاد می‌شود که باعث تولید موج صوتی می‌شود. عکس این قضیه نیز وجود دارد. یعنی نوسان‌های محیط باعث پژواک در کریستال و نهایتاً باعث ایجاد یک ولتاژ در عرض کریستال می‌شود. بنابراین از پیزوالکتریک‌ها می‌توان هم به عنوان تولید کننده فراصوت و هم به عنوان آشکارساز فراصوت استفاده کرد.

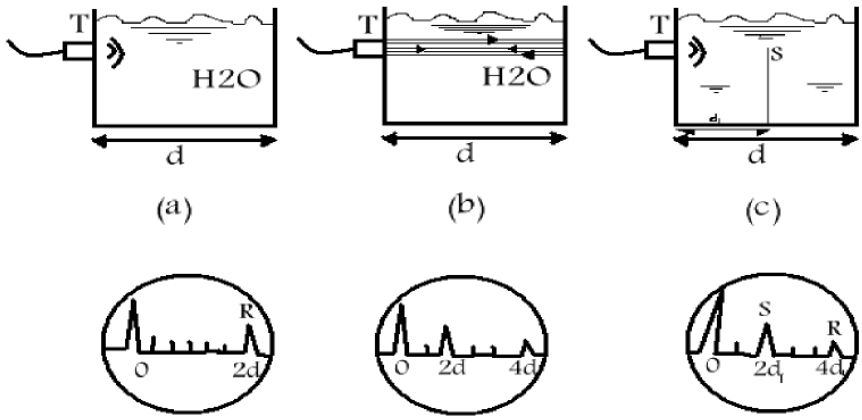
همان‌طور که قبلاً گفته شد در جنگ جهانی دوم، سونار ابداع شد. استفاده از همین اصول منجر به روش‌های تصویربرداری تشخیصی در پزشکی گردید که می‌توان به روش های A- اسکن، B اسکن و M- اسکن اشاره کرد.

A- اسکن

حرف A گرفته شده از کلمه Amplitude به معنی دامنه است. در این روش در حقیقت دامنه موج تابیده و بازتابیده نمایش داده می‌شود. این روش به طور شماتیک در صفحه بعد ترسیم شده است.

در بخش (a) مبدل T، ضربانی از اولتراسوند را به درون یک ظرف آب به عرض d می فرستند که در نقطهo روی اسیلوسکوپ مشخص می شود. صوت پس از برخورد به دیواره مقابل ظرف بازتاب پیدا کرده و به مبدل که در این لحظه نقش گیرنده را دارد باز می گردد.

پژواک حاصل به یک علامت الکتریکی با سیگنال تبدیل می شود و روی اسیلوسکوپ به شکل انحراف عمودی R از پالس اولیه o کوتاه تر است. این دقیقاً همان چیزی است که انتظار داشتیم. چون اولاً عبور موج از آب باعث کاهش



انرژی موج صوتی و در نتیجه کاهش دامنه موج می شود و ثانیاً در بازتاب موج از شیشه بخشی از شدت موج بازتاب می یابد و بقیه عبور می کند. زمان لازم برای انتقال یک پالس از مبدل به سمت مقابل و بازگشت دوباره آن روی مقیاس افقی اسیلوسکوپ نشان داده می شود. با استفاده از این زمان و داشتن سرعت صوت در آب می توان فاصله ای که موج از آن بازگشته را به دست آورد.

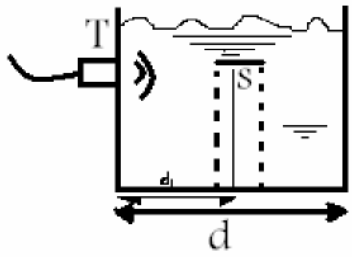
امکان ایجاد بازتاب های متعدد میان سطوح نیز وجود دارد. به این صورت که بخشی از پالسی که پس از بازتاب به ترنسدیوسر می رسد به سیگنال تبدیل می شود و بخشی دیگر دوباره به سمت مقابل بازتاب می کند (شکل b) . این پالس نیز پس از برخورد به دیواره مقابل دوباره به ترنسدیوسر باز می گردد و سیگنال جدیدی می دهد که در شکل(b) نشان داده شده و مطابق انتظارمان می بینیم که پالس دوم کوتاه تر است.

همچنین می توان جایگاه یک جسم را در بشر مشخص کرد. در شکل (c) سطح s در فاصله d_1 از ترنسدیوسر قرار گرفته است. موج حاصل از ترنسدیوسر به سطح s برخورد می کند، قسمتی از آن بازتاب می یابد و به ترنسدیوسر بر می گردد. سیگنال های گرفته شده روی اسیلوسکوپ R و S هستند ، می بینیم دامنه R در این آزمایش از دامنه R در آزمایش های قبل کوتاه تر است که علت این اتفاق با توجه به استدلال های گذشته روشن است.

حال اگر سطح s شروع به نوسان کند پژواک روی اسیلوسکوپ هم شروع به نوسان می‌کند (شکل صفحه بعد) این طرح ساده‌ای است از کاری که در پزشکی به منظور تصویربرداری انجام می‌شود.

پالس کوچکی از اولتراسوند که در این روش ثابت است به ناحیه مورد نظر تابیده می شود. به علت اختلاف امپدانس آکوستیکی قسمت های مختلف درون بدن، از مرز بین نواحی،بازتابی هایی به سمت ترنسدیوسر فرستاده می شود. زمان بین





رفت و برگشت متناسب است با طول طی شده توسط موج یا به عبارتی عمق آن ناحیه.

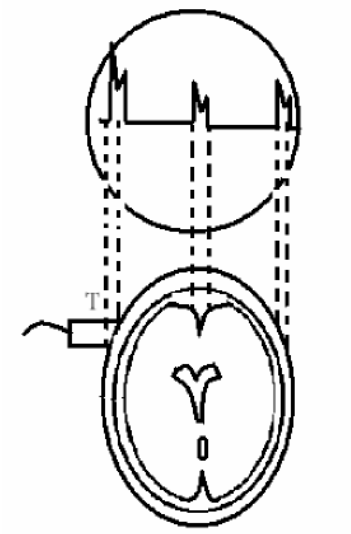
کاربرد A- اسکن

مزیت روش A اسکن آن است که بدون احتیاج به دستگاه های پیچیده اطلاعات ناحیه ای را به سرعت می دهد و ضعف این روش آن است که این اطلاعات تنها اطلاعات یک بعدی هستند و در امتدادی که باریکه تابیده شده، می‌توانند اطلاعاتی به ما بدهند و کاربر باید با استفاده از تصور خود تصویر ۲ بعدی از نمایشگر یک بعدی A- اسکن، بسازد.

A- اسکن در اکوانسفالوگرافی برای تشخیص تومورهای مغزی به کار گرفته می شود پالس فراصوت به ناحیه ای از جمجمه (اندکی بالای گوش) ارسال می شود و بازتاب ها از ساختمان های مختلف درون کاسه سر،روی اسیلوسکوپ پدیدار می شود (شکل مقابل).

با مقایسه پژواک های راست و چپ،انحراف در ساختار میانی مغز تشخیص داده می شود. وجود تومور در یک طرف مغز، خط میانی را به سمت مقابل منحرف می کند و به این ترتیب وضعیت غیر قابل تشخیص است.

از A اسکن در چشم پزشکی نیز استفاده می شود. برخی از بیماری های چشم که به این روش قابل تشخیص هستند عبارتند از: تومورها، وجود اجسام خارجی و جداشدگی شبکیه.



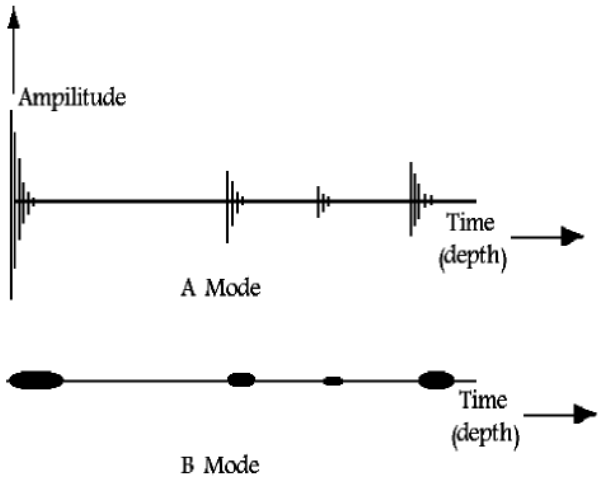
B- اسکن

در روش A- اسکن بازتاب‌ها توسط سیگنال‌هایی با دامنه‌های متفاوت روی صفحه نمایش ظاهر می‌شوند اما در روش B- اسکن به

جای این که روی صفحه نمایش سیگنال‌هایی به صورت عمودی با دامنه های مختلف داشته باشیم. نقاط نورانی با روشنی متفاوت داریم (شکل زیر). به همین علت به این روش B- اسکن می گویند (B حرف اول کلمه Brightness به معنی روشنایی است). شکل بالا نشان می دهد که چگونه یک خط از B- اسکن با توجه به نمایشگر A- اسکن به دست می آید.

اگر ما به ترتیبی موج اولتراسوند را در امتدادی که با امتداد اولیه زاویه ای می سازد به ناحیه موردنظر بتابانیم. باز هم یک سری سیگنال بازتابی داریم که با نقاط مختلف و با روشی متفاوت مشخص می شوند.

اگر بتوانیم به وسیله ای زاویه و جابه جایی ترنسدیوسر را اندازه بگیریم می توانیم این اطلاعات جدید را هم روی همان صفحه نمایش دهیم. این



در نمایشگرA- اسکن محور افقی معرف عمق و محور عمودی معرف دامنه سیگنال بازتابی بود. اما در روش B- اسکن همه این اطلاعات روی محور افقی خلاصه می شود. محور افقی در اینجا معرف عمق است و دامنه سیگنال بازتابی به وسیله میزان روشنایی هر نقطه نمایش داده می شود. به این ترتیب محور عمودی نمایشگر B- اسکن برای نشان دادن اطلاعات دیگری آزاد است.

کار به وسیله ابزاری به نام ترنسدیوسر مکانی انجام می شود. در این روش کاربر سر ترنسدیوسر را روی ناحیه ای از بدن بیمار قرار می دهد و آن را روی آن ناحیه حرکت می دهد. نقاط روشنی از هر امتداد روی صفحه نمایش به وجود می آید و از آنجایی که صفحه نمایش اطلاعات هر امتداد را برای مدت زیادی نگه می دارد.، اطلاعات حاصل از همه امتدادها روی صفحه نمایش باقی می ماند

و کاربر می تواند همه آن ها را به ما تصویر دو بعدی مقطعی دهد.

کاربرد B- اسکن

امروزه B- اسکن ها بسیار مورد استفاده قرار می گیرند. علت آن است که قسمت های زیادی از بدن توسط این روش قابل تصویربرداری است و تشخیص از روی تصویر دو بعدی حاصل از این روش آسان است.

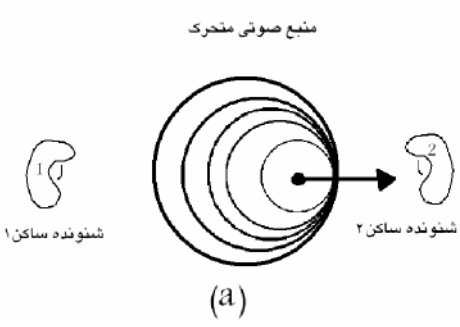
از B- اسکن ها در بررسی های تشخیصی چشم، کبد، پستان، قلب و جنین استفاده می شود. همچنین با B- اسکن می توان بارداری را در هفته پنجم تشخیص داد و اطلاعاتی درباره ناهنجاری‌های رحم به دست آورد.

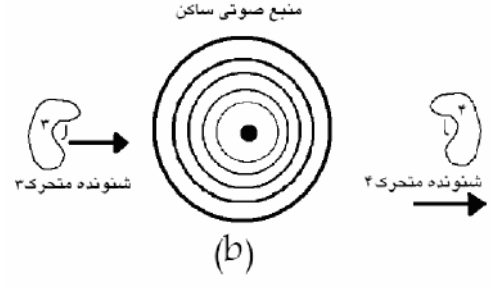
M-اسکن

M- اسکن برای تجزیه و تحلیل حرکت ارگانی از بدن مثل قلب هم از نظر کیفی و هم از نظر کمی به کار می رود. (Mگرفته شده از لغت Motion به معنی حرکت است). M- اسکن ترکیبی است از روش های A- اسکن و B- اسکن، این روش از این جهت شبیه B- اسکن است که روشنی نقاط روی صفحه نمایشگر بر طبق دامنه پژواک های رسیده شده به ترنسدیوسر مدوله می شود و از این جهت شبیه A- اسکن است که ترنسدیوسر ثابت است و پژواک ها تنها از یک امتداد جمع می شوند و سیگنال های مربوطه روی محور افقی نمایشگر ظاهر می شوند. اما در روش M- اسکن با اعمال یک ولتاژ الکتریکی، باعث می‌شویم که رد موجود روی اسیلوسکوپ به طور عمودی و به صورت تابعی از زمان حرکت داده شود.

بنابراین در لحظه‌های مختلف اطلاعات یک بعدی از ارگان مورد نظر گرفته می‌شود و تصویرها پشت سر هم روی صفحه نمایشگر ظاهر می‌شود. پس هر حرکتی منجر به تغییر مکان نقاط روی صفحه نمایشگر نسبت به حالت قبلی می‌شود و به این ترتیب می‌توان متوجه حرکت آن ارگان شد. شکل بالا طرح ساده‌ای از این روش را نشان می‌دهد.

در شکل a روابط زیر برقرار است:





برای شنونده ۱: $f_1 = f_0\left(\frac{c}{c+v}\right)$

و این بدین معنی است که شنونده فرکانس پایین‌تری را می‌شنود.

برای شنونده ۲: $f_2 = f_0\left(\frac{c}{c-v}\right)$

و این بدین معنی است که شنونده فرکانس بالاتری را می شنود.

در شکل b روابط زیر برقرار است:

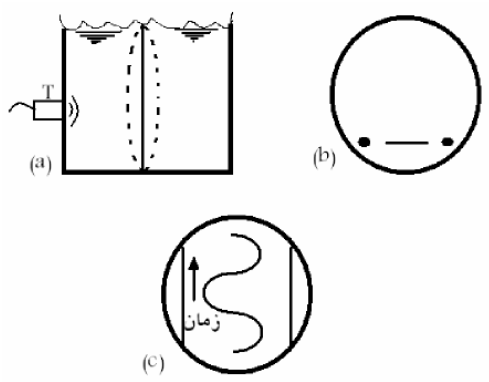
برای شنونده ۳: $f_3 = f_0\left(\frac{c+v}{c}\right)$

و این بدین معنی است که شنونده فرکانس بالاتری را می شنود.

برای شنونده ۴: $f_4 = f_0\left(\frac{c-v}{c}\right)$

و این بدین معنی است که شنونده فرکانس پایین تری را می شنود.

از آنجایی که محور افقی برحسب عمق است، میزان جابجایی ارگان از روی میزان جابجایی افقی نقاط مستقیما قابل اندازه‌گیری است و از آنجایی که محور عمودی در واحدهای زمانی داده می‌شود، سرعت حرکت ارگان به صورت کمی قابل اندازه‌گیری است. شکل زیر طرح ساده‌ای از این روش را نشان می‌دهد.



شکل (a) ترنسدیوسری را نشان می‌دهد که در نقطه‌ای ثابت شده است و از خود یک پالس اولتراسوند به درون بشر دارای آبی که در آن یک سطح نوسانی قرار دارد ارسال می‌کند. در شکل (b) یک B- اسکن استاندارد می‌بینیم که حرکت سطح نوسانی را روی نمایشگر اسیلوسکوپ نشان می‌دهد. هنگامی که رد موجود روی اسیلوسکوپ به طور عمودی و به صورت تابعی از زمان حرکت داده می‌شود، نمایش حرکت سطح نوسانی را که به صورت M- اسکن است در شکل (c) می‌بینید.

مقایسه ای با رادیولوژی

خطر کاربرد روش تصویر برداری با اشعهx مربوط می شود به دز اشعه به کار گرفته شده و باید بررسی کرد که بهره ای که از بکارگیری این روش حاصل می شود بیشتر است یا خطر آن. این به خصوص در مورد بیمار های زنان و زایمان صدق می کند. چون اشعهx برای سلول هایی که در حال تقسیم هستند مضر است.

اما اولتراسوند روش کاملاً ایمنی است. حتی برای تصویر برداری از زنان باردار در توان‌های پایین، استفاده از آن ایجاد خطر نمی کند و تنها درتوان های بالاست که بعضی از سلول ها تخریب می شوند.

تفاوت عمده دیگر این دو روش مربوط می شود به ویژگی قسمتی که می خواهیم از آن تصویر برداری کنیم. اشعهx بسته به چگالی الکترون ها که در مسیر حرکت پرتو از منبع تا صفحه فیلم، قرار دارند که جذب و همچنین پراکنده می شود. به همین علت نواحی که چگالی زیادی دارند مثل استخوان از نواحی کم چگال مثل ماهیچه به خوبی تمیز داده می شوند. ولی متاسفانه اشعهx تمایز چشم گیری بین بافت های نرم متفاوت قائل نمی‌شود. برای مثال یک تومور نرم اگر داخل یک ارگان نرم قرار گرفته باشد، ممکن است به سختی دیده شود. در حالی که اولتراسوند به طور جزئی از هر مرز بین دو محیط بازتاب می یابد. بنابراین، این روش در مورد بافت های نرم حساسیت بیشتری نسبت به روش اشعه x دارد. به این نکته نیز باید توجه کرد که به وسیله اولتراسوند نمی توان از نواحی استخوانی یا نواحی که هوا در آن ها هست مثل ریه ها عکس برداری کرد.

با توجه به خطرات شناخته شده کمی که پرتوهای اولتراسوند دارند، در بسیاری از کاربردهای تشخیصی مورد استفاده قرار می گیرند. کاربردهای زنان و زایمان و مناطقی که نباید به آن ها اشعه یونیزه کننده تابش شود، از موارد مهم استفاده از اولتراسوند می‌باشند.

از مهمترین مشکلات دستگاههای اولتراسوند، ،ایرادهای مربوط به پروب آنها می باشد(پروب قسمتی است که شامل پیزوالکتریکهای فرستنده و گیرنده می گردد.)به خاطر استفاده از ژل جهت انطباق امپدانسی و نشت آن به مرور زمان به داخل پروب و ایجاد فاصله هوایی، سیگنال دریافتی بسیار ضعیف بوده و به همین دلیل قابلیت تشخیصی را پایین می آورد.

جریان سنج داپلر

تا اینجا تنها به مبحث تصویربرداری از بدن به وسیله اولتراسوند پرداختیم. کاربرد مهم دیگر اولتراسوند اندازه‌گیری سرعت سیالات در حال حرکت در بدن، مثل خون است.

در بررسی‌های اولیه در باره صوت در سال ۱۸۰۰میلادی، فیزیکدانان دریافتند که منبع صوتی با بسامد f به سوی شنونده‌ای حرکت کند، یا شنونده به سوی آن حرکت کند، بسامد بالاتری توسط شنونده دریافت می شود. همچنین اگر منبع و شنونده از هم دور شوند فرکانس دریافت شده توسط شنونده کمتر از f است. این تغییر بسامد را جابجایی داپلر می‌نامند.

هنگامی که منبع صوت و شنونده به هم نزدیک می‌شوند امواج صوتی بازتر می‌شوند و در نتیجه بسامد پایین تر از f شنیده می‌شود. میزان تغییر فرکانس بستگی به سرعت منبع و گیرنده نسبت به هم دارد.

بنابراین با آگاهی از بسامد منبع f و اندازه‌گیری بسامد دریافتی توسط شنونده، می‌توان سرعت حرکت منبع صوت یا شنونده را تعیین کرد. این روش برای اندازه‌گیری سرعت موشک‌ها استفاده شده است به این صورت که موشک یک بسامد رادیویی را دریافت می‌کند و سپس دوباره آن را به منبع فرستنده بر می‌گرداند. این منبع با مقایسه فرکانس دو سیگنال اولیه و دریافتی سرعت نسبی موشک را تعیین می‌کند. به همین ترتیب می‌توان سرعت اجسام متحرک یا سیالات درون بدن مانند خون را به دست آورد. اگر گلبول‌های قرمز درون یک سرخرگ، هنگام دور شدن از یک منبع صوتی، پیوسته پرتوی از اولتراسوند را دریافت کنند، بسامدی که از خون شنیده می‌شود، پایین‌تر از بسامد اولیه است. خون پژواک‌هایی را که می‌گیرد ، برمی‌گرداند در این حالت خون یک منبع صوتی است که از آشکارساز دور می‌شود. به همین دلیل باز هم تغییر دیگری در فرکانس به سمت بسامد پایین‌تر خواهیم داشت. آشکارساز یک سیگنال بازتابی را دریافت می‌کند که دچار جابجایی داپلر دوگانه شده‌است. زمانی که خون با زاویه θ نسبت به جهت موج‌های صوتی حرکت کند، تغییر بسامد F_a عبارت است از:

$$F_a = \frac{2F_0 \times V \times Cos\theta}{v} \quad (۹)$$

F_0 بسامد موج اولتراسوند اولیه، V سرعت خون، v سرعت صوت و θ زاویه بین راستای Vوv است. با دانستن F_a،F_0،v می‌توان سرعت خون را به دست آورد.

از پدیده داپلر همچنین در تشخیص حرکت قلب جنین، بند ناف و جفت برای بررسی حیات جنین استفاده می‌شود.

فصل پنجم:
تجهیزات کلینیکی و بیمارستانی

چراغهای سیالیتیک:



این دستگاه به عنوان منبع نوری در هنگام اعمال جراحی به کار می‌رود و جهت کم کردن سایه و اغتشاشات رنگی در ناحیهٔ جراحی می‌باشد که می‌تواند برای مدت زمانی طولانی جهت تابش به کار رود بدون اینکه ایجاد گرمای بیش از حد کند و یا اینکه موجب ناراحتی و یا خشکی بافت در ناحیهٔ جراحی گردد.

چراغ اتاق عمل شامل مواردی از قبیل یک یا چند قمر نورانی (دارای منبع نور سرد) وبازوهای اتصالی (این بازوها توانایی انجام حرکات عمودی و یا دایروی را برای قمرها به وجود می‌آورند.) و یک دستهٔ قابل استریل شدن همراه با یک ریل منحنی شکل (جهت ایجاد موقعیت مناسب مکانی برای قمرها) و صفحه‌های فوکوس با قابلیت کنترل می باشد. منابع ولتاژ مورد نیاز برای راه‌اندازی لامپها، برق شهر بوده که توسط ترانسهای کاهنده و یکسو نمودن آن، برق ورودی هر لامپ را به صورت موازی با لامپهای دیگر تأمین می‌نمایند. در چراغهای اتاق عملی که به صورت متحرک به کار می روند تعدادی باطری ذخیرهٔ انرژی نیز جهت زمانهای قطع برق شهر موجود خواهد بود. لازم به ذکر است که منابع تغذیهٔ DC امروزی بیشتر به صورت تغذیهٔ سوئیچینگ می‌باشند.

میزان تابش توسط واحد لوکس (LUX) اندازه‌گیری می‌گردد که میزان این تابش جهت مطالعه یا فعالیتهای عمومی بینایی در حدود (۲۱۵۰LUX-۲۱۵) می‌باشد. از دیدگاه مهندسی تابش مورد نیاز جهت انجام اعمال جراحی حدود ۲۷۰۰۰LUX در هنگامی است که چراغها در موقعیت مکانی یک متر بالای ناحیهٔ جراحی قرار گرفته باشند.این در حالی است که بعضی از جراحان تابش حدود۳۷۵۰۰LUX را مطمئن‌تر قلمداد می‌کنند.

یکی دیگر از مواردی که در طراحی لامپها در

نظر می‌گیرند، گرمای رنگ نور می‌باشد که با واحد کلوین (K) معین می‌گردد. نور خورشید در هنگام ظهر گرمای رنگی در حدود (۵۰۰۰-۶۰۰۰K) دارد.محدودهٔ قابل قبول برای لامپهای اتاق عمل (۳۵۰۰-۶۷۰۰K) می‌باشد.

چراغهای اتاق عمل همچنین دارای قابلیت حذف سایه توسط صفحات انعکاس دهنده می‌باشند و کلیهٔ لامپها دارای خاصیت فوکوس با بیشترین تابش در نقطهٔ مورد نظر می‌باشند. این خاصیت این امکان را به ما می‌دهد که بدون تغییر لامپ محدودهٔ (۱۰-۱۲۰inch) را با نسبت تابش یکسان روشن نمائیم.

جهت کاهش آثار حرارتی مخرب نیز از فیلترها و منعکس کننده های ویژه‌ای در این دستگاه بهره گرفته شده است.

لامپهای به کار رفته به طور عمومی، لامپهای هالوژن ـ تنگستن یا زنون می‌باشند که لامپهای زنون از قیمت بالاتری برخوردار بوده ولی در یک وات مصرفی یکسان تابش بیشتری را دارا می‌باشند. در بعضی از مدلهای چراغهای اتاق عمل یک لامپ به صورت ذخیره تعبیه گردیده است که در صورت ایجاد مشکل برای لامپهای در حال کار به طور خودکار جایگزین لامپ معیوب می‌گردد.

معمولترین اشکالاتی که برای این دستگاه به وجود می‌آید به قرار زیر می‌باشد:

- سوختن لامپ که در هنگام تعویض لامپ می‌بایست توجه شود تا چربی روی انگشتها به روی لامپ نیافتد زیرا هم موجب اغتشاش در نور خروجی و هم سوختن پیش از موعد لامپ می‌گردد.
- قطع و یا اتصال کوتاه مسیرهای ارتباطی الکتریکی یا الکترونیکی که در اثر حرارت ناشی از نور لامپ یا عبور جریان بیش از حد از این مسیرها به وجود می‌آید.
- معایب مربوط به منبع تغذیه که به اشکال مختلف مثل سوختن ترانس دیودها و یا ایراد در قطعات دیگر بروز می کند.

ونتیلاتور



ونتیلاتورها با ایجاد مکش مصنوعی هوا باعث کمک به تنفس بیمارانی می شوند که به علت بیماری، تروما یا مصرف داروئی در زمینه تنفس و دم و بازدم هوا مشکل دارند. در بیشتر ونتیلاتورهای مکانیکی، منبع فشار مثبت، هوا را به داخل ششهای بیمار برای کمک در امر تبادل گازها، می فرستد. عمل کمک رسانی تا زمانی ادامه می یابد که تنفس بیمار بتواند به وضعیت عادی خود برگردد. هوا از طریق یک سری لوله ها تقسیم می شود. فشار داخل ششها متناسب با حجم گاز افزایش می یابد. در مدلهای فرکانس بالا، ونتیلاتور از یک فشار مثبت جهت انتقال هوا و تنفس با فرکانسهای بالاتر از نرخ تنفس استفاده می کند (مثلاً ۱۰۰ الی ۱۵۰ تنفس در دقیقه). از این دستگاهها برای بیمارانی که تحمل فشار هوای تهویهٔ معمولی را ندارند استفاده می شود. همچنین از آنها در زمانی که نیاز به یک فضای بی حس در اطراف نواحی عبور هوا می باشد، استفاده می گردد.

عملکرد سیستم:

یک ونتیلاتور عموماً از یک مدار تنفسی، یک سیستم کنترل، یک منبع گاز و ابزار گرمایش و ایجاد رطوبت در هوای پخش شده و مونیتورها و آلارم ها تشکیل گردیده است. بیشتر ونتیلاتورها توسط یک میکروپروسسور کنترل می شوند و باعث تنظیم فشار حجم یا نرخ جریان هوا و فشار مثبت مربوطه خواهند شد. یک سری مدارات واسطه نیز در داخل سیستم به نحوی قرار می گیرند که اطلاعات مربوط به تنظیمات کنترل، متغیرهای نمایش داده شده و وضعیت آلارم ها به مونیتور کنار تخت منتقل شوند. بسیاری از ونتیلاتورها دارای سیستم کنترل برقی و کمپرسورهای هوایی می باشند. برق از طریق یک باطری یا برق شهر

تأمین می شود. برق باطری برای تهویه های کوتاه مدت مثل نقل و انتقالات داخل بیمارستانی بیمار، استفاده می شود. برخی از انواع دستگاهها،گاز (ترکیب هوا و اکسیژن) را از طریق یک خروجی که عموماً حدود ۵۰ پوند در هر اینچ مربع (psi) گاز تولید می کند، دریافت می کنند. جریان گاز به بیمار را می توانیم توسط یک شیر پنوماتیک کنترل نمائیم.

در برخی از مدلها فشار ۵۰Psi را به یک فشار پایین تر تنظیم کرده و سپس تنفس بیمار را از طریق اجزاء ونتوری مربوطه کنترل می کنند. برخی از انواع ونتیلاتورها، هوا و اکسیژن را در داخل ترکیب می کنند در حالی که مدلهای دیگر نیاز به ترکیب کننده های خارجی دارند. در طول انتشار گاز تنفسی، یک شیر خروجی بسته خواهد شد تا فشار داخل مسیر تنفسی و ششها را تثبیت کند. گاز از طریق مدار تنفسی قابل انعطاف به بیمار می رسد. برخی از انواع ونتیلاتورها که برای موارد بحرانی به کار می روند از مسیرهای دو لایه که از پلاستیکهای موج دار ساخته شده اند جهت انتقال گاز به بیمار از یک لایه و جهت دریافت هوای بازدم از بیمار از طریق لایهٔ دوم استفاده می کنند. در طول فرآیند تزریق یک شیر خارجی یا داخلی جهت حفظ فشار بسته خواهد شد. بعد از فاز تزریق، گاز از طریق این شیر به هوای مجاور می رود. مدار تنفس همچنین دارای اماکنی می باشد که در آنجا هوای پخش شده گرم یا مرطوب شده و فشار هوا نمایش داده می شود همچنین در یک قسمت آب کندانسه شده جمع آوری می‌شود. برخی از مدلها دارای سنسورهائی در داخل ونتیلاتور یا مدار تنفس هستند که فشار هوا یا جریان را اندازه گرفته و یک مسیر برگشتی برای تنظیم مقدار خروجی را ایجاد می کنند.

کنترلها:

کنترلها برای انتخاب تنفس و پارامترهای تهویه (مثل نرخ تنفس) مورد استفاده قرار می‌گیرند. جهت تنظیم و تعیین الگوهای تنفسی یک ونتیلاتور می توان چندین پارامتر را به صورت جداگانه تنظیم نمود. مانند طول تنفس ، فاز تنفس، نرخ تنفس مکانیکی ، نسبت زمان تزریق به زمان تخلیه (I/E) ، شکل موج، حجم جریان، حجم تنفس در دقیقه، جریان تزریق، فشار پیک جریان و فشار مثبت فاز نهائی بازدم (PEEP) .

کنترل دستی تنفس این امکان را فراهم می‌کند تا کاربر تا زمانی که احساس نیاز نماید به کار تنفس مصنوعی بیمار ادامه دهد و در موقع لزوم فرآیند را قطع نماید. ونتیلاتورها دارای یک فشار هوای مثبت متوالی (CPAP) و کنترلهـــای (PEEP) تنظیم شده یک جریان محدود شده شیر تخلیه می‌باشند. CPAP یک فشار هوائی مثبت متوالی را در مسیر تنفس در زمان دم و بازدم بیمار فراهم می‌کند. CPAP برای بیمارانی به کار می‌رود که قابلیت تنفس خودبخود را دارا باشند و نیازمند به حمایت کامل دستگاه ونتیلاتور نباشند، پارامتر(PEEP) نیز امکان حفظ حجم شش و جلوگیری از کوچک شدن حجم آن را فراهم

می‌کند. افزایش پارامتر(PEEP) عموماً جهت افزایش اشباع اکسیژن درون‌رگی بدون افزایش درصد اکسیژن تزریق‌شده استفاده می‌گردد. اگرچه افزایش بی‌رویه و بیش از اندازه پارامتر (PEEP) نیز می‌تواند عوارض و خطراتی را داشته باشد. پارامتر I/E بیانگر نسبت دم به بازدم یک تنفس می باشد. در حالت کلی زمان بازدم از زمان دم طولانی تر است (مثلاً ۱/۲) با این وجود نسبت معکوس را می توان در مواقعی که نیاز است زمان تزریق یا دم از زمان بازدم بیشتر شود استفاده کرد. برخی از ونتیلاتورها در زمان رسیدن به حالت معکوس سیگنالی می فرستند ولی در برخی دیگر اصلاً مد معکوس وجود ندارد. ونتیلاتور را می توان برای کنترل نفسهای بلند نیز استفاده نمود. چنین کنترل کننده ای عموماً دستی بوده و برای انتشار حجم هوای تنفس در یک نفس عمیق،در زمان ضرورت استفاده می شود.همچنین یک سری کنترلهائی نیز جهت تنظیم شکل موج وجود دارند. شکل موجهای رایج موجود در ونتیلاتورها عبارتند از: مربعی، صعودی، نزولی، سینوسی. با این وجود برخی از مدلهای جدید امکان تنظیم زمان صعودی انتشار موج را به کاربر می دهند. چنین تنظیماتی این امکان را می دهند تا کاربر حجم و فشار تنفس را با حفظ نرخ و جریان تنفسی افزایش دهد و این کار باعث آسایش بیشتر بیمار می گردد.

مدهای کاری دستگاه:

ونتیلاتورها دارای چندین مد کاری مختلف هستند تا بتوانند امکان تطبیق عملکرد دستگاه با نیازهای بیماران را فراهم نمایند. هر مد کاری دستگاه بیانگر متغیرهایی است که ونتیلاتور تحت مقادیر آنها کار کرده و الگوریتمی را جهت راه‌اندازی و خاتمهٔ مکانیزم تنفس به کار می‌برد. مدهای مختلف می‌توانند برحسب شرایط بیمار و قابلیت تنفس، امکان تنفس کامل یا نسبی کمکی توسط ونتیلاتور را برای بیمار فراهم آورند. مد نامتناوب امکان حمایت کامل تنفسی برای بیماری را که امکان تنفس خودبخود را ندارد فراهم می‌آورد. در این مد ونتیلاتور تنفس‌های اجباری را در زمانها و پریودهای تعریف شده ایجاد کرده و امکان تنفس خودبخود به بیمار را نمی‌دهد. در این مد بیمار باید در حال بیهوشی کامل بوده و امکان تنفس خودبخود را نداشته باشد. مدهای Assist/controlled نیز امکان حمایت کامل بیمار توسط دستگاه ونتیلاتور را با ایجاد تنفس کمکی فراهم می‌آورند. این مدها در زمانی که سیستم احساس کند کاربر امکان تنفس مناسب را ندارد فعال می شوند. این مد برای بیمارانی استفاده می شود که در تنفس مشکل دارند ولی قدرت شروع یک تنفس را دارند. بیشتر ونتیلاتورها دارای مد کاری دیگری به نام volume/pressure یا حجمی_فشاری هستند. این مُد برای حمایت کامل یا نسبی بیمار توسط دستگاه ونتیلاتور استفاده می‌شود. مد حجمی کنترل شده جهت اطمینان از مناسب بودن حجم تنفسی گسیل دَم استفاده می‌شود. این مُد عموماً برای افراد بالغ مورد استفاده قرار می‌گیرد. مد فشار کنترل شده، فشار

هوا را برای رسیدن به یک مقدار مناسب تنظیم می نماید. این مد عموماً برای کودکان استفاده می شود. با این وجود در برخی موارد از آن برای بیماران بالغ نیز استفاده می گردد. در مدلهای جدیدتر از ترکیبی از دو مُد فشار و حجم استفاده می شود.

مونیتورها و آلارمها:

دستگاههای ونتیلاتور دارای مونیتورها و آلارم ها برای آشکارسازی مشکلات مربوطه و بیان وضعیت لحظه به لحظه بیماران، برای نمایش پارامترها و تنظیمات مختلف دستگاه و کاهش خطای احتمالی می باشد. متغیرهای مختلفی که بر روی ونتیلاتور نمایش داده می شوند عبارتند از:

۱) فشار هوا و نمودار مربوطه شامل پیک، میانگین و فشار مبدأ

۲) نرخ تنفس خودبخود و مکانیکی

۳) نسبت I/E

۴) میزان اکسیژن

۵) میزان حجم تنفس خروجی (مکانیکی و خودبخود)

مونیتورهای جدیدتر قابلیت های بیشتر و امکانات گرافیکی بالاتری دارند. نمودارهای ترسیم شده در این مونیتورها شامل نمودار فشار، حجم و جریان هوا می باشد. مونیتورهای گرافیکی این امکان را برای کاربر فراهم می کنند تا تنظیمات پارامترهای دستگاه را مشاهده و بهینه نمایند. از آنجا که ممکن است نتایج تهویه مکانیکی نادرست،نامحسوس باشند، دستگاه دارای یک سری سیگنالهای قابل شنیدن و آلارم های تصویری برای آگاه کردن اپراتور از وضعیت بیمار می باشد. بیشتر ونتیلاتورها دارای آلارم هایی برای نرخ بالا یا پائین تنفس یا فشار و ایراد فنی در دستگاه،دشارژ شدن باطری و ... می باشند. برخی از مونیتورها دارای آلارم های فشار مرجع می باشند به طوری که پائین بودن فشار مرجع نشاندهنده کمی PEEP و بالا بودن فشار مرجع نشاندهنده افزایش و بالا بودن پارامتر PEEP می‌باشد. کمی PEEP منجر به تأخیر نامطلوب در اشباع اکسیژن و زیادی آن باعث عدم تنفس صحیح و کامل خواهد شد. در صورت قطع مدار تنفسی یک آلارم مخصوص دیگر شنیده خواهد شد. همچنین کمی برق دستگاه یا کم بودن گاز منبع دستگاه یا هر عامل مشکل ساز دیگر منجر به صدور آلارم مخصوص خواهد شد. برای جلوگیری از صدمه دیدن بیمار تا زمان پاسخگویی به آلارم ها، ونتیلاتورها دارای یک سری سیستمهای ایمنی مثل قابلیت حفظ فشار در یک سطح استاندارد می باشند. در زمانی که دستگاه ونتیلاتور احساس کند که تلاش بیمار برای تنفس ناموفق می باشد، به تنفس مصنوعی و اجباری خواهد پرداخت.

سیستمهای ارتباطی:

بیشتر ونتیلاتورها دارای سیستمهای ارتباطی برای برقراری ارتباط با دستگاههای جانبی مثل یک ثبات، مونیتور کنار تخت یا سیستمهای اطلاعاتی

می باشند. تمامی سیگنالهای مربوطه از طریق این سیستمهای ارتباطی انتقال پیدا می کنند. در برخی از دستگاهها سیستمهای ارتباطی باعث اتصال ۲ ونتیلاتور به یکدیگر می شود.

رایج ترین مشکل کار با دستگاه خطر ابتدا به سینه پهلوی ناشی از ونتیلاتور یا VAP می‌باشد. به طوری که استفاده ممتد و طولانی مدت از ونتیلاتور باعث بروز چنین مشکلی خواهد شد ولی اجرای روشهای کنترل عفونت در مسیرهای تنفسی دستگاه باعث کاهش این خطرات خواهد شد.

مشکلات رایج دستگاه:

یکی از رایجترین مشکلات دستگاه ونتیلاتور نشت هوا می باشد. مشکلات اساسی بعدی دستگاه قطعی اتصالات و کانکتورهای دستگاه به بیمار به علت عدم نصب صحیح آنها ،می باشد که برای جلوگیری از این امر باید آموزش صحیح کار با دستگاه به اپراتور داده شود. با توجه به ارتباط مستقیم دستگاه با جان بیمار باید اپراتور حتماً با نحوه کار صحیح و آلارم های احتمالی دستگاه آشنائی کامل داشته باشد.

پالس اکسی متر:





در شرایطی که بخواهیم بر میزان اکسیژن داخل خون نظارت داشته باشیم، باید بتوانیم میزان درصد اشباع هموگلوبین با اکسیژن (Oxygen Saturation) شریانی را به صورت مداوم مانیتور کنیم. نمایش مداوم این مقدار با پالس اکسی متر، آشکار سازی هیپوکسی (کمبود اکسیژن) یا هایپراکسی (افزایش اکسیژن) را سریع‌تر از نمونه‌گیری خونی انجام می‌دهد. در نتیجه، اثرات تغییر اکسیژن درمانی سریعتر تشخیص داده می‌شود و در شرایط معین، تعداد دفعات توسط یک دستگاه پالس اکسی متر میزان درصد اشباع هموگلوبین با اکسیژن ($SaturationO_2$) و نرخ ضربان قلب،به دفعات،به صورت غیر تهاجمی قابل اندازه‌گیری است. هموگلوبین در داخل خون به شکل‌های مختلفی وجود دارد، یکی از این شکل‌ها به صورت باند شده (ترکیب شده) با اکسیژن است که به صورت درصد اشباع هموگلوبین با اکسیژن مطرح میشود. حد طبیعی این میزان در حدود ۹۹-۹۶ درصد است، معمولاً ۱۰۰٪ نداریم مگراینکه اکسیژن درمانی کنیم. این میزان با کاهش PaO_2 فشار جزئی اکسیژن خون شریانی کاهش می‌یابد، به طوریکه در بیمارانی که PaO_2 کمتر از ۵۰mmHg است، درصد اشباع هموگلوبین با اکسیژن با سرعت خیلی زیاد کاهش می‌یابد.

اکسیژن سنجی یا پالس اکسی متری با قرار دادن یک سنسور بر بستر عروق دارای شریانچه‌های نبض دار میسر میشود. این کار توسط یک سنسور نوری که در روی عروق شریانی نبض دار قرار می‌گیرد، انجام می شود (معمولاً روی انگشت شخص قرار می گیرد). و در یک طرف دو LED که فرستنده امواج نوری هستند، قرار داشته و در طرف دیگر یک فتودیود که گیرنده امواج است قرار می‌گیرد. منابع نوری LED هایی هستند که نور را در دو طول موج

مختلف منتشر می‌کنند و آشکار ساز نوری در واقع یک فتودیود است. (فتودیود با جذب فوتون الکترون آزاد کرده و با یک تناسب غیر خطی به اندازه‌گیری کمیتی که می‌خواهیم کمک می‌کند.) استخوان، بافت رنگدانه‌ها و عروق سیاهرگی به طور طبیعی مقدار ثابتی از نور را در مدت زمان تابش نور، جذب می‌کنند. بستر غنی از شریانچه‌ها بطور عادی ضربان دار بوده و مقادیر متغیری از نور را در حین سیستول و دیاستول جذب می‌کنند. زیرا حجم خون کم و زیاد می‌شود.

از آنجایی که هموگلوبین ترکیب شده با اکسیژن و خود هموگلوبین نور را به شکل انتخابی و نسبی جذب می‌کنند، مقدار این ترکیبات به وسیله اندازه‌گیری شدت طول موجی که ازآنها عبور می‌کند، محاسبه می شود. در واقع دو طول موج ۶۶۰ نانومتر (در رنج امواج قرمز) و ۹۳۰ نانومتر (امواج مادون قرمز) از طریق دو LED منتشر می‌شود. هموگلوبین ترکیب شده با اکسیژن که قرمز است، نور مادون قرمز را جذب کرده و هموگلوبین ترکیب نشده با اکسیژن نیز که آبی رنگ است امواج نور قرمز را جذب می‌کند. در واقع دو نوع طول موج نوری از LED ها منتشر شده و پس از عبور از بافت در طرف دیگر توسط فتودیود جذب و میزان شدت نور به یک سیگنال الکتریکی تبدیل می‌شود که در واقع این سیگنال ورودی دستگاه جهت آنالیز است. این آنالیز توسط بردهای الکترونیکی و میکروپروسسورها انجام می‌شود و نسبت نور جذب شده در سیستول و دیاستول به عنوان مقدار اندازه‌گیری شده اشباع اکسیژن خون(SPO ۲) اندازه‌گیری می‌شود.

میزان نرخ ضربان قلب از روی مقدار ضربان شریان اندازه‌گیری می‌شود.

البته برخی از مدلهای پالس اکسی متر، توسط کابلی که برای آشکارسازی سیگنال ECG تعبیه شده است، این سیگنال را نیز نشان می‌دهد.

اشکالات دستگاه پالس اکسی متر و اهمیت عملکرد صحیح آن (کالیبراسیون)

از آنجایی که این دستگاه در بخش‌های حساس و ویژه بیمارستان نظیر اتاق عمل و CCU,ICU,NICU مورد استفاده قرار می‌گیرد، صحت عملکرد آن دارای اهمیت ویژه‌ای است چرا که خروجی این دستگاه پایه‌ای در تشخیص و درمان بیمار است. عمده مشکلات این دستگاهها مربوط به سنسور آن و فرستنده‌ها و گیرنده نوری آن است.(به مجموعه سنسور و فرستنده‌ها و گیرنده نوری به همراه کابل و سوکت مربوطه ،پروب پالس اکسی متر گویند.)ایرادات مربوط به منبع تغذیه در مرحله دوم می باشند ضمن اینکه خود دستگاه نیز در قسمت تولید طیف مورد نظر نور و آشکارسازی و تحلیل آن، ممکن است دچار اشکال شود.

از مواردی که کاربران باید به آن توجه داشته باشند، استفاده صحیح سنسور است. چون در غیر این صورت داده ها دقیق نخواهد بود. (لذا در بعضی موارد به علت عدم دقت کاربران،

اطلاعات ناقص و اشتباه از این دستگاه گرفته می‌شود.) سنسور SPO ۲ نباید در معرض ترکیبهای نوری شدید قرار گرفته یا در آب، حلال‌ها و دیگر محلولهای پاک کننده فرو رود، چرا که این سنسورها ضد آب نیستند. این سنسور نباید با اشعه، بخار یا گاز اتیلن اکساید استریل گردد. متاسفانه در بعضی موارد، این سنسور در معرض نورهای شدید مانند لامپهای اتاق عمل (به ویژه آنهایی که دارای منبع نور گزنون هستند)، لامپهای بیلی روبین، نور شدید فلورسنت،لامپهای گرمایش مادون قرمز یا نور مستقیم خورشید قرار می‌گیرد و اگر در این مواقع کاربران به این مساله توجه نکنند، اطلاعات ناقص و اشتباه ، مبنای تشخیص قرار می‌گیرد. بنابراین آگاهی از عملکرد دستگاه و تست آن دارای اهمیت می باشد.

الکتروشوک



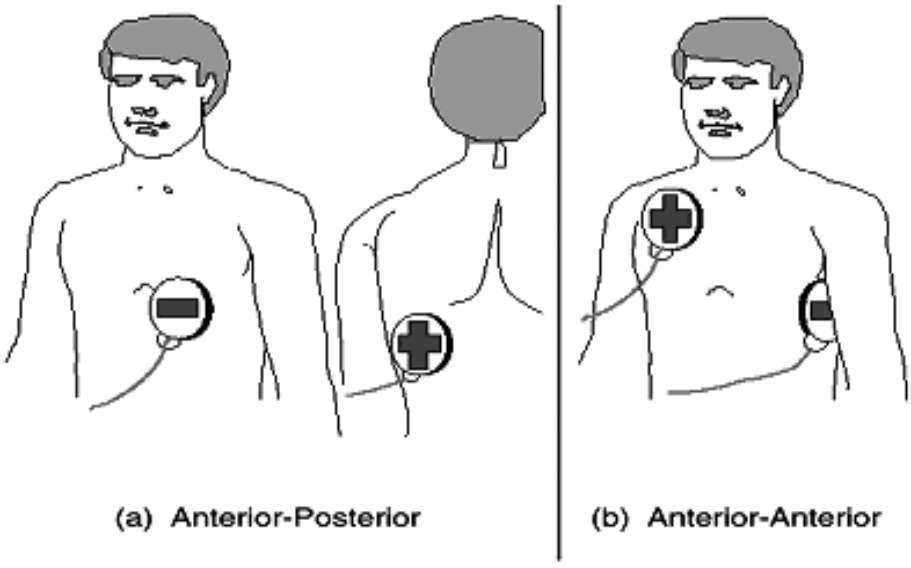
فیبریلاسیون نتیجه انقباض ناهماهنگ ماهیچه قلبی می باشد. در فیبریلاسیون بطنی امواج الکتروکاردیو گرام (ECG) فوق العاده غیر عادی است و معمولا" هیچگونه ریتمی را از هر نوع که باشد، نشان نمی‌دهد. در مراحل اولیه فیبریلاسیون بطنی توده نسبتا بزرگی از عضله بطور همزمان منقبض می‌شود و موجب پیدایش ولتاژهای قوی اما نامنظم در الکتروکاردیو گرام می‌شود. ولتاژ امواج الکترو کاردیو گرام در فیبریلاسیون بطنی هنگامی که فیبریلاسیون بطنی شروع می‌شود، معمولا حدود نیم میلی ولت است، اما این ولتاژها به سرعت کاهش می‌یابد.در هنگام فیبریلاسیون بطنی یک جریان الکتریکی بسیار قوی که برای یک فاصله کوتاه زمانی از بطنها عبور داده شود، می‌تواند با تحریک‌ناپذیر کردن تمام عضله قلبی بطور همزمان، فیبریلاسیون را متوقف کند. این عمل با عبور دادن یک جریان الکتریکی شدید از راه الکترودهایی که در دو سوی قلب قرار داده شده‌اند انجام می‌شود. جریان الکتریکی به درون قسمت اعظم فیبرهای عضلانی بطنها نفوذ و به این ترتیب عملا" تمام قسمتهای بطنها را به طور همزمان تحریک کرده و موجب تحریک‌ناپذیر شدن آنها می‌گردد. در این حال تمام ایمپالسها متوقف و قلب برای ۳ تا ۵ ثانیه در حال توقف باقی می‌ماند و بعد از آن مجددا" شروع به ضربان می‌کند. گره سینوسی دهلیزی به عنوان مرکز مولد ضربان عمل می‌کند. در هنگام فیبرلاسیون بطنی، میزان فلوی خون کاهش می‌یابد و این باعث مرگ فرد خواهد شد. اما در حالت فیبرلاسیون دهلیزی، خطر مرگ کمتر است. برای هردو حالت دفیبریلاتور DC مفید می باشد و اگر به موقع انجام بگیرد، مؤثر خواهد بود.

در الکترو شوک DC ، انرژی از ۵ تا ۴۰۰ ژول از طریق Padel منتقل می‌شود که میزان

انرژی با توجه به وضعیت و پوست بیمار تعیین می‌شود. ولتاژ مورد نظر بین ۱۰۰۰ تا ۶۰۰۰ ولت تغییرپذیر است و جریان ارسالی از فیبریلاتور نیز از یک تا بیست آمپر تغییر می‌کند. در هنگام عمل جراحی در حالتی که پالس فیبریلاتور مستقیماً به قلب بیمار منتقل می‌شود، میزان انرژی بین ۵ تا ۵۰ ژول کاهش می‌یابد. در یک الکتروشوک DC ، وقتی کلید در حالت on باشد، جریان از طریق دیود به خازن منتقل شده و منجر به شارژ خازن تا مقدار ماکزیمم میشود. اندازه ولتاژ Vp را با تغییر موقعیت اتو ترانس می‌توان تغییر داد.

پالس فیبریلاتور از طریق دو Padel که در ناحیه جناغ (Apex) و نوک قلب (Sternum)، بر روی پوست قرار می‌گیرند به قلب اعمال می‌گردد و در این حالت سوییچ در وضعیت دشارژ خازن می‌باشد. دو Padel دارای سطح فلزی با قطر ۸ تا ۱۰ سانتی متر میباشند. سوییچ دشارژ معمولا روی padel نصب می‌شود. دفیبریلاتور تنها در مواقعی که قلب دچار دفیبریلاسیون می‌شود، مورد استفاده قرار می‌گیرد.

طرز اتصال یک دیفیبریلاتور به بیمار در نمودار شماتیک زیر نشان داده شده است:



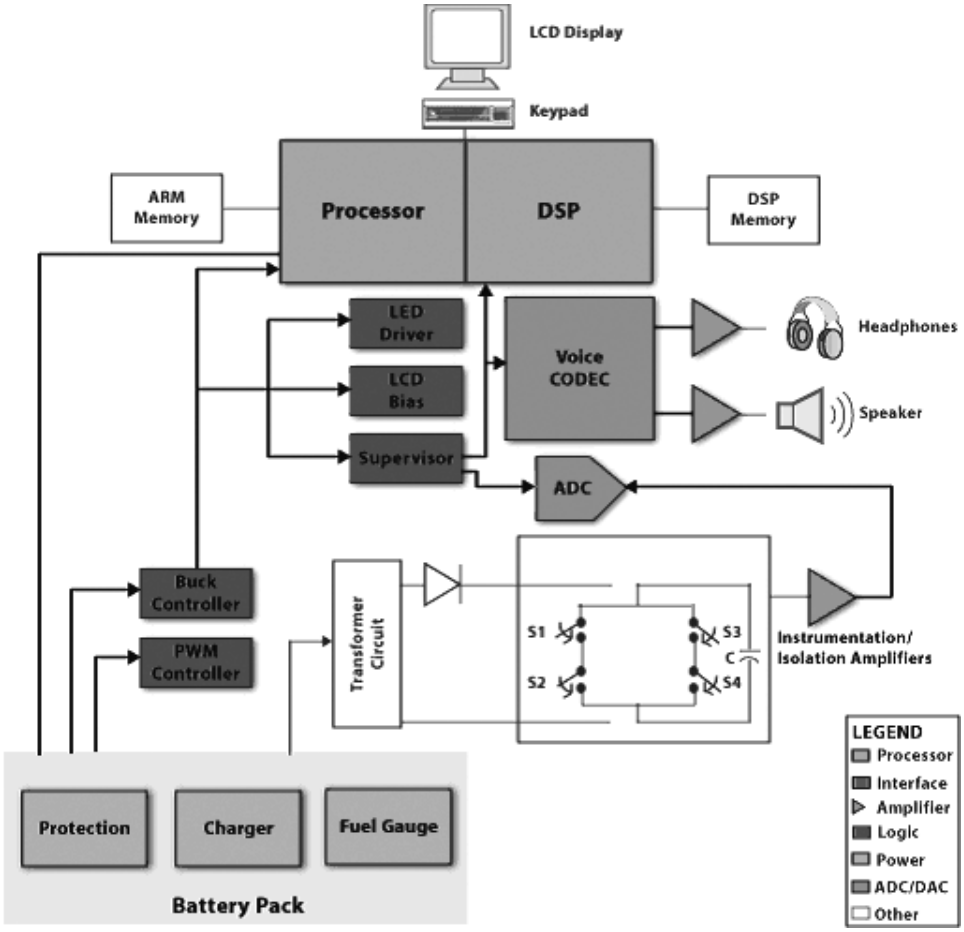
همانطور که از بلوک دیاگرام قابل مشاهده است، ECG به بیمار متصل می‌باشد و سیستم در دو وضعیت کار می‌کند.

۱ـ مد Defibrillator :

از این مد در صورتی استفاده میشود که بیمار مشکوک به فیبریلاسیون بطنی است. خروجی ECG روی حالت دفیبریلاتور سوییچ می‌گردد. آشکارساز QRS یک مدار آستانه می‌باشد. در صورتی که موج R موجود باشد از این آشکار ساز عبور می‌کند و در این حالت اگر پرستار سوییچ اعمال پالس را فشار دهد، چون موج R در واقع آشکار شده است (درفیبریلاسیون بطنی، موج P و کمپلکس QRS به صورت واضح قابل تشخیص نیستند، لذا وقتی موج QRS آشکار گردد به معنی آن است که فیبریلاسیون بطنی رخ نداده است، هیچگونه فیبریلاسیونی انجام نمی‌گیرد. فیبریلاسیون فقط در صورتی رخ می‌دهد که هم کلید شارژ فشرده شده باشد و هم آشکار ساز فیبریلاسیون،ورودی یک منطقی را برای گیت AND اعمال کند. آشکار ساز فیبریلاسیون فرکانس سیگنال ECG را جستجو می‌کند و در صورتی که این فرکانس از ۱۵۰HZ (فرکانس طبیعی قلب) بیشتر باشد، یک ورودی یک منطقی به گیت AND اعمال می‌کند.

۲ـ مد Cardioversion :

از این مد برای حالتی استفاده می‌شود که یک فیبریلاسیون دهلیزی تشخیص داده شده باشد. در اینصورت سیگنال خروجی ECG به سمت آشکار ساز QRS هدایت می‌شود (در این حالت در سیگنال ECG ، کمپلکس QRS مشخص است) و سیگنال ارسالی از آن به منظور انتقال پالس دفیبریلاتور به کار می‌رود. در حالت دفیبریلاسیون دهلیزی، بطنها با ۳۰ میلی ثانیه تأخیر به حالت دپلاریزه و یکنواختی می‌رسند و بدین ترتیب ضربان عادی بطنها مغشوش نخواهد شد. بنابر این تأخیر ۳۰ میلی ثانیه به کاربر، این امکان را می‌دهد که در زمان معینی دهلیز را به حالت دفیبریلاسیون ببرد، بدون اینکه خطر فیبریلاسیون رخ دهد. به عبارت دیگر، کاردیو ورژن،وارد نمودن میزان معینی انرژی الکتریکی (معمولاً به مقدار کم) به قلب در زمان مناسب است، به طوریکه تخلیه یا شوک الکتریکی از موج T (مرحله عیب پذیری قلب) فاصله داشته و همزمان با موج P باشد. در این حالت مقدار ولتاژ معمولاً بین ۲۰۰-۲۵ ولت می‌باشد و دکمه سینکرونیزه حتماً زده می‌شود. اگر انرژی الکتریکی غیر سینکرونیزه (ناهماهنگ) به بیمار مبتلا به تاکیکاردی فوقِ بطنی و بطنی داده شود، احتمال بروز VF (فیبریلاسیون بطنی) وجود دارد.



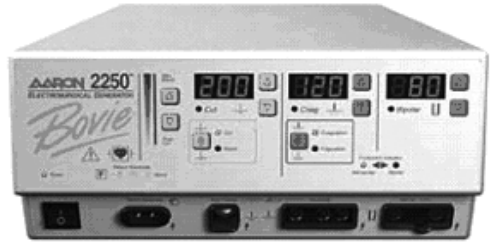
دیاگرام کلی الکتروشوک

کالیبراسیون دستگاه الکتروشوک

از آنجاییکه این دستگاه در مواقع بسیار حساس در تماس نزدیک با بیمار است، از لحاظ صحت عملکرد دارای اهمیت ویژه ای است. به طوریکه کاربر باید از خروجی این دستگاه که شامل میزان انرژی (ژول) و زمان اعمال پالس و تأخر و تقدم آن در مد کاردیو ورژن است، اطمینان حاصل کند.

یکی از مهمترین دلایل عدم تخلیه دستگاه بر روی بیمار ، پوشیده شدن سطح پدالها با چربی سطح پوست بیمار است که با تمیز کردن آنها با پارچه ای آغشته به الکل قابل رفع می باشد.

الکتروکوتر:



جریان‌های الکتریکی براساس میزان فرکانس به ۳ دسته تقسیم می‌گردند که هر یک یک کاربرد ویژه‌ای در پزشکی دارند.

۱ـ جریان‌های فرکانس پایین زیر ۱۰۰ هرتز که در موارد تسکین درد و تحریک القایی کاربرد دارند.

۲ـ جریان‌های فرکانس میانی زیر ۵ کیلو هرتز که خاصیت تحریک القایی دارند.

۳ـ جریان‌های فرکانس بالا بیشتر از ۳۰۰ کیلوهرتز که در جراحی‌های سریع و دقیق و انعقاد حرارتی در برش وباز کردن سطوح و بافتها به منظور اطمینان از قطع خونریزی بکار می‌روند.

از آنجاییکه بافتهای زنده خاصیت هدایت الکتریکی دارند وقتی جریان از یک بافت عبور می‌کند اثرات زیر قابل مشاهده می‌باشند:

۱ـ اثرات حرارتی: در اثر عبور جریان از یک بافت زیستی، درون آن گرما تولید می‌شود.



۲ـ اثرات الکترولیتیک: با عبور جریان از بافت،ترکیبات الکترولیتی با عبور جریان یونیزه می‌گردند که اصطلاحا" گفته می‌شود بافت بطور شیمیایی دچار سوختگی شده است.

۳ـ اثرات فارادیک: جریان الکتریکی می‌تواند سلولهای اعصاب و عضلات را تحریک کند که این باعث انقباض عضلانی، درد و سوزش می‌گردد.

با توجه به اینکه در جراحی فقط نیاز داریم که از اثرات حرارتی جریان استفاده نماییم لذا بایستی به نحوی دو اثر دیگر را خنثی نماییم. برای این منظور از جریان با فرکانس بالا استفاده می‌کنیم. هر چه فرکانس جریان بالاتر باشد، اثرات الکترولیتیک و فارادیک کاهش می یابد. با افزایش فرکانس، یونها قادر به حرکت نخواهند بود و فقط در اطراف حالت پایدار خود، نوسان می‌کنند و با افزایش

بیشتر اینرسی یونها حتی اجازه لرزش نیز به آنها نخواهد داد و به این ترتیب اثرات الکترولیتیک از بین می‌روند. همچنین پاسخ عضلات در فرکانس بسیار بالا کاهش می‌یابد تا اینکه در بالاتر از ۳۰۰ کیلو هرتز کاملاً حذف می‌گردد.

کاربرد اثر حرارتی در جریان فرکانس بالا:

در جراحی با جریان فرکانس بالا دو نوع انهدام بافت وجود دارد که عبارتند از:

۱ـ جوش بافت(Coagulation)

در این حالت چگالی پایین جریان باعث تبخیر شدن تدریجی آب درون بافت شده و بافت جمع گشته و منافذ ریز خونی آن بسته می‌گردد.

۲ـ برش یا انفجار بافت(Cut)

با بکار بردن جریان با چگالی زیاد آب درون بافت به سرعت تبخیر گشته و در اثر اختلاف دمای خارج و داخل بافت تکه تکه می‌گردد. تکه‌های بافت به اطراف چسبیده و علاوه بر برش باعث جلوگیری از خونریزی نیز می‌گردد.

مقایسه برش با جریان HF و برش با چاقو:

۱ـ خونریزی کمتر در برش با جریان HF و در نتیجه راحتی کار جراح.

۲ـ امکان استفاده از این تکنیک برای مجراهای درونی بدن توسط سیستم آندوسکوپی.

۳ـ حفاظت بیشتر بافت به دلیل کمتر بودن نیروی مکانیکی.

٤ـ استریل بیشتر محیط کار به دلیل حرارت زیاد.

تکنیکهای جراحی فرکانس بالا

۱ـ روش تک‌الکترود فعال یا MonoPolar

در این روش،جریان فرکانس بالا از الکترود فعال در دست جراح (چاقوی جراحی) وارد بدن گشته و سپس به الکترود دیگر با سطح مقطع زیاد بنام Plate می‌رود. این مسیر نباید از قسمتهای حساس بدن باشد و در صورت استفاده از ECG بایستی بین الکترود فعال ولیدهای ECG,۱۵ cm فاصله باشد.

۲ـ تکنیک Biopolar

در این روش الکترود زمین (Plate) حذف گشته و از دو الکترود در یک پروب Bipolar بطور مجتمع استفاده می گردد. جریان از یک سر به درون بافت وارد گشته و از سر دیگر به یونیت HF باز می‌گردد ولذا به قسمتهای اطراف و غیر مورد نظر نخواهد رفت.

فواید استفاده از روش Bipolar نسبت به MonoPolar :

۱ـ جریان HF فقط از مسیر بین دو الکترود عبور می‌کند لذا کنترل آن بهتر خواهد بود.

۲ـ کاهش سوختگی‌های ناشی از نصب غلط الکترود خنثی

۳ـ عدم تداخل سیگنالهای حاصل از جراحی با سیگنالهای paceMaker در مورد بیمارانی که از این سیستم استفاده می‌کنند.

البته محدودیت این روش در این است که فقط در حالت انعقاد می‌توان از آن استفاده کرد.

انواع حالات عملکردی دستگاه الکتروکوتر:

۱ـ برش خالص Pure Cutting :

در این حالت فقط برش داریم و چون عمل برش معمولا با خونریزی در طرفین برش همراه است و جراح همیشه در جستجوی برش بدون خونریزی می‌باشد، لذا سعی می‌گردد این حالت کمتر استفاده شود.

۲ـ حالت انعقاد Coagulation :

که فقط برای انعقاد و جلوگیری از خونریزی زخم بکار می‌رود.

۳ـ حالت ترکیبی Blend :

در این حالت، در یک زمان واحد، هم انعقاد (Coagulation) و هم برش (Cut) داریم به این معنی که هنگامی که بافت را برش می‌دهیم دستگاه محل برش را لخته می‌کند تا خونریزی نداشته باشیم.

اپراتوری عمومی دستگاه الکتروکوتر:

الف) ابتدا بایستی تمام اتصالات در محل خود قرار گیرند که عبارتند از:

۱ـ سیم برق

۲ـ الکترود تک قطبی: که معمولا دارای دو دگمه زرد برای حالت برش و آبی برای انعقاد است.

۳ـ الکترود دو قطبی

٤ـ صفحه بیمار(Plate)

٥ـ پدال پایی: که دارای دو قسمت زرد و آبی همانند قلم تک قطبی است.

ب) در صورت استفاده از حالت تک قطبی بستن Plate به بیمار. (در صورت متصل نبودن یا قطعی Plate ، آلارم مربوطه به صدا در خواهد آمد.)

ج) تنظیم حالت برش خالص، انعقاد یا حالت Blend

د) تنظیم میزان توان مورد نیاز

ر) انتخاب و نحوه استفاده (پدال یا قلم)

ه) نهایتا" استفاده از دستگاه

تذکراتی در مورد بکارگیری دستگاه الکتروکوتر:

۱ـ تمامی سطح الکترود خنثی Plate به بدن بیمار و حتی المقدور نزدیک به محل جراحی بسته شده باشد.

۲ـ برای جلوگیری از سوختگی، بیمار با قطعات فلزی مثل پایه تخت تماس نداشته باشد.

۳ـ محلهایی که در معرض تعرق هستند و محلهایی که ارتباط پوست به پوست دارند مثل بین دست و بدن،فاصله داده شوند یا با پارچه خشک جدا گردند.

٤ـ در صورت استفاده از مانیتور حداکثر فاصله بین مانیتور تا الکترودها رعایت گردد.

٥ـ بیمار با کابلهای دستگاه اتصال نداشته باشد.

٦ـ تنظیم توان خروجی دستگاه به پارامترهای فراوانی بستگی دارد مثل شکل الکترود فعال، خواص بافت، تکنیک بکار رفته و ... برای کم کردن آثار جانبی نامطلوب مثل کربونیزاسیون و سوختگی همیشه سعی کنید توان خروجی تا حد امکان کم باشد.

۷ـ به علت ایجاد جرقه در الکترودها از بکار بردن مواد بیهوشی قابل اشتعال در مواردی که عمل در نزدیکی سر بیماران انجام می‌شود اجتناب گردد.

۸- قبل از انجام جراحی فرکانس بالا مواد پاک کننده ای که قابل اشتعال هستند بایستی کاملاً تبخیر شده باشند.

۹- در مورد بیمارانی که پیس میکر قلبی یا محرکهای مصنوعی داخلی دارند، تداخل فرکانس ممکن است باعث ایجاد خطر گردد.

از رایجترین اشکالات دستگاه کوتر ، موارد زیر را می توان نام برد:

- قطعی Plate یا الکترودها
- اشکالات الکترونیکی مخصوصاً در قسمت خروجی توان (تقویت کننده های توان)
- ایرادهای مربوط به منبع تغذیه سوئیچینگ

مونیتورینگ:

مونیتورینگ علائم حیاتی دستگاهی است که جهت نمایش پارامترهای حیاتی از قبیل شکل موجهای ECG بیمار ، تعداد ضربان قلب(HR)، دمای بدن ، میزان اکسیژن اشباع شده خون (SPO۲)،نمودار تنفسی و فشار خون غیر تهاجمی (NIBP) و در برخی نیز فشار خون تهاجمی (IBP) و شکل موج EEG (به طور معمول دو کاناله) به کار می رود.

مونیتورینگ معمولاً در بخش اتاق عمل در هنگام اعمال جراحی و در بخشهای CCU و ICU برای انجام مراقبتهای ویژه کاربرد دارد که در بخشهای CCU و ICU دارای سیستم نمایش مرکزی نیز می باشد بدین طریق که بالای تخت هر بیمار یک دستگاه مونیتورینگ نصب گردیده واین دستگاهها از طریق کابلهای اتصالی به یک شبکه کامپیوتری متصل می باشند و جهت انتقال اطلاعات از تکنولوژی اموا ج رادیویی و معمولاً پورت سریال کامپیوتر و پرتکل های مربوط به پورت سریال استفاده می شود. کامپیوتر مرکزی نیز دارای صفحه نمایشی جهت آگاهی پرستار از اطلاعات مربوط به بیماران تمامی تختها می باشد.

دستگاه مونیتورینگ به صورت مجموعه ای شامل قسمتهای مختلف اندازه گیری می باشدکه به صورت ماژولار کنار هم قرار گرفته اند. جهت نمایش سیگنالهای قلبی از ماژول ECG استفاده می کند که به طور کامل در بخشهای قبل در این کتاب توضیح داده شده است.

برای نمایش میزان اکسیژن اشباع شده و ریت تنفسی و قلبی نیز از ماژول پالس اکسی متری بهره می برد که در بخش پالس اکسی متری کتاب به طور کامل توضیح داده شده است.

جهت نمایش فشار خون نیز دستگاه دارای برد مخصوصی می باشد.فشار خون میزان نیرویی

است که توسط خون به دیواره رگها وارد می شود و بهترین نقطه اندازه گیری بازو دست چپ به علت هم سطحی و نزدیکی به قلب می باشد.در روش غیر تهاجمی شیوه کار بدین طریق است که با یک پمپ ، کاف مربوط که به دور بازوی بیمار بسته می شود از هوا پر شده و تفاوت فشار هوای اعمالی توسط سنسور فشار محاسبه شده و فشار خون سیستولی و دیاستولی تعیین می گردد.فشار خون سیستولی ماکزیمم فشار در سیکل و از ابتدای Q تا انتهای T بوده و فشار خون دیاستولی مینیمم فشار در سیکل می باشد که در انتهای T شروع شده و در آغاز Q قطع می گردد به عبارت دیگر به انقباض درآمدن ماهیچه قلب را سیستول و بازگشت آن به حالت آرامش را دیاستول گویند.

در حالت تهاجمی جهت خوانش یک Catheter دارای سنسور به داخل سیستم گردش خون بیمار وارد می گردد.

توسط خوانش فشار خون اطلاعاتی در مورد تغییرات حجم خون ، بهره پمپ قلبی و مقاومت رگی بدست می‌آید که جهت تشخیص بیماریها کاربرد فراوانی دارد.

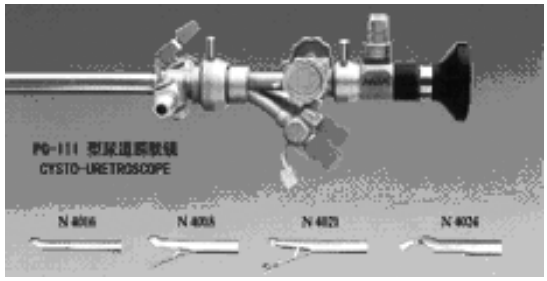
نمایش دمای بدن نیز یک امر ضروری در طول اعمال جراحی و بیهوشی عمومی و همچنین مراقبتهای بعد از عمل می باشد که حضور عفونت و وضعیت متابولیکی بدن را نمایان می سازد. این امر توسط یک پروب ترمیستوری و مدارات الکترونیکی مربوطه انجام می شود.

دستگاه معمولاً دارای صفحه نمایش لمسی می باشد.در هنگام بروز رویدادهای غیر معمول مثلاً قطعی کابلها ، بالا یا پایین رفتن اعداد پارامترهای حیاتی از محدوده تعریف شده ، آلارمهایی با ویژگیهای خاص اتفاق می افتد که جهت هشدار به پرستار می باشند.

مهمترین اشکالاتی که در مورد مونیتورینگ با آن روبه رو می شویم به قرار زیر می باشد:

- قطعی در کابلهای ECG و پروب پالس اکسی متری
- سوراخ شدن کاف مربوط به فشار خون
- قطعی در مسیرهای ارتباطی مونیتورینگ و شبکه مرکزی
- اشکالات سخت افزاری مخصوصاً در قسمت کامپیوتر مرکزی و برد NIBP
- اشکالات نرم افزاری

آندوسکوپها



برای اولین بار در سال ۱۸۶۸، آدولف کاسمال با وارد کردن لوله‌ای غیر قابل انعطاف به داخل معده یکی از بیماران خود، آندوسکوپی GI را پایه گذاری نمود. در سال ۱۸۸۱ پزشک اتریشی آقای Johann von mikulioz به دنبال تحقیقات صورت گرفته با همکاری صنعتگران معروف آن زمان مبادرت به اختراع اولین گاستروسکوپ نمود که انتهای دیستال آن نوری داشت که توسط لامپ پلاتینی تأمین می‌شد. در ادامه تحقیقات ارزشمند جهت ساخت اولین گاستروسکوپ، جایگزینی فرم خاصی از لامپ ادیسونی به جای لامپ پلاتینی نیز مورد بررسی قرار گرفت. در سال ۱۹۱۱، Elsner گاستروسکوپ غیرقابل انعطافی را عرضه نمود که از سیستمهای لنزی بهره‌مند بود. به همین سبب امکان استفاده از نوک ابزار دستگاه به صورت لاستیکی میسر و به تبع آن صدمات به حداقل می‌رسید. بواسطه خدمات ارزشمندی که گاستروسکوپ ساخت Elsner ارایه نموده بود، آقای Rudolph Schindler که بعدها پدرآندوسکوپی‌های نیمه انعطاف‌پذیر لقب گرفت، از گاستروسکوپهای Elsner ، به عنوان مادر همه وسایل یاد کرد. به دلیل شیوع بیش از حد عوارض گاستروسکوپی بوسیله گاستروسکوپ Elsner ، آقای Schindler به فکر ساختن آندوسکوپهای نیمه انعطاف‌پذیر افتاد.

بنابراین فاصله بین سالهای ۱۹۳۲ تا ۱۹۵۷ را می‌توان دوره ساخت و به کارگیری انواع آندوسکوپهای نیمه انعطاف‌پذیر دانست. ساخت اولین گاستروسکوپ نیمه انعطاف‌پذیر مرهون تلاشهای گروهی متشکل از آقایان

Schindler ، Hoffmann و Long بود که در زمینه اپتیک و به خصوص عدسی‌ها در لوله‌های منحنی انجام داده بودند. گاستروسکوپ مذکور که با همکاری یک صنعتگر بنام wolf

ساخته شد، گاستروسکوپ Schindler-wolf نامیده شد که ۷۸cm طول داشت. این طول متشکل از قسمتی غیرقابل انعطاف به طول ۴۳cm و قطر ۸/۵ cm و قسمتی انعطاف‌پذیر به قطر ۱۲mm بود. بعدها در حدود سالهای ۱۹۴۰ گاستروسکوپ شیندلر تحت نظارت خود وی به گاستروسکوپ Cameron تغییر یافت و در طی همین سالها بود که عده زیادی برای فراگیری نحوه انجام فرآیند مذکور از سرتاسر دنیا به شیکاگو می‌رفتند.

اگر چه ساخت آندوسکوپهای نیمه انعطاف‌پذیر تحولی بزرگ در سیر مراحل تکوین آندوسکوپها بود اما عدم توانایی آنها در برداشتن نمونه‌های بیوپسی و محدودیت دید تمامی زوایا باعث گردید تا آندوسکوپهای فایبراپتیک ارائه شوند. درسال ۱۹۵۶تیم تحقیقاتی متشکل ازCurtis, Hirschowitz موفق شدند اجزا فایبروسکوپ را مهیا کنند ولی تنها مشکلی که در این زمینه وجود داشت کیفیت پایین دسته فیبرهای نوری بود که به دلیل نشت نور بین پرتوها بوجود می آمد. با استفاده از پوشش شیشه‌ای باضریب شکست کمتر،این مشکل نیز تا حدی مرتفع گردید و بدین ترتیب اولین فایبروسکوپ در سال ۱۹۵۷ به جامعه پزشکی عرضه شد.

معرفی اجزای آندوسکوپ

اگرچه انواع مختلف دستگاههای اسکوپی، با توجه به کاربردشان از اجزاء داخلی و خارجی مختلفی تشکیل شده‌اند اما با توجه به وجوه مشترک بسیاری که بین آنها وجود دارد می‌توان به عنوان یک آشنایی مقدماتی قسمتهای مختلف یک فایبروسکوپ را به صورت زیر تقسیم بندی کرد:

الف) لوله مریض:

با توجه به الزاماتی نظیر انعطاف پذیری بسیار بالا در عین داشتن استقامت کافی و همچنین دارا بودن حداقل قطر خارجی، ساخت لوله مریض از جنس پلیمر کاملاً انعطاف‌پذیر که دارای قطر غیر یکنواخت جهت تأمین استقامت مورد نیاز باشد، ضروری است.

قطعات تشکیل دهنده لوله مریض را می‌توان به صورت زیر نام برد:

۱) غلاف لوله مریض که برای هر ۱۰ سانتیمتر مدرج شده است.

۲) سیستم انحراف زوایا که وظیفه اصلی در مانور سه دستگاه فایبروسکوپ را بر عهده دارد.

۳) فیبر نوری تصویر که از حدود ۲۰/۰۰۰ تا ٤۰/۰۰۰ تار فیبر نوری تشکیل می‌شود که طی یک پروسه خاص با تم ماتریسی در کنار هم قرار می‌گیرند تا تصویر را به خوبی منتقل کند.

٤) فیبر نوری روشنایی که از حدود ۳۰/۰۰۰ تا ۵۰/۰۰۰ تار فیبر نوری تشکیل می‌شود تا حداکثر انرژی روشنایی را از منبع نور سرد به سرآندوسکوپ منتقل کند.

۵) لوله ساکشن که در عین حال وظیفه عبور وسایل جانبی نظیر هندپیس های بیوپسی را بر عهده دارد. بنابراین لوله ساکشن از مواد

خاص لایه‌ای تشکیل شده است که علاوه بر استقامت در مقابل عبور وسایل از انعطاف پذیری لازم نیز برخوردار می‌باشد.

۶) لوله آب و هوا که وظیفه انتقال هوا و آب با فشار زیاد را بر عهده دارد. از این طریق و با استفاده از نازل می‌توان هنگام آندوسکوپی، لنزها را شستشو داد.

۷) انتهای دیستال که واحدی فلزی با روکش پلیمری می‌باشد محل اتصال تمامی قطعات نامبرده شده است. علاوه بر آن بسیاری از قطعات دیگر از جمله لنز تصویری، لنزهای روشنایی، نازلها، انحراف دهنده پنس و ... ،بر روی آن نصب می‌شوند.

۸) انحراف دهنده پنس که جهت جابجایی پنس در برخی از فایبروسکوپها وجود دارد.

ب) بدنه کنترل کننده:

این قسمت از دستگاه آندوسکوپ، در دست قرار می‌گیرد و به نحوی طراحی شده که با انگشتان یک دست بتوان بسیاری از عملکردها را به کار گرفت. قسمتهای مختلفی که بر روی کنترل بادی قابل مشاهده است عبارتند از:

۱ـ اهرم مخصوص مانور در چهار جهت اصلی
۲ـ دکمه‌های کنترل آب، هوا و ساکشن
۳ـ محل ورود تجهیزات نمونه‌برداری
٤ـ محل ورود آب کمکی
٥ـ اهرم کنترل فورسپس
٦ـ دکمه کنترل گاز

از جمله ویژگیهای این قسمت سبکی آن می‌باشد.

ج) چشمی:

مجموعه لنز چشمی به نحوی طراحی شده است که برای چشمهای با دیوپترهای مختلف قابل استفاده باشد. علاوه بر آن برخی از اتصالات الکتریکی که برای کنترل شدت نور یا فرمانهای مربوط به پروسسورهای تصویر می‌باشد در این قسمت قرار دارند.

د) کانکتور:

قسمتی از فایبروسکوپ را به منبع نور سرد متصل می‌کند تا روشنایی لامپ را به انتهای دیستال هدایت نماید و به کمک پمپ هوای داخل منبع نور، هوا و آب داخل مخزن آب را به لوله‌های آب و هوای داخل فایبروسکوپ بفرستد.

ه) منبع نور سرد:

این منابع دو وظیفه اصلی بر عهده دارند. وظیفه اول این منبع،تأمین انرژی روشنایی مناسب برای انتقال داخل بدن و دوم تأمین هوای فشرده مناسب و نیز هدایت آب و هوای فشرده به سر فایبروسکوپ به منظور شستشوی لنزهای انتهایی دستگاه می‌باشد. در یک تقسیم بندی منابع نور سرد براساس لامپ استفاده شده در آن تفکیک و مشخص می‌شوند. بر این اساس می‌توان به منابع نور سرد هالوژن با ولتاژ ۱۵ ولت و توان ۱۵۰ وات اشاره کرد. از مزایای این منبع، ارزانی و سادگی تعویض لامپ می‌باشد. منابع نور سرد گزنون با ولتاژ ۱۸ ولت و توان ۳۰۰ وات دارای طیف رنگی

نوری مطابق با طیف رنگی نور خورشید بوده و برهمین اساس به آنها Day light می‌گویند. در استفاده از این منبع، اجزای داخلی بدن کاملاً به رنگ طبیعی دیده شده و امکان اشتباه پزشکی به حداقل می‌رسد.

و) پروسسورهای تصویر:

پروسسورهای تصویر دستگاههایی هستند که تصویر سوژه را به اطلاعات الکتریکی دیجیتال تبدیل می‌کنند و پس از بازسازی، تصویر سوژه را بر روی مانیتور یا تلویزیون نشان می‌دهند. این نوع پروسسورها توسط دوربین مخصوص به چشمی متصل شده و تصویر تشکیل شده در چشمی را فیلمبرداری و به تلویزیون منتقل می‌نمایند.

مشخصات اصلی یک فایبروسکوپ:

۱ـ طول لوله مریض
۲ـ قطر خارجی لوله مریض
۳ـ جهت دید
۴ـ زاویه دید
۵ـ عمق میدان
۶ـ زوایای انحراف برای مانور
۷ـ قطر کانال بیوپسی

قطر کانال بیوپسی از جهت بکارگیری وسایل مختلف بسیار حائز اهمیت بوده و عدم توجه به آن،به کانال بیوپسی آسیب جدی وارد خواهد بود. بنابراین با استفاده از کدهای رنگی قطر کانال مشخص شده است.

کالیبراسیون دستگاههای اسکوپی

بررسی کیفیت فتومتریک و کیفیت تصویر از جمله پارامترهای مهم در بررسی کالیبراسیون دستگاههای اسکوپی می‌باشد.

۱ـ بررسی دقت طیف نور
(Spectral attenuation of light guides)

۲ـ بررسی پراکندگی طیف نور
(Spectral distribution of light)

۳ـ بررسی دقت تصویر
(Accuracy of image)

۴ـ بررسی کیفیت رنگ
(Accuracy of color quality)

۵ـ بررسی نشستی نور
(Light leakage)

۶ـ بررسی گرفتگی خطوط انتقال
(Line blockage)

از این موارد جهت تست کالیبره بودن تمامی دستگاههای اسکوپی نظیر آرتروسکوپ، برونکوسکوپ، کلونوسکوپ، گاستروسکوپ، لاپاراسکوپ، لارنگوسکوپ، فازوفانیگوسکوپ و ... استفاده نمود و عملکرد آنها را مورد بررسی قرار داد.

پمپ اینفیوژن

با پیشرفت پزشکی و داروسازی هم تنوع داروها افزایش یافت و هم نحوه استفاده آنها متنوع‌تر و در بسیاری موارد مشکل تر گردید بطوری که در مواردی لازم شد که دارو به صورت قابل تنظیم به بیمار تزریق گردد و به دنبال این نیاز پمپ‌های اینفیوژن ساخته شدند.

لازم به ذکر است که قبل از ساخته شدن پمپ اینفیوژن از ماکروست و میکروست که به روش دستی تنظیم می‌شدند استفاده می‌گردید که به چند دلیل کار با آنها تقریباً منسوخ گردید:

اولاً اساس کار آنها نیروی ثقل بود لذا برای داروهای با ویسکوزیته بالا که فشار زیادی نیاز دارند، کاربرد نداشت. ثانیاً این دستگاهها فاقد دقت کافی بودند. علاوه بر اینها به دلیل سیستم هوشمند و آلارم پمپهای اینفیوژن کاربرد آنها روز به روز بیشتر گردید.

اصول عملکرد دستگاه

مکانیزم پمپهای اینفیوژن عمدتاً به دو صورت می‌باشد:

۱) پریستاتیک (Peristaltic) :

در این حالت برای به حرکت درآوردن دارو در تیوب از دیسکت‌های Finger که ایجاد حرکت می‌نمایند استفاده می‌گردد. حرکت این دیسکت‌های Finger موجب حرکت رفت و برگشتی تعدادی تیغه می‌گردد که به طور متناوب تکرار می‌شود. مجموع این تیغه‌ها، Slider نامیده می‌شود. قسمتی از تیوب ست IV در ناحیه‌ای میان Slider و یک صفحه ثابت قرار می‌گیرد وبا حرکت موجی شکل Slider تیوب بطور متناوب فشرده و آزاد می‌شود و دارو در داخل تیوب به جلو رانده می شود. این مکانیزم به پریستاتیک خطی معروف است. در سیستم پریستاتیک مدور

استوانه‌هایی بر روی قسمت روتوری تیوب ست سوار می‌شوند و با حرکت دورانی خود باعث فشرده شدن تیوب در نقطه تماس و حرکت مایع در داخل تیوب ست می‌شوند.

۲) کاست (Cassette) :

در این حالت یک سیلندر و پیستون واقع در کاست با حرکت رفت و برگشتی باعث تزریق دارو به بیمار می‌شوند. کاست از یک طرف به محفظه سرم و از طرف دیگر به بیمار متصل می‌باشد. با عقب رفتن پیستون دارو از محفظه سرم کشیده شده و با جلو رفتن آن سرم کشیده شده به بیمار تزریق می‌گردد.

نوع دیگری از کاستها، کاستهای دیافراگمی هستند که در آنها با حرکت یک دیافراگم، حجم کوچکی از دارو کشیده شده و به بیمار تزریق می‌گردد.

ضعف مکانیزم کاست نسبت به روش پریستاتیک در این است که دارو به صورت پیوسته تزریق نمی‌گردد. پمپهای اینفیوژن تنها در مکانیزم تزریق متفاوت نمی‌باشند. از جمله تفاوتهای آنها می‌توان به تعداد کانالها اشاره نمود.

بعضی پمپها تک کاناله هستند یعنی به وسیله آنها تنها یک دارو را توسط یک ست سرم می‌توان تزریق نمود در حالیکه برخی دیگر چند کاناله بوده و به کمک آنها می‌توان چند دارو را به طور همزمان از چند محفظه سرم مجزا تزریق کرد. از دیگر تفاوتهای موجود می‌توان به محدوده جریان قابل تنظیم و برنامه ریزی برای دستگاه، از قبیل تنظیم حجم و زمان تزریق، محاسبه جریان و دز داروی تزریقی و شناسایی ست‌های مختلف سرم توسط دستگاه اشاره کرد.

قابلیتهای پمپهای اینفیوژن:

۱) Bouls : این خاصیت اپراتور را قادر می‌سازد تا در حین تزریق و بدون توقف حجم کوچکی از دارو را با سرعت زیاد و با فشار به بیمار تزریق نماید.

۲) تنظیم سرعت تزریق

۳) VTBI (Volume to be infused): در این حالت می‌توان حجم و دز نهایی دارو را برای دستگاه تعریف کرد. به این ترتیب وقتی حجم یا دز مورد نظر تزریق شد دستگاه خود به خود متوقف شده و آلارم می‌زند.

۴) KVO (Keep vein open) : در صورتیکه تزریق به هر دلیل متوقف گردد برای جلوگیری از انسداد سر سوزن و نیز بسته شدن رگ مقدار کمی دارو به بیمار با سرعت بسیار کم تزریق می‌گردد.

۵) SBS (Step by Step) : این قابلیت برای وقتی است که بخواهیم دارویی را در نوبتهای مختلف و با حجم‌ها و سرعتهای یکسان به بیمار تزریق کرده و در پایان حجم کل را مشاهده نماییم.

۶) سیستم آلارم: اغلب پمپهای اینفیوژن در مواقع اضطراری که برای دستگاه تعریف شده‌اند شروع به آلارم می‌نمایند و اپراتور خود را از

وضعیت موجود مطلع می‌سازند. برخی از مواردی که منجر به بکار افتادن آلارم می‌شوند عبارتند از: تمام شدن دارو، وجود حباب در مسیر تزریق، بالا رفتن فشار تزریق و ...

۷) کنترل فشار در سیستم: اکثر پمپها این قابلیت را دارند کهلحظه به لحظه فشار تزریق را اندازه گرفته و نشان دهند. همچنین از طریق کنترل جریان پمپ در اکثر دستگاهها می‌توان فشار تزریقی را نیز تنظیم نمود.

۸) اطلاع از وجود حباب هوا در مسیر تزریق: برای این منظور از دو روش می‌توان استفاده کرد.

الف) ترانسدیوسرهای نوری: که امروزه به دلیل وجود محدودیت در تشخیص حبابهای هوا هنگام استفاده از ستهای سرم رنگی و داروهای رنگی قابل استفاده نمی‌باشد.

ب) ترانسدیوسرهای اولتراسونیک: که دارای دقت بالاتری بوده و به رنگ دارو وابسته نمی‌باشند.

۹) آشکار ساز قطره: برای این منظور از سنسورهای نوری استفاده می‌گردد.

۱۰) عملکرد Piggyback : با استفاده از این قابلیت اپراتور قادر خواهد بود تا تزریق با دو مقدار و دو سرعت متفاوت را برنامه ریزی کند. بطوریکه دستگاه پس از اتمام حالت اول، حالت دوم را شروع نموده و در پایان نیز آلارم دهد.

پارامترهای لازم برای یک پمپ اینفیوژن مناسب:

۱) قابلیت استفاده با کلیه ستهای سرم داخلی و خارجی

۲) داشتن آشکارساز حباب هوا و قطره از نوع اولتراسونیک

۳) داشتن سیستم آلارم برای موارد ضروری مثل تمام شدن تزریق، انسداد در مسیر تزریق، بالا رفتن فشار و ...

٤) داشتن باتری به منظور ایجاد قابلیت جابجایی دستگاه

٥) عدم وابستگی دستگاه به ارتفاع و جاذبه

٦) قابلیت تنظیم فشار جهت فعال شدن آلارم انسداد و قطع انسداد توسط اپراتور

۷) داشتن قابلیت Bouls

۸) امکان کالیبراسیون و تنظیم خودکار

۹) سیستم عیب یاب با امکان نمایش عیب

۱۰) وجود سیستم تخلیه جهت خارج نمودن حبابهای هوا

۱۱) وجود عملکرد KVO

۱۲) انتخاب جنس مقاوم

۱۳) قابلیت نمایش فشار روی مانیتور در هر لحظه تا بتوان قبل از توقف دستگاه و فعال شدن آلارم انسداد، متوجه عملکرد پمپ دستگاه شد.

۱٤) داشتن حافظه جهت ذخیره اطلاعات بیماران مختلف

۱٥) سیستم Data Lock جهت جلوگیری از تغییر مشخصات تزریق

۱۶) سیستم SBS, VTBI
۱۷) سیستم نگهدارنده مشخصات داروی تزریقی در حین تزریق بصورت نمایش و ذخیره دارو
۱۸) قابلیت اتصال به سیستم مرکزی یا Nurse Call
۱۹) امکان اتصال به پرینتر یا کامپیوتر
۲۰) Piggyback

دستگاه دیالیز

دستگاه دیالیز برای بیمارانی بکار می‌رود که کلیه آنها به هر دلیل کم کار و یا کلاً از بین رفته باشد. وظیفه این دستگاه دفع سموم تولید شده در بدن می‌باشد.

دستگاه دیالیز از یک صفحه کنترل اصلی تشکیل شده است که وظیفه آن کنترل سایر بردها می‌باشد. بردهای مختلف دستگاه عبارتند از برد کنترل غلظت، برد کنترل دما و برد کنترل فشار. هر یک از بردهای فوق دارای وظیفه بسیار حساسی می‌باشند و همگی آنها به سیستمهای هشدار دهنده مجهز می‌باشند.

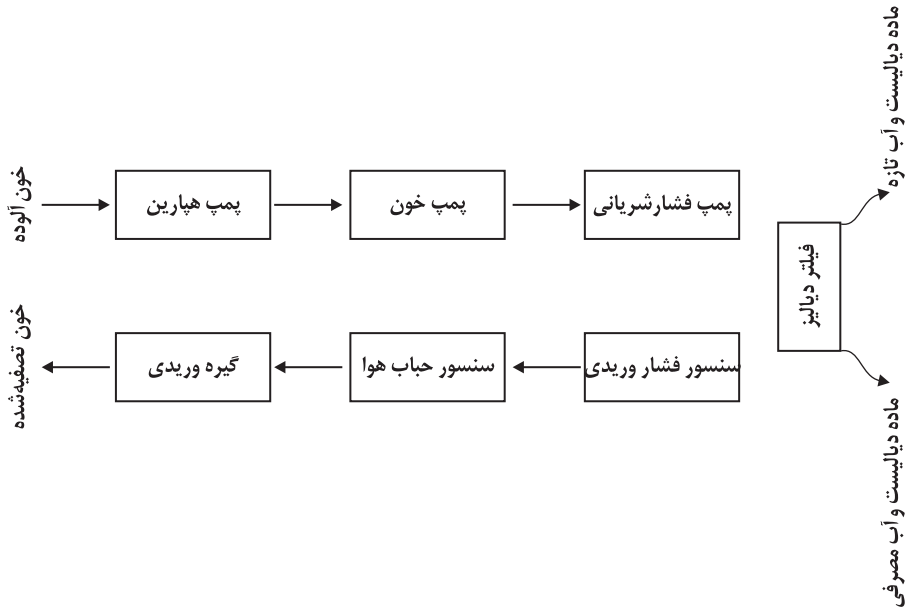
به عنوان مثال شاخه‌ای از دستگاه که غلظت را نشان می‌دهد در صورتیکه پمپ آب دستگاه به هر دلیلی از کار بیافتد که در نتیجه آن غلظت خون تغییر یابد، آلارم دستگاه را به راه می‌اندازد. و یا چنانچه برد کنترلی فشار خون تغییرات نامتعادل را مشاهده نماید، بلوک آلارم مربوطه هشدار می‌دهد.

عملکرد دستگاه به قرار زیر می‌باشد:

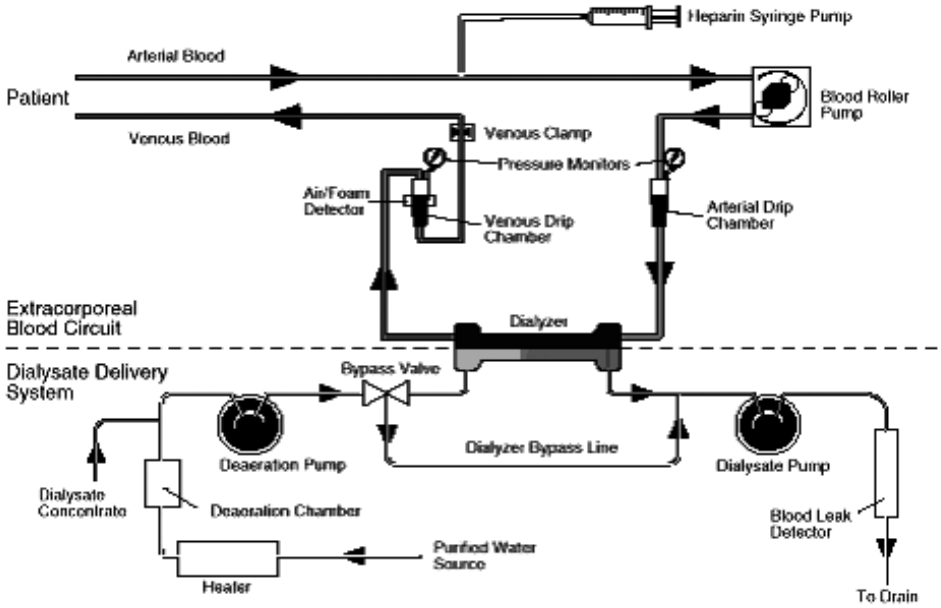
خون آلوده از بدن بیمار کلیوی خارج شده توسط پمپ هپارین مایع هپارین اضافه می‌گردد افزودن مایع هپارین برای جلوگیری از انعقاد خون چرخهٔ کار دستگاه می‌باشد پمپ خون این دو را با یکدیگر مخلوط کرده و میزان فشار مکش توسط سنسور فشار شریانی کنترل می‌گردد و نهایتاً مخلوط خون و مایع هپارین وارد فیلتر دیالیز می‌گردد به این فیلتر از طرف دیگر ماده دیالیست و آب تازه وارد می‌گردد پس از تصفیه خون ماده دیالیست و آب مصرفی که کمی سمی می‌باشند از یک طرف خارج شده و از طرف دیگر خون تصفیه شده با کنترل فشار خاص توسط سنسور فشار وریدی و کنترل عدم وجود حباب هوا بوسیلهٔ گیرهٔ وریدی به بدن بیمار تزریق می‌گردد. قسمتهای الکترونیکی دستگاه شامل موارد زیر می‌گردد:

بلوک دیاگرام زیر عملکرد فیزیکی دستگاه و مسیر ورود و خروج خون را به قسمت‌های مختلف دستگاه نشان می‌دهد.

قلب دستگاه دیالیز فیلتر دیالیز می‌باشد که شامل یک استوانه دارای دو خروجی و دو ورودی می‌باشد و در داخل آن رشته‌هایی از الیاف خاص وجود دارد که خون و مادهٔ دیالیست در داخل فیلتر در مجاورت هم قرار داده و عمل تبادل مواد سمی صورت می‌پذیرد، دو ورودی آن به منظور ورود خون کثیف و آب و مایع دیالیست دو خروجی آن بمنظور خروجی خون تمیز به سمت بیمار و مایع دیالیست و آب سمی به سمت مخزن مربوطه می‌باشد.



بلوک دیاگرام یک سیستم دیالیز



نمودار ۱: دیاگرام کلی دستگاه دیالیز

رفع عیب های رایج دستگاه دیالیز به قرار زیر می باشد:

۱) رفع اشکال مربوط به سیستم RO
۲) تعویض فیلتر صافی دیالایزر
۳) تعویض سنسورها
۴) رفع اشکال مسیرهای ارتباطی
۵) تعویض پمپهای پریستاتیک
۶) تعویض شیرهای برقی
۷) اشکالات الکترونیکی

پیس میکر:

اگر سیستم هدایتی قلب به هر دلیلی دچار اختلال شود تحریک میوکارد و ایجاد انقباض در عضله قلب به وسیله تحریک از منبع خارجی امکان‌پذیر است.این کار توسط دستگاه الکترونیکی یا ژنراتوری صورت می‌گیرد که آن را پیس میکر (تولید کننده ضربان قلب) گویند.

پیس میکر دستگاهی الکترونیکی است که به وسیله الکترودی که در نوک آن قرار دارد و در اپیکارد یا آندوکارد گذاشته می شود تا به طور تکراری و اتوماتیک وار، برحسب دلخواه و نیاز بیمار، تحریک الکتریکی به قلب وارد کند که این امر موجب دپولاریزاسیون بطنها و ایجاد ضربان قلبی موثر و مفید می‌شود. حداقل در ۱۲ مورد بیماری‌های قلبی ، پیس میکر در کاربرد دارد.

ساختار فنی‌دستگاه:

در حالیکه مدلهای زیادی از پیس میکر وجود دارد ولی هر کدام دارای قابلیت منحصر به فردی هستند. هر پیس میکر دارای یک تولیدکننده نبض یا ژنراتور است که با باطری کار می‌کند و همچنین دارای یک سیستم یا الکترود است که تحریک الکتریکی را به قلب می‌رساند.

ژنراتور:

ژنراتور منبع انرژی پیس میکر می‌باشد که دارای مدارهای الکترونیکی است و این مدارها موظف به ایجاد ضربان زمان بندی و حساب شده و احساس فعالیتهای قلبی می‌باشند. باطری ژنراتور می تواند از جنس لیتیم، جیوه_روی و هسته‌ای باشد. ژنراتورهای تولید کننده نبض دارای کنترل کننده‌های متعددی از قبیل برون‌ده انرژی الکتریکی، سرعت (نرخ)ضربان قلب،کیفیت و حساسیت پیس میکر می باشند.

۱) برون ده انرژی الکتریکی (Output)

برون ده انرژی به شدت پالس الکتریکی که به وسیله ژنراتور به میوکارد داده میشود، اطلاق می‌گردد. میزان برون ده به وسیله میلی آمپر (mA) اندازه‌گیری می‌شود. تنظیم برون ده به وسیله پزشک در زمان وارد کردن پیس میکر انجام می‌گیرد و در پایانی‌ترین میزانی که تولید دپولاریزاسیون می‌کند (حد آستانه) تنظیم می شود، البته به وضعیت فرد و محل قرارگیری پیس میکر نیز وابسته است.

۲) نرخ ضربان قلب (Rate) :

نرخ ضربان قلب با توجه به هدف درمانی و وضعیت بالینی بیمار تنظیم می‌شود. به استثناء موارد اندکی، سرعت ضربان قلب معمولا" بین ۷۰-۸۰ ضربان در دقیقه تنظیم می‌شود.

۳) حالت ایجاد ضربان:

دو نوع مد اساسی در ایجاد ضربان به وسیله پیس میکر وجود دارد:

الف) مد سرعت ثابت (Asynchronaus یا FixRate):

پیس میکر، پالس‌های الکتریکی را با سرعت ثابت، بدون توجه به ریتم قلبی بیمار صادر می‌کند. از عیوب مهم و خطرناک این مد ایجاد ضربان با سرعت ثابت است که توجهی به ضربان قلب نداشته و این خطر وجود دارد که تحریک پیس میکر در مرحله آسیب پذیری عضله قلب (روی موج T) ایجاد شود، مکانیسم R on T اتفاق افتاده و سبب تاکیکاردی و فیبریلاسیون بطنی شود.

ب) مد تقاضا (Demand) :

در این مد پیس میکر با ریتم قلبی بیمار رقابت نمی‌کند و روی امواج طبیعی قلب تحریک نمی‌فرستد. در این مد، پیس میکر در صورت نیاز، زمانی تحریک را می‌فرستد که سرعت ضربان قلب از حد تنظیم شده برای پیس میکر کمتر باشد، در این صورت پیس میکر شروع به فعالیت و فرستادن تحریک می‌کند وضربان قلب را در یک حد طبیعی نگه می‌دارد. این مد ایجاد ضربان، خطرات ایجاد ضربان با سرعت ثابت را ندارد.

٤) حساسیت (sense) :

بیشتر در مد Demand استفاده می‌شود. در این حالت یک الکترود در نوک سیم پیس میکر می‌تواند فعالیت قلب خود بیمار را درک کند. در صورتیکه ضربان قلب توسط Sense احساس نشود، پیس میکر تحریک الکتریکی خود را می‌فرستد و معمولاً بین ۳-۱ میلی ولت تنظیم می‌شود.

الکترودها:

برای تکمیل مدار الکتریکی در یک سیستم پیس میکر دو قطب مخالف (مثبت و منفی) لازم است. الکترودهای دستگاه پیس میکر ممکن است یک قطبی یا دو قطبی باشند. در نوع یک قطبی، الکترود منفی در داخل قلب و الکترود مثبت در خارج قلب جاگذاری می‌شود. از الکترود یک قطبی بیشتر در پیس میکر دایم استفاده می‌شود. در الکترود دو قطبی، الکترودهای مثبت و منفی هر

دو روی یک سیم واحد به فاصله کمی از هم قرار گرفته و در داخل قلب کار گذاشته می‌شوند.

بررسی عملکرد پیس میکر در ECG

برای بررسی علمکرد پیس میکر در ECG باید توجه داشت در زمانیکه تحریک به قلب فرستاده می‌شود، یک منحنی خطی یا نیزه‌ای بنام Spike بر روی ECG مشخص می‌شود. بلندی این خطوط بستگی به میزان برون ده انرژی الکتریکی و نوع الکترودها دارد. در صورتیکه دستگاه به درستی تنظیم شده باشد و باعث تسخیر (Cupture) بطنی شود، به دنبال این خطوط ما باید منحنی دپولاریزاسیون قلب را مشاهده کنیم.

انواع پیس میکرها با توجه به مدت زمان استفاده از آنها:

الف) پیس میکر موقت:

در مواقع اورژانسی، به طور انتخابی یا به طور کلی زمانیکه بیمار برای دوره کوتاه مدت نیاز به پیس میکر دارد، استفاده می‌شود. این نوع پیس میکر به دو روش از راه قفسه سینه‌ای و از راه وریدی نصب می‌شود.

ب) پیس میکر دایمی:

زمانیکه بیمار دچار اشکالات غیر قابل برگشت قلبی شود و یا راههای هدایتی امواج الکتریکی بطن به طور کامل بلوکه شود، نیاز به پیس میکر دایمی می‌باشد. این نوع پیس میکرها از راه قفسه سینه و از راه وریدی نصب می‌شوند.

پیس میکر خارجی جلدی

این نوع پیس میکر غیر تهاجمی می‌باشد و الکترودها روی پوست قرار می‌گیرند.

کالیبراسیون پیس میکرهای خارجی قلب

با استفاده از یک بار ۵۰ اهمی، دامنه پالس، نرخ آن و پهنای خروجی هایی مانند شکل موجهای خطی و ذوزنقه‌ای قابل اندازه‌گیری است. ضمناً بدون هیچ گونه تجهیزات اضافه‌تری تست آشکارسازی refractory, demand نیز قابل انجام است.

پیس میکر به طور مستقیم از طریق تطبیق دهنده‌های الکترودی، به دستگاه کالیبراتور وصل می‌شود.

اندازه‌گیری هایی که توسط این دستگاه جهت تست پیس میکر داریم، شامل موارد زیر است:

اندازه‌گیری پیک جریان، طول موج در ۱۰ درصد پیک، نرخ یا فرکانس پالس.

دو نوع از تستهای معمول پیس میکرها به قرار زیر می باشد :

- تست پیس میکر Transcutaneous، در این حالت تستهای زیر امکان‌پذیر است:
  پالس خروجی، مد Demand ، مد آسینکرونایز، حساسیت دامنه، نویز آزاد، PRP (توانایی پیس میکر برای حس کردن ECG در زمان که یک پیک R اتفاق می‌افتد). تست SRP (توانایی پیس میکر برای حس کردن ECG بعد از PRP).
- تست پیس میکر Transvenous :

که تمامی تست‌های قابل انجام در بالا در این جا نیز ممکن است، به علاوه اینکه فاصله

زمانی بین پالسهای V و A ، جریان نشتی DC (جریان نشتی استاتیک DC و جریان نشتی دینامیک DC)، جریان DC کشیده شده از باطری نیز قابل اندازه‌گیری است. شبیه سازی ECG تحت تأثیر pacemaker توسط ۵ لید. قابلیت Hold برای خواندن اطلاعات.

PRP- Aulsed Refractory Periods

: زمان پس از شروع پالس پیس میکر در مدتی که هیچ موج R سیگنال ECG نمی‌تواند حس شود.

SRP- Sensed Refractory Peroids :

زمان اعمال پالس پس از حس کردن موج R سیگنال ECG .

اسپیرومتر:



اسپیرومترها جریان و حجم هوای ورودی و خروجی به ششها در طول عملیات دم و بازدم را اندازه گیری می کنند. آنها در تشخیص و نمایش بیماریها و میزان تأثیر معالجات دردرمان بیماریها، نقش مهمی ایفا می کنند. با مقایسه مقادیر کنونی با مقادیر بدست آمده از آزمایشات قبلی بیمار می توان اطلاعاتی در مورد وضعیت عملکرد سیستم تنفس بیمار بدست آورد. اسپیرومترها در تشخیص بیماریهای تنفسی، نارسائیهای شش و اندازه گیری میزان کارائی درمانهای اعمال شده به کار می روند. آنها همچنین در تشخیص ناهنجاریهای ریوی و سایر ناهنجاریهای ارگانهای مجاور به کار می روند(مثلاً قفسه سینه). برخی از داروهای شیمیائی و قلبی بر عملکرد سیستم ریوی انسان تأثیر نامطلوب می گذارند،اسپیرومترها در تصحیح اشکالات حاصل از این موارد نیز نقش مهمی ایفا می کنند. از این دستگاه برای از قبل ارزیابی کردن و پیش بینی عوارض تنفسی و کارهای تحقیقاتی پزشکی نیز استفاده می شود.

نحوهٔ عملکرد دستگاه

اسپیرومترها با استفاده از یک یا دو روش مکانیزم تنفس را ارزیابی می کنند. ۱) اندازه گیری حجم هوای تنفسی ۲) اندازه گیری میزان جریان هوای تنفسی. دستگاههائی که با روش اندازه گیری حجم کار می کنند هوای خروجی را در یک مخزن کالیبره شده جمع آوری کرده و سپس اطلاعات مربوط به جریان را از طریق حجم گازهای اضافه شده به دست می آورند. دستگاه های نوع دوم دارای یک مبدل مخصوص هستند که در مسیر جریان هوا قرار داده شده و حجم هوا را از طریق اطلاعات جریان عبوری محاسبه می کنند.

اندازه گیری حجم هوای تنفسی: برای اندازه گیری حجم از دستگاهها و مخازن کالیبره شدهٔ مختلفی استفاده می شود. در نوع آبی یک زنگ

متعادل در داخل مخزن آب قرار می گیرد و زنگ همراه با تنفس بیمار بالا و پائین می رود. حرکت آن توسط یک قلم یا مبدل متصل به زنگ بر روی کاغذ ثبت می شود. کل سیستم دارای وزن و مقاومت بسیار کمی است به صورتی که بر عملکرد تنفس دستگاه تأثیر نامطلوب نگذارد. در نوع دوم یک لاستیک غلتان به جای آب در بین زنگ و سیلندر کناری قرار می گیرد. این نوع اسپیرومترها معمولاً به صورت افقی نصب می شوند تا امکان پایداری و تعادل بیشتری را داشته باشند. در دستگاههای امروزی از ترکیبی از دو روش ذکر شده استفاده می شود.این اسپیرومترها مشکلات دو نوع اسپیرومتر قبلی را نداشته و بهتر عمل می کنند. سومین نوع اسپیرومتر دارای یک مخزن جمع کننده در قسمت زیرین دستگاه هستند که به شکل گوه می باشد. با پر شدن مخزن از هوا یک مبدل یا قلم نمودارها را بر روی کاغذ ثبت می کند.

اندازه گیری جریان هوای تنفسی:

چهار نوع ترانسدیوسر برای اندازه گیری جریان استفاده می شوند. در نوع اول یک دستگاه مخصوص که یک مبدل اختلاف فشار می باشد، اختلاف فشار موجود در مسیر جریان را در حین عبور جریان هوا از آن اندازه گیری می کند. تغییر فشار حاصله متناسب با نرخ جریان می باشد و به یک سیگنال تبدیل می شود. نوع دوم مبدل فشار می باشد که تغییرات مقاومت را در طول یک سیم گرم شده اندازه گیری می کند. هوای خروجی سیم گرم را خنک می کند و باعث تغییر مقاومت آن متناسب با جریان می شود. در نوع سوم، جریان هوا باعث چرخش یک توربین می شود و یک مدار دیجیتالی مقدار چرخش توربین را برحسب زمان شمرده و بدین ترتیب جریان را اندازه گیری می کند. در نوع چهارم هوا از یک تیوب پائین رفته و باعث ایجاد گردابهای کوچک هوایی در مسیر می شود که توسط یک سنسور اولتراسونیک شمرده می شود. هر گرهٔ ایجاد شده، یک پالس تولید می کند که متناسب با حجم هوای تنفسی است.

آنالیز و نمایش:

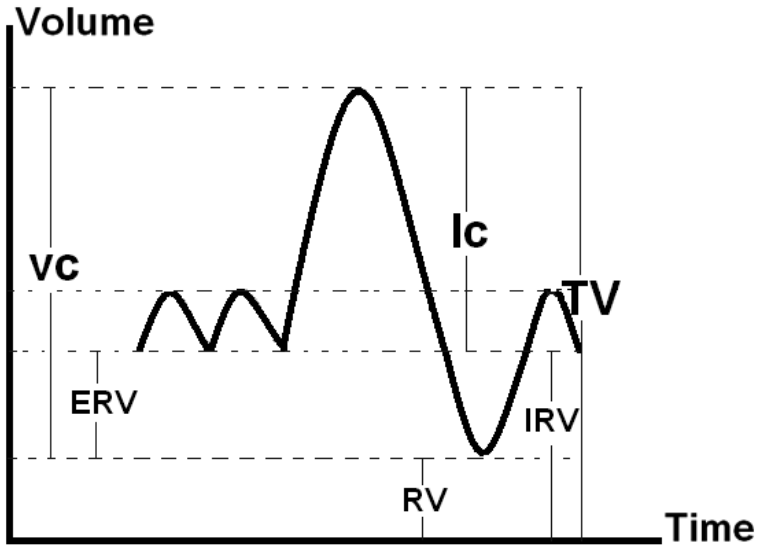
اطلاعات جمع آوری شده اسپیرومتر، توسط یک سیستم پردازش، آنالیز می گردد. میکروپروسسورها تقریباً در همه انواع اسپیرومتری استفاده می شوند. برخی سیستم ها مجهز به LCD هائی برای نمایش و گزارش اطلاعات هستند مدلهای دیگری وجود دارند که دارای یک PC جداگانه با مونیتور رنگی و یک پرینتر می باشند. بیشتر اسپیرومترهای تشخیصی دارای قابلیت ثبت اطلاعات بر روی کاغذ هستند.

تست های اسپیرومتریک:

در طول تست های اسپیرومتریک، بیمار یک نفس می کشد تا پارامترهای مختلف مثل حجم و جریان مشخص شوند. به تغییرات حجمی که در طول تنفس بیمار در وضعیت استراحت اتفاق می افتد حجم موج یا TV گفته می شود. فاصله بین ماکزیمم و مینیمم نقطهٔ شکل موج تنفس را ظرفیت تنفسی (VC) گویند. ماکزیمم حجم تنفسی پس از

یک بازدم کامل را IC یا حجم تنفس گویند. حجم رزرو دَم (IRV) و حجم رزرو بازدم (ERV) را می توان از طریق TV , VC , IC محاسبه کرد. (IRV عبارتست از تفاوت بین ERV , TV , IC تفاوت بین IC , VC است.) از پارامترهای مهم دیگری که در تست های اسپیرومتریک می توان محاسبه نمود به موارد زیر می توان اشاره نمود:

PF : (Peak flow)
پیک جریان
IC : (inspiratory capacity)
حجم تنفسی
ET : (expiratory time)
زمان بازدم
VC : (Vital capacity)
حجم حیاتی: ماکزیمم تغییرات حجم ششها



MVV : (maximum voluntary ventialation)
ماکزیمم حجم تنفس ارادی
FIC : (Forred inspiratory capacity)
حجم تنفس و دَم اجباری
ET : (End tidal)
انتهای موج
BTPS: (body temperature , ambienpressure)
دمای بدن فشار محیط
RV : (Residual volume)
حجم باقی مانده

علاوه بر پارامترهای فوق الذکر اسپیرومترها چندین پارامتر مهم دیگر را نیز اندازه گیری می کند که در بحث این کتاب نمی گنجد.

مشکلات اساسی دستگاه:

اساسی ترین مشکل مربوط به آلودگی به میکروارگانیسم های رشد یافته و انتقال یافته به دستگاه است. سازندهٔ اسپیرومترها یک سری

فیلترهای باکتریولوژیک و شیرهای یک طرفه را جهت عدم شیوع آلودگیها ساخته اند که از آنها باید حتماً استفاده نمود.در هنگام استفاده بهتر است که یک سری دستکش و اسباب ضد عفونی و استریل به کار برده شود. همچنین شلنگ های دستگاه ممکن است دچار پارگی شوند. ایراد دیگر مربوط به خرابی سنسورها و اشکالات نرم افزاری و سخت افزاری دستگاه می باشد.نتایج نادرست و غیر دقیق ممکن است به واسطه نشتی، استفادهٔ نادرست از دستگاه، مشکلات حمل و نقل، نگهداری سخت افزاری دستگاه به وجود آید.

آشکار سازهای صدای قلب نوزاد:

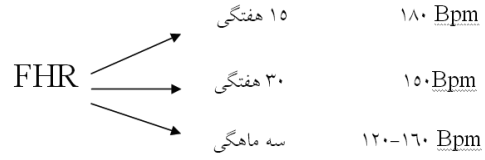
دستگاههای ارزان قیمتی هستند که در موارد مختلف درمانی جهت تولید اطلاعات صوتی یا تصویری در مورد نوزاد به کار می روند. بعضی از شرایط از قبیل کم حرکتی نوازد یا خونریزی واژن این سوال را برای مادر به وجود می آورد که آیا نوزادی که هنوز متولد نشده، سالم است یا خیر.در این شرایط آشکار سازی صدای قلب نوزاد موجب اطمینان خاطر مادر و دکتر معالج او خواهد بود. این صدای قلب توسط گوشی تا ۲۴ هفته بعد از لقاح قابل تشخیص نخواهد بود. در صورتی که سونی کیت ها این صدا را در حدود ۱۰ هفتگی نوزاد تشخیص می دهند که حتی بعضی از دستگاهها قابلیت تشخیص پیش از این موعد را نیز دارا می باشند. قابلیت هایی شبیه ریتم ضربان قلب نوزاد توسط برخی از این دستگاهها موجب کاربرد آنها در موارد تشخیصی نیز شده است در مدلهای پیشرفته، دستگاه قابلیت آشکار سازی جریان خون دو بعدی را نیز دارا است که به اپراتور این اجازه را می دهد، بعضی از ناراحتی های رگها در گردش خون سرخرگی را از قبیل سکته قلبی را تشخیص دهد که در این مورد از پروب با طول موج کوتاه تر استفاده می نمایند.

اساس کار دستگاه:

اساس کار بدین طریق است که یک موج صوتی با فرکانس بالا به صورت پالسی یا پیوسته از طریق یک یا دو کریستال پیزوالکتریک که در داخل پروب جا داده شده اند،عبور داده می شود.

پروب روی شکم مادر در جایی که قلب نوزاد قرار گرفته و ژل انطباق اکواستیکی موجب انتقال بهتر موج التراسوند می گردد که در هر دو سیستم پیوسته و پالسی – داپلر شیوه کار بدین طریق است که موج یاد شده با خصوصیات بالا از بدن عبور می کند و برگشت آن توسط سنسور پیزوالکتریک

تشخیص داده می شود و به سیگنالهای الکتریکی تبدیل می گردد. وقتی که قلب نوزاد یا سلولهای خونی و یا دیواره رگها در حرکت باشند این حرکت تشخیص داده شده و به وسیله هدفون یا اسپیکر نمایش داده خواهد شد. ریتم ضربان قلب توسط محاسبه زمان پیک های سیگنالهای داپلر تشخیص داده می شود. در دستگاههای امروزی یک عمل اتوکرولیشن روی سیگنال سنس شده صورت پذیرفته و اگر این سیگنال شبیه سیگنال قبلی بود محاسبه می گردد و اگر نه به عنوان نویز یا اغتشاش به حساب خواهد آمد. فرکانس مورد استفاده در این دستگاه بین MHz ۱۰-۲ است. فرکانسهای بالا وضوح بیشتری به وجود می آورند ولی دلیل پروبهای بافرکانس MHz ۳-۲ به طور رایج در این دستگاه کاربرد دارند و بعضی از سازندگان نیز محدوده انتخاب فرکانس را برای اپراتور انتخاب پذیر کرده اند و در این مدل از دستگاهها برای هر کاربرد به پروب خاص آن فرکانس نیاز خواهیم داشت مثلاً برای تشخیص حرکت خون زیر پوست به پروبهایMHZ۸ و برای آزمایشات عمقی سرخرگی و سیاهرگی به پروب MHZ۵ نیاز خواهیم داشت. اکثر دستگاههای آشکار ساز صدای قلب نوازد کنترلهای محدودی را در اختیار اپراتور قرار می دهند از قبیل پیچ کنترل صدا که درجه دستگاهها وجود دارد و در برخی از موارد قابلیت نمایش تصویر تثبیت شده آن و همچنین بازخوانی صداهای ذخیره شده وجود دارد خروجی دستگاهها نیز متفاوت می باشد اکثراً خروجی صوتی توسط بلندگوهای داخلی یا خارجی صورت می پذیرد و در بعضی موارد قابلیت شنود توسط بلندگوهای کوچک متصل به گوشی های پزشکی وجود دارد. دراکثر دستگاهها ضربان قلب نوزاد روی سون سگمنت یا LCD نمایش داده می شود.در بعضی موارد قابلیت ترسیم شکل و نمایش ضربان نیز وجود دارد.ریتم ضربانهای قلبی نوزاد به صورت زیر خواهد بود.



چربی بدن و جریان خون، انرژی صوتی را جذب می‌کنند و از برگشت دقیق امواج جلوگیری به عمل می‌آورند و می‌توانند موجب اختلال در کارایی دستگاه شوند.

درانتهای کار، پروب استفاده شده را حتماً تمیز نموده تا مانع از انتقال میکروارگانیسم‌های موجود در روی پوست به بیمار دیگر گردیم.

بنا به توضیحاتی که داده شد دستگاه از اجزاء زیر تشکیل گردیده است.

۱- منبع تغذیه سال همراه با باطری های قابل شارژ
۲- برد الکترونیکی جهت ساخت فرکانسهای ارسالی MHZ۲ و دریافت فرکانسهای برگشتی و تشخیص امواج مورد نظر از روی آنها
۳- پروب که شامل پیزوالکتریکهای فرستنده و

گیرنده می باشند.

٤- تقویت سیگنالهای خروجی و نمایش آنها به صورت صوتی بر روی بلندگو

٥- ولوم کنترل صدا

٦- کلید خاموش و روشن

معمولی‌ترین اشکالاتی که برای سونی‌کیت‌ها رخ می‌دهد نشست ژل به داخل پروب بوده که کیفیت دریافت را دچار اشکال می‌نماید و برای رفع آن سطح روی پروب را جدا نموده و لایه ژل نشتی را تمیز می‌نمائیم و در بعضی از موارد نیز طول عمر پیزوالکتریکها به پایان رسیده و می‌بایست تعویض گردند.

انکوباتور نوزاد





یکی از دستگاههایی که در بخش زنان و زایمان بیمارستانها کاربرد فراوانی دارد انکوباتور نوزاد می باشد. یک فشار سرمای طولانی می تواند موجب فقدان اکسیژن ، تخلیه سریع ذخایر گیلیکوژن، هیپوگلیسیمی (بالا رفتن بیش از حد قند خون) واسیدوز متابولیک گردد. بنابراین نگهداری انرژی به وسیله حمایتهای دمایی، بسیار حیاتی می باشد. این امر توسط دستگاه وارمر وانکوباتور امکان پذیر بوده که انکوباتور ایمن تر و مطمئن تر از وارمر می باشد، در دستگاه وارمر گرمادهی توسط یک تابش گرمایی صورت می پذیرد. در صورتی که در انکوباتور، به روش همرفت، تبادل گرمایی بین هوای گرم تولید شده و پوست نوزاد، صورت می گیرد. بنابراین در یک مدت طولانی احتمال سوختگی نوزاد در دستگاه وارمر وجود دارد درصورتی که در انکوباتور این مساله منتفی می باشد.

اعمال حمایتهای دمایی در نوزادانی که زایمان زودرس داشته اند حیاتی تر بوده و چون این نوزادان نارس می باشند،آنها را درون محفظه ای که دما و میزان رطوبت آن به حدی خاص و کنترل شده می باشد قرار داده تابه حالت طبیعی و نرمال خود دست یابند.

اصول کار دستگاه:

شیوه کار بدین طریق بوده که نوزاد را روی یک سینی که در داخل یک محفظه پلاستیکی قرار دارد، قرار می‌دهند. جهت تولید هوای گرم و قابلیت سیرکوله شدن هوا در داخل محفظه، به یک المنت همراه با یک فن نیاز خواهیم داشت . المنت که توسط برق شهر تغذیه می شود، دمای هوا را تا حدی که توسط سنسورهای دمایی به آن اجازه داده می شود بالا خواهد برد و فن نیز مسئولیت ایجاد گردش هوایی گرم را به عهده

خواهد داشت.

دستگاه به طور معمول دارای دو مد عملکردی می‌باشد:

۱- کنترل دمای هوا

۲- کنترل دمای پوست

دمای هوا توسط سنسورهای دمایی مثل PT۱۰۰ یا LM۳۵ یا AD۵۹۰ کنترل می گردد ولی سنسورهای دمای پوست حساسیت بیشتری داشته و متفاوت می باشند.

کنترل میزان رطوبت نیز توسط تعیین تعداد قطره های آبی که به روی المنت می چکد و تبخیر می گردد، تنظیم می شود. در اغلب دستگاههای انکوباتور یک یا دو ورودی اکسیژن وجود داشته که به تنظیم کننده فشار مجهز می باشند. در مدلهای قابل حمل و نقل (پرتابل)،دستگاه دارای منبع تغذیه ۱۲ یا ۲۴ ولت مستقیم(DC) می باشد که این امر توسط باطریهای قابل شارژ نیکل کادمیوم (Ni-Cd) تامین می گردد.

مشکلات رایج دستگاه به قرار زیر می‌باشد.

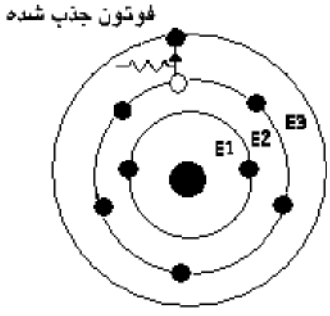
- خرابی سنسور دما و یا سنسور پوست: موجب گزارش دما کمتر از مقدار تعیین شده و در نتیجه گرمادهی بیشتر به نوزاد می‌گردد.
- خرابی سنسور حرکت فن
- خرابی فن
- سوختن المنت
- اشکالات مربوط به برد الکترونیکی

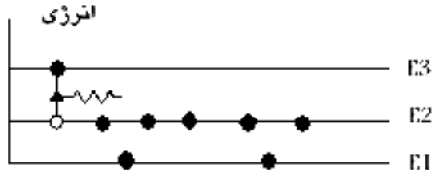
لیزر چیست ؟

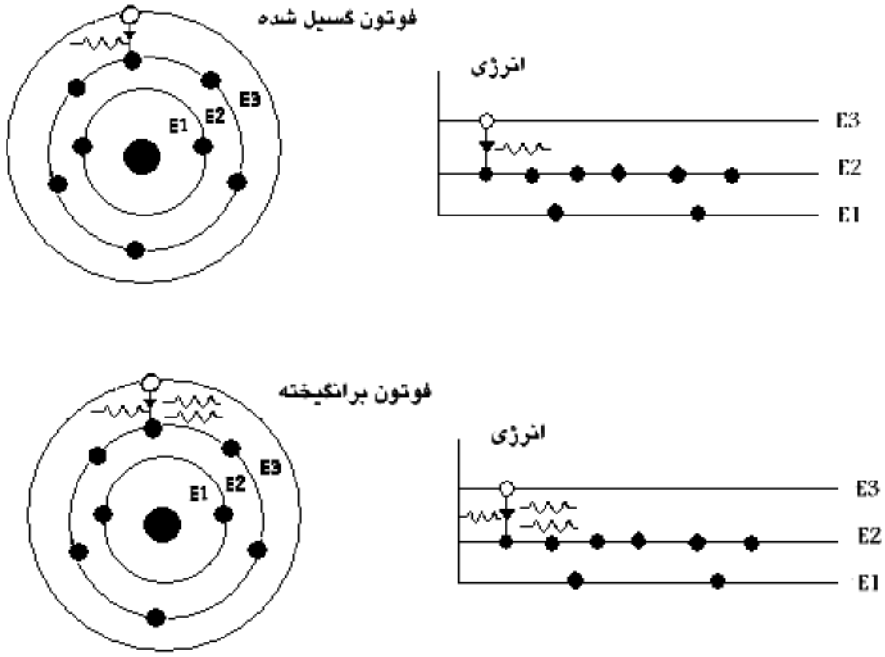
کلمه LASER از حروف اول عبارت Light Amplification by Simulated Emission of Radiation به معنی "تقویت نور به وسیله گسیل القایی تابش" تشکیل شده است. جهت درک عبارات فوق لازم است چند مفهوم اولیه را به اختصار شرح دهیم.

نور: همان گونه که می‌دانیم نور بخشی از طیف الکترومغناطیس است که از ذرات انرژی یا فوتون تشکیل شده است و با سرعت ۳۰۰۰۰۰ کیلومتر در ثانیه در خلاء سیر می‌کند. رنگ نور بستگی به طول موج آن دارد. نور مریی در محدوده طول موج ۴۰۰ تا ۷۰۰ نانومتر می‌باشد.

گسیل خودبخودی: در اتمهای تشکیل دهنده یک ماده، الکترونها در مدارهایی به دور هسته می‌چرخند. اگر یک فوتون انرژی با یک اتم برخورد کند، در صورتی که انرژی فوتون مزبور مناسب باشد، یک الکترون در آن اتم با دریافت انرژی به تراز بالاتر منتقل می‌شود.



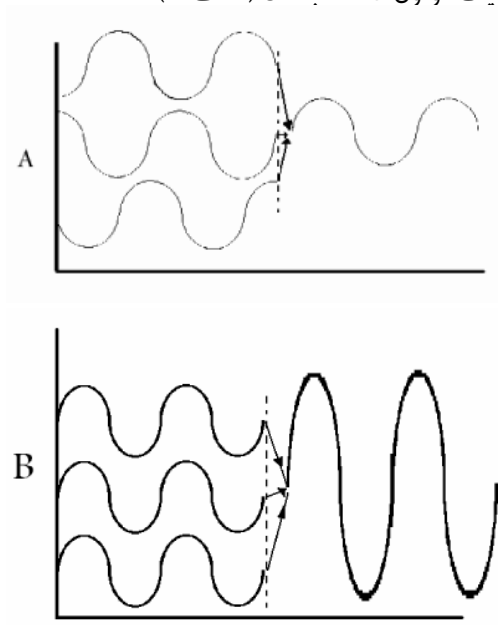




اتم در این وضعیت ناپایدار است (حالت برانگیخته) و بنابراین پس از مدت کوتاهی الکترون انرژی خود را از دست داده به یک مدار (تراز) پایین تر انرژی منتقل می شود (حالت پایه). انرژی از دست رفته به صورت یک فوتون از اتم خارج (تابش) می شود. به این خروج فوتون، گسیل خود به خودی گفته می‌شود.

گسیل القایی: اولین بار آلبرت انیشتین به صورت نظری این پدیده را معرفی نمود. او بیان کرد که اگر فوتونی به اتمی که در حالت برانگیخته است (الکترون آن در تراز بالاتر انرژی قرار دارد) قبل از آنکه گسیل خود بخودی اتفاق بیافتد برخورد کند، الکترون به تراز پایین تر منتقل شده و فوتونی دقیقاً مشابه با فوتون تابیده شده گسیل خواهد کرد.گویی یک فوتون انرژی با برخورد به یک اتم برانگیخته، فوتون دو قلوی خود را تولید می کند که طول موجی شبیه فوتون اول دارد (برای مثال هر دو، طول موج ۶۳۰ نانومتر، در محدوده رنگ قرمز دارند)که دقیقاً با فوتون اول همسوست و از همه مهمتر با فوتون اول "همفاز" است. در یک نور تک رنگ، اگر چه فوتونها دارای طول موج یکسان هستند، در هر لحظه در وضعیتهای متفاوتی از نوسان قرار دارند که گاهی تاثیر یکدیگر را خنثی می کنند و برآیند آنها بیش از یک فوتون تاثیر ندارد (در حالت A می بینید که در زمان واحد T، فوتون بالایی در اوج مسیر، فوتون وسطی در نیمه

پایینی مسیر و فوتون پایینی در نیمه راه صعود قرار دارد که برآیندشان بیش از انرژی یکی از فوتونها نیست). اما در نور لیزر، در هر لحظه فوتونها درست در یک وضعیت قرار دارند (همفازی) که باعث می شود مجموعه آنها اثری بسیار قویتر از یک فوتون داشته باشند (حالت B).



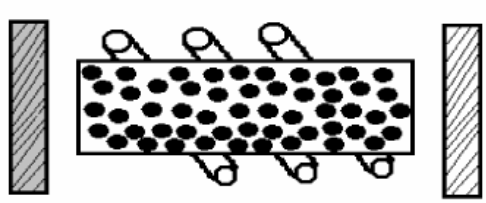
برای درک تأثیر این همفازی فرض کنید که صد نفر در طول یک دقیقه به صورت نامنظم ضرباتی با کف دست به یک میز وارد کنند؛ که میز در این حالت آسیبی نخواهد دید، سپس همین ضربات به صورت همزمان (هم فاز) به میز وارد شود. در این حالت میز بدون شک می شکند. چنین است که در حالتی که یک لامپ با توان ۱۰۰ وات به زحمت می تواند یک اتاق را روشن کند، نور لیزر با توان ۱۰۰ وات قدرتی بالا دارد و به راحتی فلز را سوراخ می نماید. نوری که از فوتونهای این چنینی با ویژگی های فوق تشکیل شده همان لیزر است. به عبارت دیگر لیزر نوری است که: ۱- تک رنگ است. ۲- فوتونهای آن هم جهتند (پرتوهای نور لیزر بر خلاف نور معمولی در مسافت زیاد بدون پراکندگی سیر می کنند). ۳- فوتونهای آن هم فازند. بر این اساس تولید چنین نوری با فوتونهای همسان جز به کمک پدیده گسیل القایی ممکن نیست. با وجود این و در حالی که انیشتین در سال ۱۹۱۷ پدیده گسیل القایی را شرح داد، اولین لیزر در سال ۱۹۶۰ ساخته شد؛ چرا که لازم بود ذهن بشر دستگاهی را اختراع کند که پدیده گسیل القایی را تقویت کرده و آن را به خدمت بگیرد.

دستگاه لیزر چگونه کار می کند؟

دستگاه لیزر طوری طراحی شده که بتواند پدیده گسیل القایی را که به طور عادی به ندرت رخ می دهد،تقویت نماید و پرتوهای هم فاز را خارج سازد. این حالت در صورتی اتفاق می افتد که اتمهای زیادی در یک حالت برانگیخته و نزدیک هم وجود داشته باشند تا گسیل خود به خودی از یک اتم منجر به ایجاد گسیل القایی در اتم مجاور شود. دو فوتون گسیل شده از اتم دوم به نوبه خود با برخورد به دو اتم برانگیخته دیگر فوتونهای مشابه با هم و با فوتون اولیه ایجاد می نمایند و ادامه این روند در مدتی بسیار کوتاه به تولید تعداد زیادی فوتون کاملاً مشابه می انجامد که به صورت نور لیزر از دستگاه خارج می شود.

بنابراین لیزر در اصل شامل سه جزء است:

۱) ماده ای که اتمهای آن برای تولید فوتونها به کار می روند (محیط فعال)
۲) منبع انرژی که اتمهای ماده فعال را در حالت برانگیخته قرار می دهد.
۳) دو آیینه



در ابتدا منبع انرژی، که می تواند الکتریکی یا نوری (حتی گاهی یک لیزر دیگر) باشد، اتمهای ماده فعال را در حالت برانگیخته قرار می دهد. این منبع انرژی باید اتمها را سریع تر از آن که بتوانند با یک گسیل عادی (خود به خود) به حالت پایه در آیند در حالت برانگیخته درآورد. به گونه ای که در هر لحظه تعداد اتمهای برانگیخته بیش از اتمهای حالت پایه باشد (وارونگی جمعیت)،هر اتم برانگیخته با برگشت به حالت عادی یک فوتون ارسال می کند که ممکن است در هر جهتی باشد. این فوتون ممکن است از محیط بیرون برود و یا با اتمهای دیگر برخورد کند و با پدیده گسیل القایی فوتونی شبیه به خود ایجاد نماید. دو آینه در دو سوی محیط فعال به صورت موازی قرار داده شده است، فوتونهایی که در طول مسیر خود به این آینه ها برخورد کنند، به داخل محیط فعال باز می گردند تا بیشتر گسیل القایی ایجاد نمایند و باقی فوتونها از دست می روند. با بازگشت این فوتونها به محیط فعال پدیده گسیل القایی مرتباً تشدید شده هر فوتون، دو فوتون شبیه خود تولید می کند. واضح است که پس از مدتی با از دست رفتن فوتونهای غیرهم جهت که به آینه ها برخورد نمی کنند،تمامی فوتونها علاوه بر مشابه بودن (همفازی و هم رنگی) هم جهت نیز خواهند بود. یکی از آینه ها بازتابگر جزئی است و بخشی از نوری را که به آن برخورد می کند از خود عبور می دهد و بقیه اش را به درون محیط فعال باز می گرداند . واضح است که نور خارج شده دارای فوتونهای مشابه (هم فاز و هم رنگ)و هم جهت است. این نور خارج شده همان لیزر است. لیزرها را بر اساس نوع ماده فعال نامگذاری می نمایند.این ماده فعال می تواند جامد، مایع یا گاز باشد.اولین لیزر که در سال ۱۹۶۰ توسط دکتر Maiman ساخته شد، لیزر یاقوت بود که نوعی از لیزرهای جامد است. از آن پس مواد مختلفی برای ساخت لیزر مورد استفاده قرار گرفتند که از مشهورترین آنها، به ویژه در پزشکی، می توان به لیزر دی اکسید کربن، آرگن، هلیوم- نئون و ... اشاره کرد.

طول موج پرتو لیزر: اگرچه همه فوتونهای هر لیزر طول موج یکسان و مخصوص به خود دارند، طول موج فوتونهای ایجاد شده توسط مواد مختلف، به دلیل تفاوت میزان ترازهای انرژی الکترونی آنها متفاوت است. به عبارت دیگر رنگ پرتو لیزر (طول موج فوتونهای آن) بستگی به ماده فعالی دارد که برای ساخت آن لیزر مورد استفاده قرار گرفته است. به عنوان مثال لیزر هلیوم- نئون

،قرمز رنگ است (طول موج ۶۳۰ نانومتر)؛ در حالی که لیزر بخار مس به رنگ سبز می باشد. در نتیجه یک دستگاه لیزر با یک ماده فعال خاص، تنها یک طول موج خاص را تولید می نماید.

توان لیزر: توان لیزرهای گوناگون براساس ویژگیهای مختلفی از جمله نوع ماده فعال و ساختار دستگاه لیزر متفاوت است. برای مثال لیزری که با توان ۲ میلی وات که به عنوان Laser pointer مورد استفاده قرار می گیرد، هیچ گونه گرمایی ایجاد نمی کند؛ در حالی که لیزری با توان ۱ وات که در ترموتراپی (درمان تومورهای سرطانی از را گرم کردن و منعقد کردن پروتئینهای سلولی تومور) مورد استفاده قرار گرفته است گرمایی در حدود ۴۰ تا ۵۰ درجه در بافت ایجاد می نماید. لیزرهایی با توان صدها وات می توانند به عنوان اسلحه در جنگها مورد استفاده قرار گیرند.

پیوستگی تابش لیزر: لیزرها به صورت پیوسته (مانند لیزر هلیوم – نئون، آرگون و ...) یا پالسی (مانند لیزر یاقوت، Nd:YAG و ....) کار می کنند. در لیزرهای پالسی در حین ایجاد گسیل القایی، پرتو لیزر به طور مداوم از آینه خارج نمی شود، بلکه پس از رسیدن مقدار فوتونهای هم فاز در درون محیط فعال به یک میزان مناسب، یک پرتو لیزر (در مدت کوتاهی در حد میکروثانیه تا نانو ثانیه) خارج می شود و سپس پدیده آبشاری گسیل القایی ادامه می یابد و تا رسیدن فوتونها به حد قبلی پرتویی خارج نمی شود. به طور کلی لیزرهای پیوسته توانهای خروجی بیشتری ایجاد می کنند. لیزرهای پالسی نمی توانند به طور پیوسته کار کنند، ولی می توان لیزرهای پیوسته ای ساخت که پالس تولید می کنند.

لیزرهای نیمه رسانا (دیود): در این لیزرها که در دو دهه اخیر ساخته شده و مورد بهره برداری قرار گرفته اند محیط فعال جامد است، اما طرز عمل آن با لیزرهای جامدی که قبلاً شرح داده شد،متفاوت است. این لیزرها بسیار کوچکند و محیط فعالی که لیزر از آن گسیل می شود ممکن است تنها در حدود میکرون باشد. منبع انرژی لیزر، الکتریسیته است که به طور مستقیم اعمال می شود. ساختمان لیزر نیمه رسانا شبیه ترانزیستور شامل یک پیوند بین ماده نیمه رسانای p (به عنوان قطب مثبت) و n (به عنوان قطب منفی) است. طول موج و توان خروجی به نوع ماده نیمه رسانا و ساختار وسیله بستگی دارد.به عنوان مثال لیزر دیود ساخته شده از آلیاژ گالیوم _ آلومینیوم_ آرسناید (لیزرGa-Al-As) که در لیزر درمانی بکار می رود بر اساس نوع مختلف آن طول موجی در حدود ۷۵۰ تا۹۰۰ نانومتر و توانی بین ۱۰ تا ۵۰ میلی وات دارد.

انواع لیزرها از نظر طول موج

تمام لیزرهای موجود در بازار دارای طول موجی در گستره ۲۵۰nm تا ۱۰۶۰۰nm بوده و پرتو غیریونیزان دارند.

نور چهار نوع لیزر مرئی است:

الف) لیزر آرگون با نور آبی ۴۸۸nm و نور سبز_ آبی ۴۱۵nm

ب) لیزر درمانی کم توان با نور قرمز ۶۳۲/۲۸ nm

ج) Ga_AS با طول موج ۸۱۰-۹۳۰ nm

د) نوعی لیزر توان پایین دیگر با نور قرمز برای تشخیص پوسیدگی با طول موج ۶۵۵nm.

بسیاری از لیزرهای دیگر با نور مرئی در محدوده مادون قرمز نزدیک ، میانه و دور در طیف الکترومغناطیس وجود دارند که برای جراحی بافت نرم و سخت به کار می روند. در این میان یک لیزر توان پایین نیز وجود دارد که طول موج آن در حدود ۸۱۰ nm است. سایر دستگاه های لیزر جراحی دارای طول موج های بالاتر هستند.لیزر دیودnm ۸۳۰ -۸۰۰ که محیط فعال آن از آلومنیوم ، گالیوم و آرسنایدتشکیل شده است، لیزر دیود ۹۸۰nm با محیط فعالی مشابه لیزر قبلی،لیزر Nd:YAG با طول موج ۱۰۶۴nm که YAG کریستالی از Yutrium Aluminum Garnet ترکیب شده با نئودیمیوم است،لیزر Ho:YAG با طول موج ۲۱۰۰nmو محیط Holmium . لیزر :Er.Cr YSGG با طول موج ۲۷۸۰nm که کریستالی از ایتریوم اسکاندیوم، گالیوم گارنت همراه با اربیوم و کرومیوم است، لیزر Er:YAG با طول موج ۲۹۴۰nm و ماده دوپینگ اربیوم،در نهایت لیزر دی اکسید کربن با طول موج ۱۰۶۰۰nm.

لیزرهای دی اکسید کربن و Nd:YAG در فرایندهای مشابه و برای برداشتن بافت نرم بکار می روند، با این تفاوت که لیزر دی اکسید کربن برای بافت های سطحی تر و لیزر Nd:YAG برای بافت های در عمق بیش از ۰/۱ میلی متر (بیشتر از آنچه دی اکسید کربن نفوذ می‌کند) مورد استفاده قرار می گیرد.

لیزر آرگون دارای نور سبز متمایل به آبی است و برای محکم کردن کامپوزیت ها و سفید کردن دندان‌ها به همراه ژل بکار می‌رود. این لیزر باعث تغییر خواص فیزیکی کامپوزیت ها شده و با پیوند زدن مولکول های کوچک به مولکول های بزرگ تر، استحکام کامپوزیت ها را به میزان زیادی بالا می برد و باعث سخت شدن کامپوزیت نرم در عمق های زیاد می‌شود.

لیزر YAG: Ho دستگاه دیگری برای جراحی بافت نرم است که جهت برداشتن دیسک آسیب‌دیده بین کندیل فک و قاعده جمجمه (مفصل گیجگاهی) استفاده می‌شود همانطور که گفته شد، این دستگاه برای جراحی‌های فک و صورت و برای تصحیح بافت‌های غضروفی بکار می‌رود.

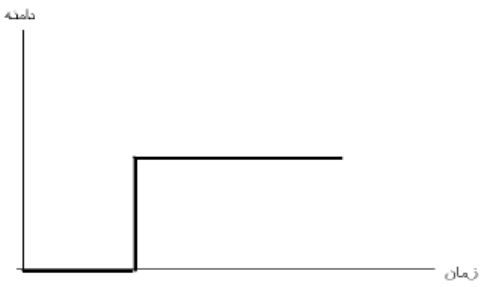
اصول فیزیوتراپی و الکتروتراپی:

علم فیزیوتراپی به معنی استفاده از یک سری پارامترهای فیزیکی و الکتریکی مانند جریان، ولتاژ و القاء الکتریکی جهت از بین بردن دردها و معضلات عضلانی اندام مختلف بدن می باشد. برای این منظور باید از شبیه سازهای (Simulator) جریان و ولتاژ الکتریکی استفاده نمود. برای رفع اشکال و درد در مورد هر یک از اعضاء باید پالسی را با مشخصات خاص (مانند دوره تناوب، فرکانس، شکل موج، دامنه و قطبیت و ...) به بافت مورد نظر اعمال نمود. به کلیه دستگاههایی که این سیگنال ها را ایجاد می کنند و در پزشکی کاربرد دارند،دستگاه های فیزیوتراپی گفته می شوند. بنابراین لازم است در مورد سیگنالها و نحوه انتقال آنها صحبت نمائیم.

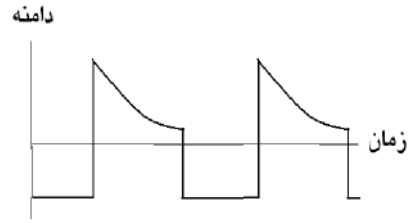
در این قسمت در مورد انواع پالسهای جریان صحبت خواهیم نمود.

انواع جریان ها:

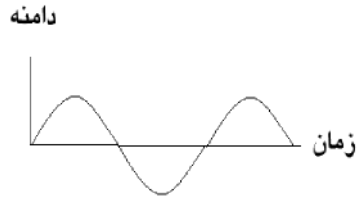
۱) جریان DC: این سیگنال مشابه یک تابع پله بوده و یک جریان مستقیم ، ممتد را دارا می باشد و جریان درست در زمان بسته شدن مدار برقرار شده و تا زمان قطع مدار متوقف نخواهد شد. (شکل زیر)



۲) جریان متناوب: این جریان یک سیگنال متناوب دو سویه می‌باشد و یک شکل موج به طور مکرر تکرار می‌گردد. این جریان به دو نوع استفاده می شود: ۱) متقارن (شکل الف)
۲) نامتقارن (شکل ب)



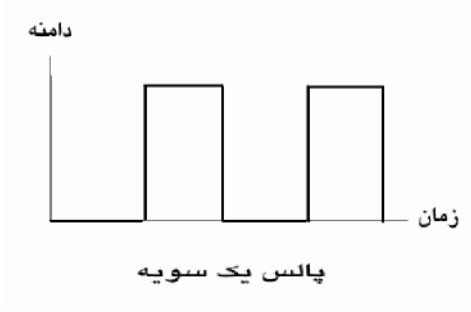
شکل ب : نامتقارن

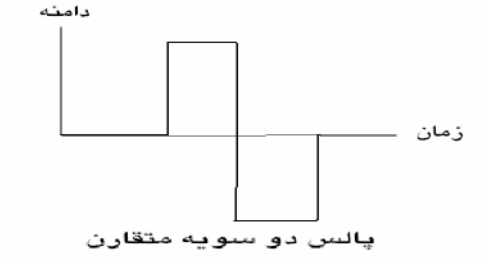


شکل الف : متقارن

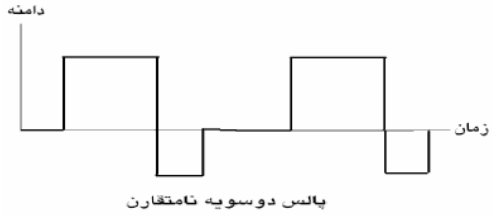
۳) جریان پالسی: می تواند به صورت یک سو یا دو سو باشد. پالس سیگنالی است که در یک مدت زمان محدود برقرار شده و تا سیگنال بعدی یک فاصله یا (Interval) خواهد داشت به زمان و حد فاصل بین دو پالس متوالی (Inter pulse interval) گفته می شود. پارامترهای یک سیگنال پالس عبارتند از: ۱) دامنه پالس
۲)فرکانس پالس
۳) دوره تناوب
۴) زمان و سرعت‌صدورپالس

سیگنال پالس یا به صورت AC و یا به صورت DC بیان می شود.



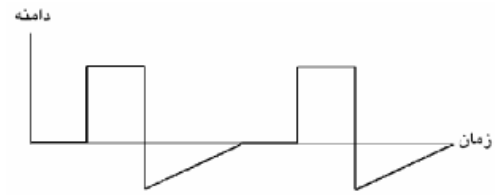


در صورتی که سیگنال پالس فقط در یک طرف محور زمان باشد آنرا پالس یک سویه و در غیر اینصورت آنرا پالس دو سویه گویند. یک پالس دو سویه می تواند متقارن یا نامتقارن باشد.

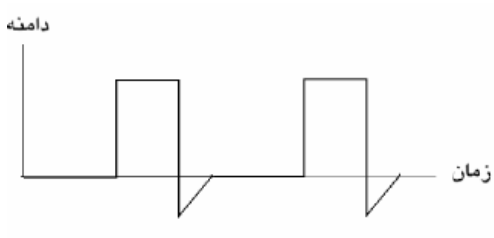


پالس نامتقارن خود به دو نوع تقسیم می‌شود:

۱) متعادل: در این نوع پالس مساحت سطح بالای محور زمان برابر است با مساحت سطح زیر محور زمان.



۲) نامتعادل: در این نوع پالس مساحت سطح بالای محور زمان با مساحت سطح زیر نمودار برابر نیست.



مشخصات یک سیگنال:

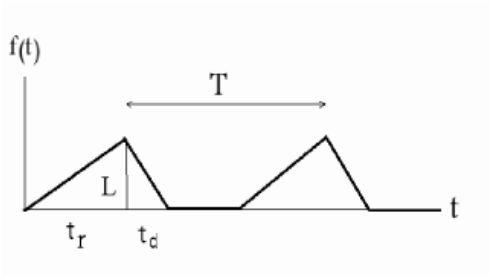
دوره تناوب یک سیگنال متناوب برابر است با فاصله زمانی پیک تا پیک ، دو هارمون متوالی از یک سیگنال. (T)

دامنه یک سیگنال عبارتست از فاصله یک سیگنال تا محور زمان. (L)

فرکانس یک سیگنال عبارتست از تعداد پیکهای یک سیگنال در واحد زمان. (f)

زمان صدور یک سیگنال عبارتست از مدت زمان رسیدن سیگنال به نقطه پیک آن (tr)

زمان تأخیر یک سیگنال عبارتست از مدت زمان رسیدن سیگنال از نقطه پیک به نقطه صفر (td)

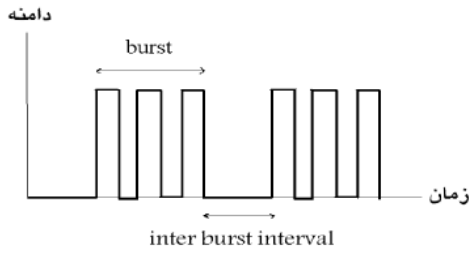


Burst: عبارتست از تعدادی پالس یا سیگنالهایی پالسی که در یک مدت زمان خاص از یک سیگنال متناوب ایجاد می شوند.

به حد فاصل بین Burstها inter burst interval گفته می شود.

On time: زمانی است که یک هارمون burst(قطار پالس) از سیگنالها وجود داشته باشد.

Off time: حد فاصل بین هارمونهای یک سیگنال می باشد.



Duty cycle: نسبت سیگنال On time به کل پروسه است.

جریان و ولتاژ ثابت: در سیستم های جریان ثابت ، جریانی را مستقل از تغییرات اهم یا مقاومت ، ایجاد می کنند. بر اساس قانون اهم، ولتاژ به صورت اتوماتیک تغییر می کند تا باعث تثبیت جریان در برابر نوسانات امپدانس شود.

سیستمهای ولتاژ ثابت ولتاژی را که مستقل از تغییرات اهم یا مقاومت باشد ایجاد می کند. بر اساس قانون اهم جریان به صورت اتوماتیک تغییر می کند تا باعث تثبیت ولتاژ در برابر نوسانات امپدانس شود.

$$I=V/R \qquad \text{(قانون اهم)}$$

معمولاً جهت ایجاد سیگنالها از مدارات میکروکنترلی بهره می بریم.حال نوبت به نحوه انتقال سیگنال رسیده است که توسط الکترودهای تحریک صورت می پذیرد.

الکترودهای تحریک : این الکترودها از جنس مواد رسانا ساخته شده اند که باعث القاعات الکتریکی به بافت مورد نظر می شوند.

انواع الکترودها:

۱) سطحی: این الکترودها در تماس با سطح پوست قرار می گیرند.
۲) تهاجمی این الکترودها را وارد پوست می کنند تا سیگنال را از زیر سطح پوست دریافت کنند.

برای یک الکترود یکنواخت شدت جریان متناسب با سطح تماس الکترودی می باشد.

با کاهش سطح تماس، شدت جریان در یک مقدار جریان خاص افزایش خواهد یافت. الکترودهایی که دارای سطح تماس بیشتری هستند دارای مقاومت کمتری خواهند بود. مقدار سطح الکترود مستقیما با شدت جریان متناسب است. هر چه سطح الکترود بزرگتر باشد، مقدار جریان حاصل از یک ولتاژ ثابت بیشتر خواهد شد.

$$R=\rho L/A$$

نحوه قرار دادن الکترودها:

اصلی‌ترین مشکلی که از بحث الکتروتراپی با آن روبرو هستیم، مسئله اغتشاش ناشی از قرار دادن الکترودها بر روی پوست است. به همین دلیل نحوه صحیح و محل دقیق قرار دادن الکترودها بر روی پوست بر حسب اندازه الکترود اهمیت زیادی دارد.

۱) تک قطبی: یک یا چند الکترود بر روی سطح بافت مورد نظر قرار داده می شوند (در نقطه حساس بافت) و بقیه الکترودها برای کامل کردن مدار در یک فاصله از بافت مورد نظر قرار می گیرند.
۲) دو قطبی: تمامی الکترودهای یک مدار در ناحیه حساس قرار می گیرند.
۳) چهار قطبی: الکترودها به نحوی در ۲یا چند مدار قرار می گیرند که جریانها از لحاظ هندسی بین مدارات تقسیم شوند.

کاربردهای طبی دستگاه‌های فیزیوتراپی:

۱) کاهش درد: TENS (تحریک عصبی الکتریکی عبور کننده از پوست) دستگاهی است که از تحریک الکتریکی خارج از پوست برای کاهش درد استفاده می کند. دستگاه Electroanalgesia به عنوان یک دستگاه رایج برای تشریح میزان عملکرد TENS در تسکین درد به کار می رود.

۲) اصلاح عملکرد ماهیچه‌ای:

الف) ماهیچه کشیده شده:
محرک الکتریکی عصبی- عضلانی یا (NMES) از تحریک الکتریکی جهت فعال سازی عملکرد ماهیچه از طریق تحریک عصب ماهیچه ای استفاده می کند.

ب) ماهیچه ضرب دیده:
تحریک الکتریکی ماهیچه ای (EMS) از تحریک الکتریکی برای فعال سازی و بهبود عملکرد ماهیچه ضربه دیده استفاده می کند.

۳) بهبود و تسریع در امر ترمیم بافت: تحریک الکتریکی جهت ترمیم بافت (ESTR) از تحریک الکتریکی جهت کاهش التهاب و بهبود ترمیم بافت توام با کنترل و درمان تورم بافتی استفاده می کند و باعث بهبود وضعیت شریانی می گردد.

حال به توضیحاتی در مورد دستگاه TENS می پردازیم که یکی از رایجترین دستگاههای فیزیوتراپی می باشد.

TENS



یک دستگاه الکتریکی است که توسط یک باطری قابل شارژ تغذیه می‌شود و دارای الکترودهایی است که بر روی سطح پوست قرار گرفته تا پالسهای الکتریکی را به اعصابی که زیر سطح پوست هستند، بفرستد. این دستگاه برای کاهش و تسکین درد توسط قطع سیگنال‌های درد ارسالی به مغز به کار می‌رود. ضمنا سیستم مکانیزم ENDOREHIN را فعال نموده و موجب کاهش درد می‌گردد. معمولا الکترودها در اطراف ناحیه درد قرار می گیرند و بر خلاف سایر دستگاه های مشابه TENS عوارض جانبی مثل کسالت را به دنبال نخواهد داشت.

لازم به ذکر است که این دستگاه عامل ایجاد درد را از بین نمی برد بلکه با از بین بردن سیگنال عصبی بافت مربوطه موجب تسکین درد می گردد و در موارد زیر به کار می رود:

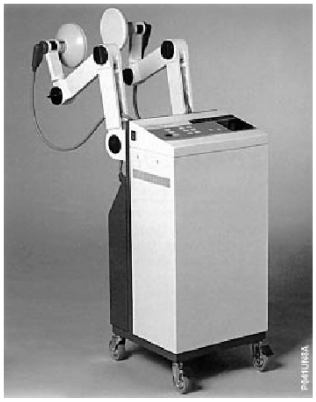
آرتروز- کمر درد- ضربه خوردگی- خون مردگی- درد های انگشت- درد های زانو- سردرد

میگرن- کشیدگی عضلانی- گردن درد- دردهای مزمن- روماتیسم- دردشانه و کم خونی و صدمات ورزشی و کمر درد و ....

دستگاه دارای قابلیت انجام موارد زیر می‌باشد:

- تنظیم شکل موج خروجی
- تنظیم فرکانس و زمان شکل موج خروجی
- تنظیم Duty cycle شکل موج خروجی

که تمامی تنظیمات فوق توسط یک میکروکنترلر همراه با مدارات مربوطه صورت می‌پذیرد. بدین طریق که برنامه تمامی شکل موجهای مورد استفاده، ذخیره شده و با انتخاب شکل موج و فرکانس و Duty cycle مربوطه ، شکل موج از حافظه بازخوانی شده و تنظیمات فرکانسی آن نیز توسط میکروکنترلر در هنگام ارسال صورت می پذیرد.



تکنولوژی ساختمان سیستم گرما درمانی
(Microwave & Shortwave Diathery)

با این که از هزاران سال پیش گرمابه‌ها و حوضچه‌های آب گرم به عنوان محل‌هایی برای درمان دردها شناخته شده بودند، ولی تا اواسط قرن هفدهم کسی از ویژگی‌های درمانی گرما آگاهی نداشت. اثرات فیزیولوژیکی گرم کردن بافت‌های عمقی عبارتند از: افزایش جریان خون در ناحیه گرم شده، افزایش انتشار در غشاهای بیولوژیکی، افزایش نرخ متابولیسم بافت، تغییر در واکنش‌های آنزیمی، تغییر در ویژگی‌های فیزویولوژیکی بافت‌های فیبروز در تاندون، مفصل و زخم‌ها؛ شل کردن عضلات و بالا بردن آستانه درد.

روش‌های مختلفی برای تولید گرما موجود است که عبارتند از: گرم‌کردن با رسانایی، گرم‌کردن با تابش فروسرخ (IR)، گرم‌کردن با امواج رادیویی یا دیاترمی و گرم‌کردن با امواج فراصوت، در این بخش سیستم‌های دیاترمی موج کوتاه (Shortwave) و ریز موج (microwave) بررسی خواهند شد.

در دیاترمی از امواج الکترومغناطیس فرکانس بالا برای تولید گرما در بافت استفاده می شود. دیاترمی موج کوتاه و دیاترمی ریز موج در درمان‌های فیزیوتراپی برای گرم کردن بافت در عمق یک تا سه سانتیمتر زیر پوست به کار می روند و باعث بهبود و تسکین درد می شوند. دیاترمی در درمان اسپاسم های عضله، انقباض های خودبخودی مفصل، مشکلات نورولوژی (مانند سیاتیک) و مشکلات تنفسی (مانند التهاب پرده جنب) به کار می‌رود.

اصول عملکرد دستگاه

در دیاترمی موج‌کوتاه و دیاترمی ریزموج انرژی لازم برای گرم‌کردن بافت از امواج الکترومغناطیس به دست می‌آید. دیاترمی موج کوتاه در فرکانس‌های پایین‌تر (معمولاً ۲۷/۱۲ MHz) کار می‌کند و دارای الگوهای

تابش متفاوتی از دیاترمی ریز موج است که در فرکانس‌های بالاتر (۲۴۵۰ مگاهرتز) کار می‌کند.

میدان‌های الکترومغناطیس از پوست عبور کرده و توسط بافت های زیرپوست جذب می‌شود. گرمایی که در یک ناحیه از بافت تولید می شود به شدت میدان، ویژگی‌های الکتریکی بافت (مثل مقاومت)، مدت درمان و تکنیک اپراتور بستگی دارد.

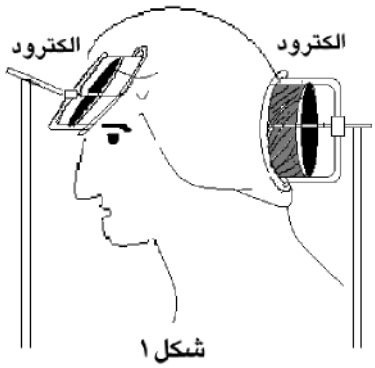
افزایش دما در بافت به میزان گردش خون هم بستگی دارد. چون گردش خون باعث خنک کردن منطقه گرم شده می شود. به علاوه، مقداری از گرما هم در اثر رسانایی از دست می‌رود.

دیاترمی موج کوتاه

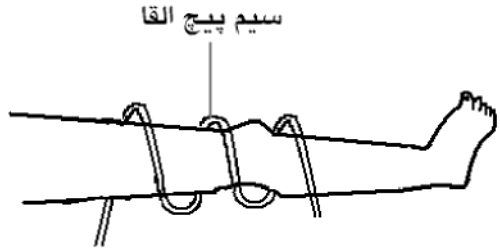
دستگاه دیاترمی موج کوتاه از سه قسمت اصلی تشکیل شده است، نوسان ساز، تقویت کننده توان و اپلیکاتورها (الکترودها). نوسان ساز، جریان با فرکانس بالا تولید می کند و تایمری دارد که از زمان اعمال جریان را کنترل می کند. تقویت کننده توان جریان را تقویت کرده و دارای خروجی تنظیم توان و یک خروجی اندازه‌گیری توان است.

اپلیکاتورها انرژی الکترومغناطیس را در حین درمان به بیمار منتقل می کنند. قدرت نفوذ دیاترمی موج کوتاه حداکثر ۳سانتی متر زیر پوست است. دستگاه های موج کوتاه انرژی الکتریکی یا مغناطیسی را به ترتیب با استفاده از اپلیکاتورهای خازنی یا القایی تولید می کنند. از اپلیکاتورهای خازنی برای درمان ارگان های داخلی، مفاصل بزرگ و عضلات بزرگ استفاده می شود.

در روش میدان خازنی، دو اپلیکاتور را در نزدیک ناحیه درمان قرار می دهند. جریان فرکانس بالایی که بین دو اپلیکاتور در جریان است بافت بین دو اپلیکاتور را گرم می کند و بیمار بخشی از مدار الکتریکی می شود. با ترکیب اندازه ها و انواع مختلفی از اپلیکاتورهای خازنی گرماهای متفاوتی به دست خواهد آمد. در شکل ۱، اپلیکاتورهای خازنی برای دیاترمی موج کوتاه نشان داده اند که در دو طرف سر قرار گرفته اند.



شکل ۱



شکل ۲

چهار نوع اپلیکاتور خازنی عبارتند از: فاصله هوایی (air gap)، بالشتکی (pad)، کاف و داخلی.

الکترود فاصله هوایی: صفحه ای رساناست که با ماده عایق پوشیده شده و فاصله هوایی بین صفحه و سطح پوست ایجاد می کند. اپراتور با حرکت دادن اپلیکاتور و با تنظیم صفحه درون اپلیکاتور فاصله هوایی بین صفحه رسانا و پوست را تنظیم می کند.

اپلیکاتور کاف: مشابه اپلیکاتور بالشتکی است و برای درمان دست ها و پاها استفاده می‌شود.

اپلیکاتورهای داخلی: برای درمان اعضای درون لگن استفاده شده و درون راست روده قرار داده می شوند.

اپلیکارتورهای القایی برای درمان مفاصل کوچک و قسمت های کوچکی از عضلات استفاده می شوند. در روش القایی با گذشتن جریان فرکانس بالا از یک رسانا (معمولاً سیم پیچ) میدان مغناطیسی ایجاد می شود. با قرار دادن رسانا در نزدیک سطح درمان، میدان مغناطیسی جریان های نوسانی در بافت القا می کند که باعث گرم شدن بافت می شود. در شکل۲، سیم پیچ القا در اطراف زانو برای دیاترمی موج کوتاه دیده می شود. انواع اصلی اپلیکاتورهای القایی، نوع کابلی ، استوانه ای و کانتور (دیپل) هستند.

کابل القایی: این اپلیکاتور بسیار خوب عایق بندی شده و به هر شکلی در خواهد آمد. این اپلیکاتور را در مجاورت بافت قرار می دهند و یا دور بافت می پیچند.

اپلیکاتور استوانه ای: سیم پیچ رسانا درون پوشش پلاستیکی استوانه ای شکل قرار داده می‌شود.

دیاترمی ریز موج

در دیاترمی ریز موج، انرژی توسط بافت‌هایی که حاوی مقدار زیادی آب هستند (مانند ماهیچه و خون) جذب می‌شود.

جذب ریزموج بیشتر از دیاترمی موج کوتاه است. انرژی ریز موج در مرز بین دو بافت ناهمانند منعکس می شود (مانند چربی- عضله، عضله- استخوان) و حداکثر نفوذ در بافت، ۲سانتی‌متر است.

انرژی ریزموج را بیشتر از دیاترمی موج کوتاه می توان متمرکز ساخت و به این ترتیب می توان به بافت مورد نظر گرما داد و گرمای داده شده به بافت های اطراف را به حداقل رساند.

در دستگاه دیاترمی ریز موج، نوسان ساز مگنترون انرژی فرکانس بالا را تولید می کند. اپلیکاتور (آنتن) امواج را به سطح مورد نظر گسیل کرده و آن ها را متمرکز می کند. نوع معمول اپلیکاتور، اپلیکاتور مستطیلی است که الگوی گرم شدن بیضی شکلی را ایجاد می کند و ماکزیمم گرما در مرکز است. از این اپلیکاتور در سطوح صاف یا مقعر بدن استفاده می‌شود و در اندازه‌های کوچک تر هم موجود است. اپلیکاتورهای نیمه کروی، الگوی گرم شدن دایره ای ایجاد می کنند

که بسته به قطر اپلیکاتور متغیر است. در بعضی از مدل ها، اپلیکاتورهایی که در ریز موج استفاده می شوند را هم می توان به کار گرفت.

مشکلات گزارش شده

دستگاه‌های دیاترمی،افزایش دما در بافت تحت درمان اندازه گیری نمی‌کنند و اپراتور باید خروجی دیاترمی را مطابق با سطح راحتی و احساس گرمای بیمار تنظیم کند. به این علت، دیاترمی برای بیمارانی که آستانه درد پایینی دارند توصیه نمی شود. به علاوه، در مواردی که خون رسانی ضعیف و نرخ پایین جریان خون را داشته باشیم، اگر خروجی دیاترمی به اندازه کافی کم نشود باعث گرم شدن بیش از حد یا سوختن می شود. استفاده از دیاترمی برای چشم ها، بیضه، تخمدان، رحم (در هنگام حاملگی) و مفاصلی که مقدار قابل توجهی سیال دارند و بیماران مستعد خونریزی (مانند بیماران هموفیلی) توصیه نمی شود.

قراردادن الکترودهای خازنی بسیار نزدیک به پوست، باعث تولید میدان با شدتی قوی شده و موجب گرم شدن بیش از حد یا سوختن پوست یا بافت چربی یا هر دو می شود.

بافت چربی بسیار مستعد گرم شدن بیش از حد است زیرا گردش خون کمی دارد و در نتیجه پراکنده شدن حرارت بسیار آهسته صورت می گیرد. بعلاوه، میدان الکتریکی تولید شده توسط الکترودهای خازنی ممکن است بافت چربی را بیشتر گرم کند زیرا مقاومت الکتریکی بافت چربی بیشتر از بافت عروقی است.

گرم شدن بیش از حد و سوختن مشابه حالت‌های بالا در روش میدان القایی هم ممکن است اتفاق بیفتد، اگر میدان مغناطیسی شدید یا غیر یکنواخت باشد و یا اگر در اثر تعرق لایه رسانایی تولید شود که توسط میدان مغناطیسی شدید یا غیر یکنواخت باشد و یا اگر در اثر تعرق لایه رسانایی تولید شود که توسط میدان مغناطیسی بیشتر گرم شود. برای کم کردن این آسیب ها، باید با قرار دادن چندین لایه حوله جذب کننده آب، فاصله ای بین الکترود و سطح پوست ایجاد کرد. استفاده از دیاترمی ریز موج برای نواحی استخوانی باید با احتیاط انجام شود زیرا ویژگی انعکاسی ریز موج باعث ریسک بالاتر سوختگی در بافت های نزدیک به استخوان و در میدان نفوذ می شود.

دیاترمی ریز موج و موج کوتاه نباید بر روی پروتزهای فلزی اعمال شوند زیرا فلزات انرژی مغناطیسی را جذب یا منعکس کرده و به شدت آن ناحیه را گرم می کنند و گرما را جذب یا منعکس کرده و به شدت آن ناحیه را گرم می کنند . با جدا کردن تمام اشیای فلزی (مثل جواهرات و سکه) از بیمار، استفاده از نیروهای نارسانا و استفاده از تمهیدات ویژه برای بیمارانی که پروتز فلزی دارند می توان احتمال گرم شدن بیش از حد را به حداقل رساند. ابزارهای الکترونیکی (مانند ساعت دیجیتالی) باید از محل اعمال دیاترمی دور نگهداشته شوند چون ممکن است در اثر حرارت آسیب ببینند.

ایده آل این است که بیمار را بدون لباس، تحت درمان قرار دهیم. لباس هایی که از مواد سنتزی هستند باید درآورده شوند چون جذب کمی دارند. لباس هایی که باعث میرایی گرما می شوند باعث گرم شدن بیش از حد و سوختگی در ناحیه درمان می شوند.

اگر مواد رسانا یا نیمه رسانا درون میدان مغناطیسی وجود داشته باشند، ممکن است موجب گرم شدن بیش از حد و سوختگی در ناحیه درمان شوند.

اگر مواد رسانا یا نیمه رسانا درون میدان مغناطیسی وجود داشته باشند، ممکن است گرم شدن بیش از حد اتفاق بیفتد. ایزولاسیون روی کابل های الکترود ممکن است در اثر استفاده و پس از طی مدت زیاد، کاهش پیدا کند. از آنجا که لیدها در ولتاژ بالا عمل می کنند، این کاهش، خطراتی را برای اپراتور و بیمار ایجاد می کند. کابل های آسیب دیده و ترک خورده باید تعویض شوند.

تابش الکترومغناطیسی از دیاترمی موج کوتاه و ریز موج ممکن است باعث اختلال در عملکرد پیس میکر (نوسان ساز قلبی) شود، حتی اگر اپلیکاتور به طور مستقیم انرژی را به نزدیک پیس میکر نفرستد. اختلالات شامل نوسان های سریع یا کاهش یافته و یا نامنظم پیس میکر، یا فیبریلاسیون بطنی یا سیستول است. معمولاً پس از درمان بادیاترمی و خاموش کردن دستگاه، پیس میکر به عملکرد طبیعی اش بر می‌گردد.

اسلیت لامپ:



اسلیت لامپ یک میکروسکوپ دوچشمی است که تست دوربین از ساختار چشم را انجام می دهد. متخصصان بیماریهای چشمی،اسلیت لامپ راجهت تست های روتین و معمولی چشم و شرایط اورژانس چشمی و اطمینان از سلامت چشم و مشاهده میزان پیشرفت بیماریهای چشمی و اطمینان از مناسب بودن لنزهای کار گذاشته شده بر روی چشم، جراحیهای چشمی و گرفتن تصاویر چشمی استفاده می نمایند. اسلیت لامپ ها در بررسی صدمات وارده به کره چشم و پاتولوژی قطعات داخلی چشم و بررسی قسمتهای خارجی آن نیز کاربرد فراوانی دارند. اسلیت لامپها قابلیت تصویربرداری از قسمتهای داخلی و خارجی کره چشم را دارند.جهت افزایش کارایی اسلیت لامپ ها و انجام استفاده های تخصصی تر از دستگاه مذکور ابزارهای دیگری مثل تونومترهای مخصوص (اندازه گیر فشار داخل کره چشم) و ابزار تصویر برداری مخصوص و لنزهای مختلف مورد استفاده قرار می گیرند. جهت روشن کردن ناحیه تست،اسلیت لامپها از روشهای گوناگونی بهره می گیرند. همچنین ابزار بزرگنمایی و فوکوس در اسلیت لامپهای مختلف،متفاوت است. با دستکاری پرتوی نور و قرار دادن پرتوی میکروسکوپ در موقعیت های مختلف می توان ناحیه ای خاص از چشم راملاحظه نمود.

نحوه استفاده از دستگاه:

اسلیت لامپها مجهز به یک منبع تولید نور (Source) با قابلیت انجام تنظیمات بر روی شدت نور و یک میکروسکوپ قابل تنظیم از نظر بزرگنمایی می باشند. این دو قسمت به یک پایه واحد متصل می شوند که امکان مانور دقیق آنها با تثبیت آنها بر روی پایه دستگاه وجود دارد. پایه مذکور دارای قسمتی است که سر بیمار بر روی

آن استقرار یافته و تثبیت می شود. سیستم نور افشانی دستگاه شامل یک منبع نور، سیم های مربوط و چندین کنترل برای تنظیم و چرخش پرتو تابیده شده می باشد. پهنای اسلیت را می توان از ۰ الی ۱۴ میلیمتر تغییر داد که این امر توسط یک اهرم صورت می پذیرد. شدت نور را نیز می توان توسط یک سلکتور تغییر داد. پارامترهایی از نور را که می توان تغییر داد عبارتند از: شدت نور، مدت زمان تابش و زاویه مورد نظر برای پرتویی که می بایست به بافت چشمی تابیده شود. زاویه تابش نور را می توان به صورت افقی و عمودی تا زاویه ۹۰ درجه تاباند. همچنین می توان در مسیر پرتو از فیلترهای مختلفی مثل کبالت آبی، فیلتر رنگ قرمز و فیلتر جذب کننده گرما قرار داد که هر یک از آنها در آزمایشات خاص استفاده می گردند. تکنیک های مختلفی برای تابش نور وجود دارد مثلاً می توان نور را در راستای مستقیم یا معکوس تاباند که در حالت معکوس،پرتو بازتاب شده به تصویر تابیده می شود. در روش دیگر از پدیده tyndall برای مشاهده مشخصات بافت شفاف چشمی استفاده شود.

میکروسکوپها معمولاً دو چشمی هستند که می توانند دارای اپتیک های همگرا یا موازی باشند. بزرگنمایی دستگاه را می توان از۶X الی ۴۰X تغییر داد. بزرگنمایی و ابزار مربوط به بزرگنمایی از ۵/۰ X الی ۱۶X متغیر است. بدین ترتیب دامنه دید از ۵ الی ۳۶ میلیمتر قابل تغییر است. زاویه میکروسکوپ دو چشمی از ۰ الی ۱۵ درجه می باشد که در مدلهای مختلف متفاوت می باشد. بدنه اسلیت لامپ شامل ساختارهایی است که از میکروسکوپ و منبع نور حفاظت می کند. از آنجا که میکروسکوپ دارای فاصله کانونی ثابتی است، ساختارهای چشم با جلو و عقب کردن قسمت های مکانیکی سیستم قابل فوکوس شدن می باشند. اسلیت لامپ را می توان به بالا و پایین حرکت داد و ارتفاع آن را تغییر داد. ضمناً یک دسته برای تغییر دادن دستگاه در راستاهای مختلف وجود دارد. در طول تست، سر بیمار در راستای کاملاً مستقیم قرار گرفته و چانه او در جایگاه مخصوص تثبیت می شود.

ابزار جانبی دستگاه:

ممکن است در طول آزمایش با اسلیت لامپ از ابزار جانبی دیگری نیز استفاده شود.لنزهای مخصوصی به نام hruby برای مطالعه قسمت های داخلی چشم می تواند استفاده شوند. تونومتر را نیز می توان برای اندازه گیری فشار داخل کره چشم برروی دستگاه اسلیت لامپ نصب نمود. با استفاده از یک سری لنزهای تماسی خاص، می توان زاویه فیلتراسیون و داخل شبکیه را مورد تست قرار داد. همچنین برای کارهای آموزشی و تحقیقاتی می توان از ابزارهای مختلفی استفاده نمود که عموماً برای ذخیره سازی و نمایش تصاویر گرفته شده از چشم استفاده می شوند مانند یک دوربین تلویزیونی جهت نمایش تکنیک های آزمایش.

مشکلات رایج دستگاه:

اصولاً اسلیت لامپها دستگاههائی هستند که کمتر دچار خرابی شدید می شوند،علاوه بر اشکالات مکانیکی در صورت اتصال نادرست سیم برق ممکن است به دستگاه شوک الکتریکی داده شده و باعث خرابی آن گردد.لازم به ذکر است که با اسلیت لامپ نمی توان تصاویری را که زیر سطح مات قرار گرفته اند مشاهده نمود.

الکتروانسفالوگراف (ثبت پیامهای الکتریکی از مغز) :

چنانچه برای سنجش فعالیت الکتریکی الکترودهایی را روی پوست سر قرار دهید، برخی از پیامهای الکتریکی پیچیده و بسیار ضعیف را دریافت خواهید کرد. این پیامها حاصل فعالیت الکتریکی سلول های عصبی قشر مغز هستند. در سال ۱۹۲۹ هانس برگر (Hons Berger) برای اولین بار به وجود آنها پی برد و از آن زمان تا کنون پژوهش های فراوانی در زمینه کاربردهای بالینی، فیزیولوژیک و روانی این پیامها صورت گرفته است، ولی هنوز هم موارد مبهم بسیاری وجود دارد. طبق یکی از این فرضیه ها پتانسیل ها در اثر یک فرآیند متناوب همزمان که نورون های قشر مغز را در بر می گیرد به وجود می آیند و با گروههای گوناگون نورونها که در لحظه های متفاوت فعالیت دارند ، همزمان می شوند. با توجه به این فرضیه، پیامها شامل بخشهای کوتاه و متوالی از فعالیت الکتریکی گروهی از سلولهای عصبی می باشند که در نواحی گوناگون قشر مغز قرار دارند. ثبت پیامهای مغز، الکترو انسفاگرافی (EEG) نام دارد.

شیوه کار بدین طریق است که امواج الکتریکی بسیارخفیف توسط سلولهای هرمی واقع در سطح خارجی مغز در پاسخ به محرکهای مختلف تولید شده و امواج EEG را می سازند. نوسانات امواج الکتریکی توسط الکترودهای واقع در سطح جمجمه آشکار شده و توسط EEG ثبت می گردند.

سیگنالهای دریافتی دارای دامنه نوسانی کوچک در حدود ۵۰ میکروولت و بسامدی بین ۰/۱ تا ۱۰۰ هرتز می‌باشند. به نظر می‌رسد بسامد سیگنالهای EEG به فعالیت ذهنی فرد بستگی دارد. مثلاً سیگنال EEG فرد در حال استراحت بسامدی بین ۸ الی ۱۳ هرتز دارد یا از امواج آلفا تشکیل شده است که با فعال تر شدن فرد دامنه بسامدها نیز افزایش می یابد یا از امواج بتا (بیش

از ۱۳ هرتز) تشکیل می‌شود. دامنه بسامدهای گوناگون به شرح زیر می‌باشد.

دلتا یا کند	۰/۵ الی ۳/۵ هرتز
تتا یا کند متوسط	۴ تا ۷ هرتز
آلفا	۸ تا ۱۳ هرتز
بتا یا سریع	بیش از ۱۳ هرتز

تداخل حاصل از سیگنالهای الکتریکی خارجی بیشتر باعث بروز مشکلات جدی در پردازش پیام EEG می‌شود. حتی اگر سر و صدای محیط خارج را کنترل کنیم، باز هم پتانسیل‌های حاصل از فعالیت ماهیچه‌ها، مانندحرکت چشم، می‌تواند باعث شکل غیر طبیعی در نوار EEG می‌گردد.

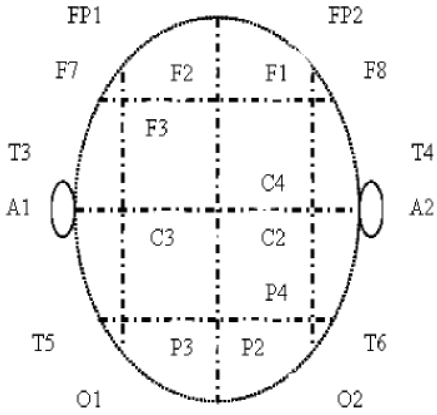
کاربردهای EEG

از EEG به عنوان وسیله‌ای کمکی در تشخیص بیماریهای مغز استفاده می‌شود و بهترین وسیله برای تشخیص صرع است و انواع تشنجهای صرعی با استفاده از آن طبقه‌بندی می‌شود. همچنین EEG در تشخیص تومورهای مغزی نیز مفید است زیرا فعالیت الکتریکی در ناحیه تومور کاهش می‌یابد. هنگامی که نتوان در جراحی از ECG سود برد از EEG به عنوان پایشگر یا مونیتور استفاده می‌شود. همچنین ثبت فعالیت‌های خودبخودی مغز در زمانهای استراحت، خواب و تفکر نیز با EEG میسر است. با توجه به اینکه فعالیت نامتقارن نشانه‌ای از بیماری مغز است، سیگنالهای ارسالی از سمت راست و چپ مغز را با هم مقایسه می‌کنند.علاوه بر ثبت این فعالیت‌ها می‌توانیم سیگنالهایی را اندازه‌گیری کنیم که هنگام دریافت تحریک‌های بیرونی مغز به مانند پالسهای صوتی یا جرقه‌های نوری پدید می‌آیند. چنین سیگنالهایی را پاسخهای برانگیخته می‌گوئیم.

قسمتهای مختلف دستگاه EEG به قرار زیر می‌باشد:

الکترودهای مورد استفاده برای ثبت این پیامها اغلب دیسکهای کوچکی از جنس کلرید نقره هستند. محل قرار گرفتن الکترودها روی سر





و روی بخشی از مغز است که مورد بررسی قرار می گیرد. اندازه این الکترودها از اندازه الکترودهای مورد استفاده در ECG کوچکتر است بدین ترتیب آنها دارای امپدانس بیشتری بوده و مقدار امپدانس ورودی آنها نیز بالا است. در شکل قبل استاندارد بین المللی سیستم ۱۰ تا ۲۰ را درباره جایگاه الکترودها می بینید. معمولاً الکترود مرجع به گوش وصل می شود. (A۱,A۲)

الکترودهای مربوط معمولاً توسط چسب های رسانا به سطح جمجمه چسبانده می شوند. مجموعه ای از جفت الکترودهایی که تکنیسین برای ثبت انتخاب می کند را مونتاژ (MONTAGE) گویند. تعداد نمودارهای ترسیم شده به تعداد کانالهای مونیتور و مونتاژ انتخاب شده بستگی دارد.

یک پانل جداگانه در نزدیکی سر بیمار قرار دارد و حاوی کانکتکورهای لید الکترود و پری آمپلی فایر (پیش تقویت کننده) است. عموماً یک سیستم EEG حداقل دارای ۸ کانال می باشد که هر کانال یکی از سیگنالهای حاصل از الکترودها را تقویت می کند. در هنگام استفاده از الکترودهای سطحی، مثلاً در EEG کلینیکی، دامنه سیگنالهای دریافتی از ۲۵ الی ۱۰۰ میکروولت متغیر خواهد بود. به همین دلیل تقویت کننده هایی با تقویت بسیار بالا مورد نیاز خواهد بود. سپس سیگنال را دیجیتال نموده و در واحد نمایش خروجی نشان می دهد. هر کانال EEG سیگنال اندازه گیری شده را در طی چندین مرحله برای بدست آوردن سیگنال نهائی اندازه گیری و پردازش می کند.

حساسیت هر کانال را می توان تنظیم نمود. در شکل زیر نموار سیستم تقویت کنندگی EEG را مشاهده می کنید. سیگنال EEG ترکیبی از چند رنج فرکانسی (از ۱ الی ۳۰ هرتز) بوده و شامل نویز الکتریکی در سطح پایین سیگنال نیز می باشد. آمپلی فایرها نباید سطح نویر را تقویت کنند و فقط می بایست سطح سیگنال مفید را به اندازه قابل توجهی افزایش دهند. از آنجا که سطوح سیگنال خیلی کوچک است ولتاژهای مشترک دارای تاخیرات بیشتری خواهند بود بنابراین یک فیلتر الکترونیکی میان گذر(دارای پاسخ فرکانسی باند وسط) باعث حذف نویز موجود در سیگنال می گردد. . بیشتر دستگاههای EEG از سیستم ثبت دیجیتال برای نمایش و ثبت استفاده می کنند و با تنظیم پارامترهای مختلفی چون مونتاژ، فیلتر، مقیاس بندی افقی یا عمودی و ... امکان تغییر نمایش سیستم را فراهم می آورند. مونیتورهای EEG از کامپیوترهایی جهت تجزیه و تحلیل و تولید حجم انبوهی از اطلاعات EEG استفاده می کنند، به طوری که این اطلاعات در فرمت های مختلفی قابل نمایش هستند. مونیتورهای EEG سیگنالهای حاصله را به نحوی پردازش می کند که شکل مرجع و تغییرات الگو قابل آشکار سازی باشند. مونیتورهای EEG را می توان در بخشهای CCU,ICU جهت نمایش شرایط حاد بیمار استفاده کرد.

مشکلات مربوط به دستگاه

مشکل عمده دستگاه به استفاده نادرست از الکترودها مربوط می شود. در مورد نحوه چیدمان الکترودها باید روش مناسبی استفاده گردد. چیدمان صحیح الکترودها در وقت نمایش اطلاعات در EEG تأثیر بسزایی دارد همچنین اتصال الکترودها اهمیت بسیاری دارد.تماس ناصحیح الکترودها با سطح پوست باعث پدید آمدن اختلالاتی در نمایش اطلاعات می گردد.(بعضی از دستگاههای EEG دارای سیستم تست امپدانس برای نمایش کیفیت اتصال الکترود با سطح پوست می باشند.)

دیگر مشکل رایج EEG وجود یک سری آریتفکت و نویز در سیگنال نمایش داده شده می باشد که این اغتشاشات را می توان توسط فیلترهای بالا گذر خاصی کاهش داده همچنین نگهداری صحیح از الکترودها می تواند باعث کاهش نویزهای احتمالی گردد.

از موارد دیگر می توان به اشکالات مربوط به بردهای الکترونیکی مخصوصاً در قسمت پرینتر و بردهای تقویت کننده اشاره نمود.

مونیتورهای باطری دار باید از نظر داشتن باطری نو چک شوند.(تمامی قطعات باطری دار باید مجهز به سیستم هشدار دهنده کمبود برق باطری باشند.)

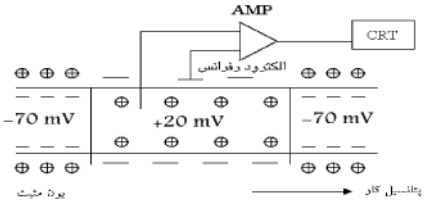
پیام‌های الکتریکی از عضلات (EMG) Electromyogram



یکی از راههای دستیابی به داده های تشخیصی درباره ماهیچه ها اندازه گیری فعالیت الکتریکی آنها است. ثبت پتانسیل از ماهیچه را در حین حرکت الکترومیوگرام یا (EMG) می نامند. در این قسمت به بررسی نحوه انتقال پتانسیل کار از آکسون به ماهیچه (که باعث انقباض آن می شود) خواهیم پرداخت.ماهیچه از واحدهای حرکتی بسیاری تشکیل شده است. اجزاء یک واحد حرکتی عبارتند است از:

- یک رشته سلول عصبی از ساقه مغز یا نخاع با شاخه های فراوان
- ۲۰۰۰-۲۵ سلول ماهیچه‌ای که از تطبیق صفحه های پایانه ای حرکتی به سلول عصبی وصل می شوند.

پتانسیل استراحت در دو طرف دیواره یک سلول ماهیچه ای و یک سلول عصبی شبیه هم هستند. فعالیت ماهیچه زمانی آغاز می شود که پتانسیل کار با عبور از آکسون از طریق صفحه‌های پایانه‌ای حرکتی به سلولهای ماهیچه‌ای وارد می‌شود و آنها را منقبض می‌کند.

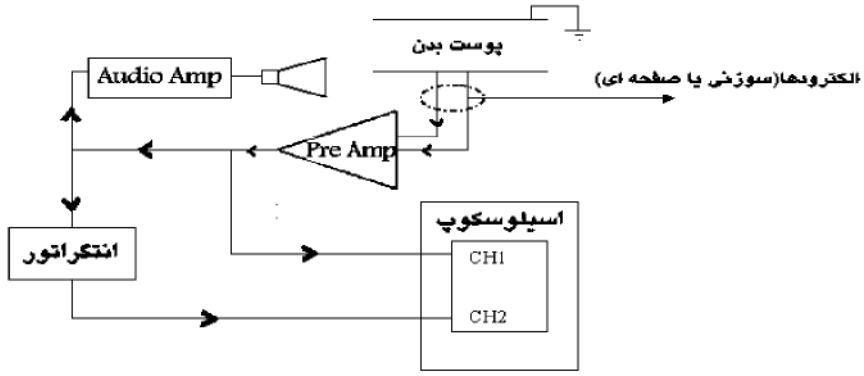


شکل فوق نحوه اندازه گیری پتانسیل را در یک سلول ماهیچه ای مغز نشان می دهد.

الکترود مرجع یا رفرانس در مایع اطراف سلول غوطه ور است. معمولاً در (EMG) سلولهای ماهیچه ای مغز کنترل نمی شود، زیرا جدا کردن یک رشته مغز دشوار است. الکترودهای (EMG) فعالیت الکتریکی چند سلول ماهیچه ای را ثبت می کند و برای این کار از دو الکترود سطحی یا الکترود سوزنی هم مرکز استفاده می شود. الکترود سطحی

را به پوست وصل می کنند و پیامهای الکتریکی ارسالی از واحدهای حرکتی را اندازه می گیرند. الکترودسوزنی هم مرکز را زیر پوست می گذارند و با به کارگیری سیمهای رسانا که به نوک سوزن متصلند، میزان فعالیت یک واحد حرکتی منفرد را اندازه گیری می کنند. در شکل زیر بلوک دیاگرام کلی یک دستگاه (EMG) را مشاهده می کنید.

پیامهای الکتریکی ماهیچه را می‌توان



مستقیماً روی یکی از کانالهای اسیلوسکوپ نمایش داد یا پس از یکپارچه کردن پیامها آنها را روی کانال دیگری نشان داد. پس از عبور پیامها از یک تقویت کننده، با یک بلندگو می توان صدای آنها را شنید. در درمانگاهها معمولاً از (EMG) قابل شنیدن و شکل یکپارچه آن برای تعیین چگونگی کار ماهیچه هنگام انقباض استفاده می‌شود. ثبت یکپارچه (برحسب ولت ثانیه) مقیاسی برای اندازه‌گیری کمیت الکتریسیته موجود در پتانسیل کار ماهیچه می‌باشد که انقباض های شدیدتر، پتانسیل کار بزرگتری را به وجود می آورند و ارزیابی شکل یکپارچه فعالیت پتانسیل کار نیز به علت صاف بودن منحنی آن آسانتر است.

می‌توان (EMG) را از ماهیچه‌ها یا واحدهای حرکتی به دست آورد که به طریقه الکتریکی تحریک شده‌اند، بدست آورد. این شیوه اغلب نسبت به انقباض ارادی شخص ارجحیت دارد. (انقباض ارادی غالباً در گستره ۱۰۰m/sec انجام می گیرد.) زیرا همه واحدهای حرکتی در یک زمان منقبض نمی شوند. همچنین هر واحد حرکتی بسته به پیام ارسالی از دستگاه عصبی مرکزی ممکن است پتانسیل کاری متفاوتی تولید کند. در تحریک الکتریکی ،زمان تحریک بخوبی مشخص است و همه سلولهای ماهیچه ای تقریباً همزمان تحریک می شوند. معمولاً دامنه نوسان یک پالس تحریک ۱۰۰V است که از ۰/۵ – ۰/۱ میلی ثانیه بطول می انجامد. زمان میان تحریک و آغاز پاسخ را زمان نهان می نامند. گاهی برای پی بردن به

شباهت زمانهای نهان و پتانسیل های کار،EMG های مربوط به ماهیچه های قرینه بدن را با یکدیگر یا با ماهیچه افراد سالم مقایسه می کنند. علاوه بر امکان تحریک الکتریکی واحدهای حرکتی، تحریک اعصاب حسی نیز امکانپذیر است(این اعصاب دادهای حسی را به دستگاه عصبی مرکزی حمل می کند.) با مشاهده پاسخ برگشتی از ماهیچه،می توانیم دستگاه بازتاب را بررسی کنیم.

بعضی از اعصاب حسی حساس با کمترین تحریک فعال می شوند اما در اعصاب حرکتی چنین اتفاقی رخ نمی دهد و هیچ پاسخی دیده نمی شود. پتانسیل کار اعصاب حسی با ورود به نخاع پاسخ بازتابی را بر می انگیزد که با عبور از اعصاب حرکتی، پاسخ تأخیری H را در ماهیچه به وجود می آورند. با افزایش میزان تحریک اعصاب حسی و حرکتی تحریک شده ، پاسخهای M و H به دست می آیند. در تحریکهای گسترده فقط پاسخ M قابل مشاهده است.تعیین سرعت پتانسیل کار اعصاب حرکتی نیز امکان پذیر می باشد بدین صورت که تحریکها به دو نقطه وارد و زمان نهان برای هر پاسخ اندازه گرفته می شود. تفاوت بین این دو زمان نهان برابر با فاصله زمانی لازم برای پیمودن فاصله میان دو نقطه به وسیله پتانسیل کار می باشد.سرعت پتانسیل کار مساوی است با حاصل تقسیم این مسافت به فاصله زمانی یادشده،بنابراین باتحریک اعصاب حسی در یک نقطه و ثبت پاسخها در نقاطی با فاصله های مشخص از نقطه تحریک می توان سرعت هدایت اعصاب حسی را تعیین کرد. در بسیاری از موارد،آسیب‌های عصبی باعث کاهش سرعت هدایت می شود. میزان این سرعت‌ها بین ۴۰-۶۰ m/Sec است و سرعت کمتر از ۱۰m/Secنشانه نارسایی در هدایت عصبی است.



EMG حاصل از تحریک‌های گوناگون برای تشخیص نوع خستگی ماهیچه‌ها به کار می‌رود.

ایرادهای رایج دستگاه

۱- واضح نبودن پیامهای الکتریکی دستگاه که به دلایل مختلفی از قبیل قرار نگرفتن صحیح الکترودها، قطعی در سیمهای ارتباطی بین دستگاه و الکترودها و خرابی فیلتر حذف نویز اتفاق می‌افتد، بنابراین اپراتور دستگاه باید آشنایی کامل با نحوه صحیح قرار دادن الکترودها بر روی پوست بدن بیمار را داشته باشد، چون عدم قرارگیری صحیح و عدم تماس درست الکترود با پوست منجر به نتایج نادرست یا وجود اغتشاش در پاسخ نهائی سیستم خواهد شد. همچنین حرکات اضافی در سطح ماهیچه باعث افتادن نویز بر روی سیگنال الکتریکی فاصله می‌شود، به همین

دلیل می‌بایست وضعیت بیمار در هنگام اندازه‌گیری ثابت باشد.

۲- اشکالات الکترونیکی مخصوصاً در قسمت Pre Amp (تقویت کننده اولیه)

۳- اشکال درسیستم Display یا اسیلوسکوپ

واژه نامه

A

Abnormal ..... غیرعادی
Absorption ..... جذب
Accuracy ..... دقت
Airflow ..... ایرفلو
Amalgam separator ..... جدا کننده آمالگام
Arm rest ..... زیردستی
Assistant ..... دستیار
Atomizer ..... اتمایزر
Auto analyzer ..... اتوآنالایزر
Autoclave ..... دستگاه استریل

B

B.T.P.S ..... دمای بدن، فشار محیط
Back protection ..... بازگردان تصویر
Backrest ..... پشتی
Bar code ..... برچسب
Bar ..... واحد فشار
Base line ..... خط مبنای سیگنال
Batch analyzer ..... تجزیه گر تعدادی نمونه
Bauls ..... قابلیت پمپ اینفیوژن جهت تزریق حجم کوچکی از دارو با فشار زیاد
Binocular ..... دوچشمی
Bipolar ..... دو قطبی
Bleaching ..... سفید کردن دندان
Blend ..... مد ترکیبی الکتروکوتر
Blockage ..... انسداد
Body ..... بدنه
Boost ..... شارپ کننده تصویر
Burst ..... تعداد پالسها در یک مدت زمان خاص در یک سیگنال متناوب

C

Cable ..... کابل
Calibration ..... کالیبراسیون
Capture ..... تسخیر، دریافت

Cardia ..... قلبی
Cardioversion ..... مد فیبریلاسیون دهلیزی
Cassette ..... کاست
Cat Scanning ..... سیستم تصویربرداری CT
Cell counter ..... شمارشگر سلول
Cell ..... سلول
Cellulose membrane ..... قشر سلولی
Centrifuge ..... سانتریفوژ
Cesium ..... سزیم
Closed ..... سیستم بسته
Coagulation ..... جوش افت
Coil ..... سیم پیچ
CT ..... Computed Tomography
Condenser ..... کندانسور
Conductivity ..... رسانایی
Contrast ..... اختلاف
CRT ..... نمایشگر سیگنال
CSF ..... مایع مغزی نخاعی
CSR (Central sterile room) .....
اتاق استریل مرکزی
Cut ..... برش بافت
Cuvett ..... کووت

D

Data acquisition ..... اکتساب داده ها
Data ..... داده
Day light ..... طیف رنگ خورشید
Demand ..... تقاضا
Demineralization ..... تکنیک کاهش مواد معدنی

Detector ..... اشکار ساز
Diathermy ..... دیاترمی
Dielectric ..... دی الکتریک
Discrete ..... گسسته
Display ..... نمایش
Distillation ..... تقطیر
Distribution ..... پراکندگی
Doctor console ..... میز دندانپزشک، تابلت
Double wrapped ..... پوشش مضاعف
Dry heat sterilization .....
استریلیزاسیون گرمای خشک
Drying ..... خشک کن
Duty cycle ..... نسبت روشن بودن به کل سیگنال

E

E.R.V ..... حجم رزرو بازدم
E.T ..... انتهای موج
E.V(Electrovalve) ..... شیر برقی
Earthen wave ..... سفالی
ECG(electrocardiogram) .....
دستگاه ثبت امواج قلب
EEG(Electroencephalogram) .....
دستگاه ثبت پیامهای مغزی
Einthoven ..... اینتهوون
Electrode ..... الکترود
EMG (Electromyogram) .....
دستگاه ثبت پیامهای الکتریکی عضلات
EMS ..... محرک الکتریکی ماهیچه ای
Endoscope ..... آندوسکوپ

ESTR..... تحریک الکتریکی جهت ترمیم بافت
Excited ..... برانگیخته
Expose..... تابش

F

F.I.C..... حجم تنفس در دم اجباری
Fan..... پروانه خنک کننده
Fault ..... خطا
FID ..... RF سیگنالهای اعملی پس از پالس
Fix rate ..... نرخ ثابت
Flame photometer ..... فتومتر شعله ای
Floor box ..... باکس زمینی
Flow time..... زمان ریزش
Fluid ..... مایع
Fluorescent..... فلوروسنت
Fma..... میلی آمپر فلوروسکوپی
Foot switch ..... پدال پایی
Freeze ..... ثابت نمودن تصویر

G

G ..... گرانولوسیتها
Gauss ..... واحد شدت میدان مغناطیسی
Generator ..... مولد
Ground state ..... مدار اولیه

H

Half band width..... پهنای نصف باند
Half silver mirror..... اینه نیم نقره ای
Hard flame..... شعله شدید
HCT..... هماتوکریت
Head rest..... زیر سری
Heating ..... گرمایش
HGB ..... غلظت هموگلوبین
High pass filter..... فیلتر بالا گذر
High tension..... اختلاف پتانسیل بالا
Holder..... نگهدارنده
Hollow ..... بار پوچ و توخالی
Host computer.....
کامپیوتر کنترل کننده یک سیستم

I

IC..... حجم تنفسی
IC ..... حجم تنفسی
Image reconstruction..... بازسازی تصویر
Input power..... برق ورودی
Interference..... میانی
Interval..... فاصله
Intra oral camera ..... دوربین داخل دهانی
Inversion..... معکوس سازی
IRV ..... حجم رزرو دم
ISE ..... الکترودهای یون انتخابی

K

KV control ..... کنترل ولتاژ
KVO(keep vein open) .....
تزریق دارو جهت جلوگیری از انسداد

L

L ..... لیپوسیتها
Laser(Light amplification by simulated

لیزر..... (emission of radiation)
نشتی ..... Leakage
لنتانیوم..... Lenthanium
کنترل سطح مایع ..... Level switch
تراز نمودن ..... Leveling
لایت کیور ..... Light cure
پرتو ..... Light
لیتیوم ..... Lithium
بار ..... Load
واحد تابش نور ..... Lux

M

مونوسیتها ..... M
کنترل جریان ..... Ma control
منبع تغذیه اصلی ..... Main supply voltage
نگهداری از دستگاه..... Maintenance
ماتریس معکوس ..... Matrix inversion
ماتریس، ارایه ای از اعداد و داده ها ..... Matrix
هموگلوبین متوسط گلبولهای قرمز ..... MCH
غلظت هموگلوبین متوسط گلبولی..... MCHC
حجم متوسط گلبولهای قرمز ..... MCV
مکانیکی ..... Mechanical
واحد رزولوشن تصویر ..... Mega pixel
میکرومتر ..... Micrometer
میکروسکوپ ..... Microscope
مایکروویو ..... Microwave
منوکروماتور ..... Monochromator
تک قطبی ..... Monopolar
مونتاژ ..... Montage
حجم متوسط پلاکتی..... MPV
تصویربرداری به روش مغناطیس ..... MRI (Magnetic resonance imaging)
ماکزیمم حجم تنفسی ارادی..... MVV

N

سیگنال ناخواسته‌ای که فاقد اطلاعات مفید باشد ..... Noise
غیر خطی ..... Nonlinear
سیستم صدانمودن پرستار و منشی .. Nurse call

O

شیءی ..... Objective
چشمی ..... Ocular
حدفاصل بین هارمونهای یک سیگنال ... Off time
اضافه بار ..... OLP
زمان وجود قطار پالسها ..... On time
سیستم باز ..... Open
اضافی..... Optional
اونس ..... Ounce
اشباع اکسیژن..... Oxygen saturation

P

مولد ضربان ..... Pacemaker
ذرات کوچک ..... Particle
ترومبوکریت ..... PCT
پریستاتیک ..... Peristaltic
پیک جریان ..... PF
فاز ..... Phase
نور سنج ..... Photometer

فتوتیوب ..... Phototube
تزریق با دو سرعت متفاوت ..... Piggy back
هرجزء تصویر دوبعدی ..... Pixel
الکترود زمین و بیمار ..... Plate
تعداد پلاکت ..... PLT
نشانگر ..... Pointer
پولاریزاسیون ..... Polarization
پوند ..... Pound
پهنای توزیع پلاکتها ..... POW
پیش تقویت کننده ..... PreAmp
پیشگویی ..... Predictive
فشار ..... Pressure
منشور ..... Prism
پروب ..... Probe
پالس ..... Pulse
برش خالص ..... Pure cutting

Q

کیفیت ..... Quality

R

محل قرار گیری نمونه ازمایش ..... Rack
انرژی نورانی ..... Radiant energy
رادیوگرافی ..... Radiography
رادیولوژی ..... Radiology
..... Random access analysis
انتخاب تصادفی تستها
نرخ ..... Rate
تعداد گلبولهای قرمز ..... RBC
پهنای توزیع گلبولهای قرمز ..... RDW
اماده بودن دستگاه جهت تابش ..... Ready
..... Real time
سیگنالی که به محض اکتساب نمایش داده شود
شکست، انکسار ..... Refraction
..... Resolution
در تصویربرداری تعداد پیکسلهای یک تصویر را گویند
فرکانس رادیویی ..... RF radio frequency
چرخش ..... Rotation
دور بر دقیقه ..... Rpm
زمان پس از شروع پالس ..... RRP
حجم باقی مانده ..... RV
رادیوویزوگرافی ..... RVG(Radiovisography)

S

..... SBS (Step by step)
قابلیت تزریق دارو در نوبتهای متوالی
جرم گیر ..... Scaler
تشک صندلی ..... Seat
انتخابگر ..... Selector
سلنیوم ..... Selenium
گیرنده، حسگر ..... Sensor
هم زن ..... Shaker
موج کوتاه ..... Short wave
سیلیکون ..... Silicon
شبیه ساز ..... Simulator
شیشه‌ای متراکم ..... Sintered glass
مجموع تیغه های پمپ ..... Slider
اسلیت لامپ ..... Slit lamp
شعله ملایم ..... Soft flame

Solid..... جامد
Source..... منبع
Specific..... خاص
Spectral ..... طیف نور
Spectrometer..... طیف سنجی
Spirometer..... اسپیرومتر
SRF ..... زمان اعمال پالس
Steady state..... فضای حالت
Steam generator..... مولد بخار
Steam sterilization..... استریلیزاسیون با بخار
Stethoscope ..... گوشی پزشکی
Stray light..... پرتو جانبی

T

Target..... هدف
TENS ..... دستگاه تسکین‌دهنده درد با قطع سیگنالهای درد
Tesla ..... واحد شدت میدان مغناطیسی
Textile ..... متخلخل
Thermal switch ..... کلید حرارتی
Thermometer ..... دماسنج
Timer..... تایمر
Tip ..... سری هندپیس
TR ..... زمان تکرار پالسها
Transmit ion ..... عبور
TV ..... حجم موج

U

U.V (ultra violate) ..... اشعه ماوراء بنفش
Ultrasonic cleaner .... تمیز کننده اولتراسونیک
unicular..... تک چشمی
Unwrapped..... بار پیچیده نشده

V

V.C..... ظرفیت تنفسی
Vacuum ..... فشار منفی
VIBI (volume to be infused)..... حجم تزریق دارو
Vibration ..... لرزش
Volume ..... حجم
Voxel..... هر جزء ۳ بعدی تصویر۳ بعدی

W

Warm–up time..... زمان گرم شدن یک دستگاه
Water quantity..... مقدار آب
Water reservoir..... منع آب ذخیره
WBC..... تعداد گلبولهای سفید
Work list..... تستهای مورد نیاز جهت انجام یک آزمایش
wrapped ..... بار پیچیده شده

X

Xenon..... گزنون
x–ray tube ..... x تیوب اشعه

Z

Zero position موقعیت صفر یونیت دندانپزشکی

مراجع:

۱) فیزیک پزشکی، عباس تکاور، انتشارات آییژ، ۱۳۷۸

۲) Medical instrumentation ، John Webster

۳) مقالات مربوط به بسته نرم افزاری Hpcs

٤) پایان نامه کارشناسی با عنوان بررسی عملکرد و سخت افزار MRI و الگوریتم بهینه سازی تصویر، صالح زمانی نژاد، دانشگاه صنعتی سهند تبریز

٥) مبانی رادیولوژی از دیدگاه مهندسی، سیامک نجاریان، انتشارات دانشگاه صنعتی امیرکبیر