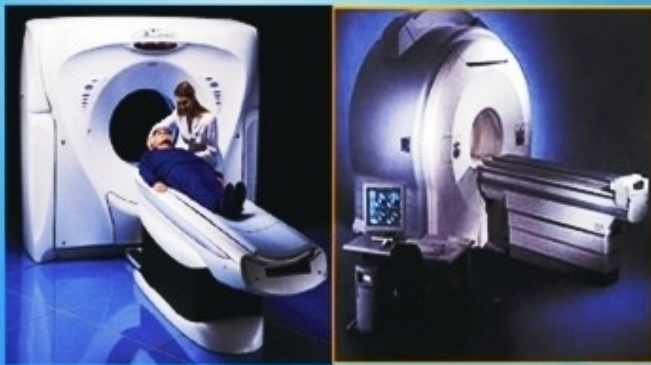




پوهنځی طب بلخ

توضیح اساسات فزیکي وسایل تشخیصیه طبی

چاپ دوم

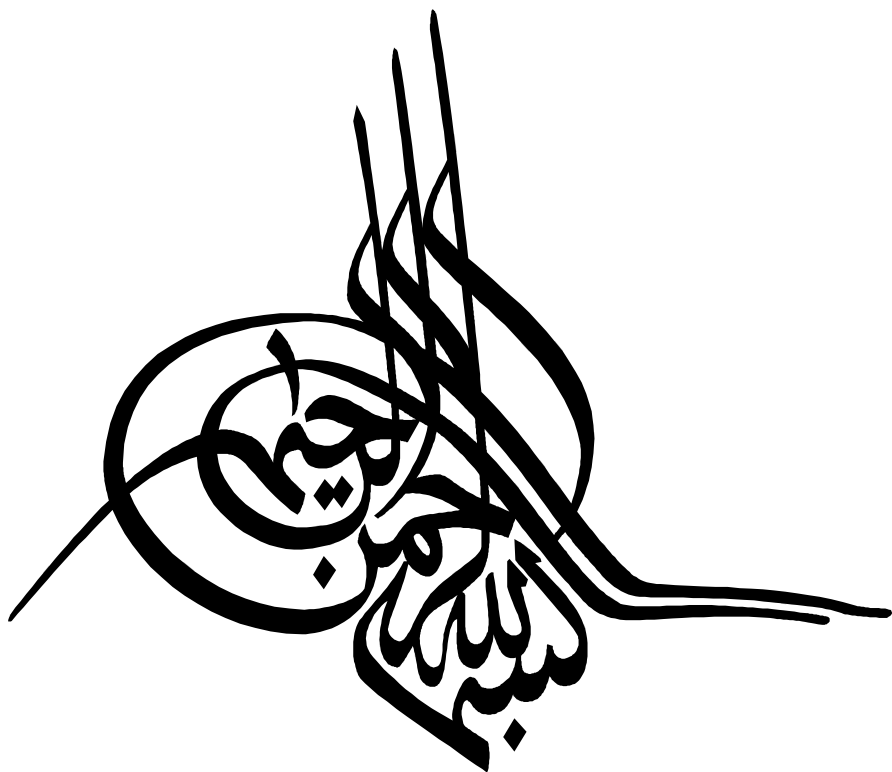


پوهاند میر محمد ظاهر حیدری

۱۳۹۱

Ketabton.com

www.ketabton.com



توضیح اساسات فزیکی

وسایل تشخیصیه طبی

مولف: پوهاند میر محمد ظاهر حیدری

1391

اسم کتاب	توضیح اساسات فزیک و وسایل تشخیصیه طبی
مؤلف	پوهاند میر محمد ظاهر حیدری
ناشر	پوهنځی طب بلخ
وېب سایت	www.ba.edu.af
تاریخ نشر	1391
چاپ	مطبعه افغانستان تایمز، کابل
داونلود	www.ecampus-afghanistan.org
تیراژ	1000

کتاب هذا توسط موسسه همکاری های اکادمیک آلمان (DAAD) از بودیجه وزارت خارجه فدرالی آلمان تمویل شده است. امور اداری و تخنیکي کتاب توسط موسسه افغانیک انجام یافته است. مسؤولیت محتوا و نوشتن کتاب مربوط نویسنده و پوهنځی مربوطه میباشد. ارگان های کمک کننده و تطبیق کننده مسؤول نمی باشند.

اگر میخواهید که کتابهای تدریسی شما چاپ گردد، با ما به تماس شوید:
داکتر یحیی وردک، وزارت تحصیلات عالی، کابل
تلفون دفتر 0756014640
ایمیل wardak@afghanic.org

آی اس بی ان 4-978849280827

تمام حقوق نشر و چاپ همراهی نویسنده محفوظ است

پیام



وزارت تحصیلات عالی

در جریان تاریخ بشریت کتاب برای کسب علم و دانش نقش عمده را بازی کرده و جز اساسی پروسه درسی بوده که در ارتقای کیفیت تحصیلات دارای ارزش خاص میباشد. از اینرو باید با در نظر داشت ستندردها و معیارهای شناخته شده جهانی و ضروریات جوامع کتب و مواد درسی جدید برای محصلین آماده و چاپ گردد.

از اساتید محترم موسسات تحصیلات عالی کشور قلبا اظهار سپاس و قدردانی مینمایم که با تقبل زحمات در جریان سالهای متمادی با تالیف و ترجمه کتب ممد درسی دین ملی خود را ادا نموده اند و از سایر اساتید و دانشمندان گرانقدر نیز صمیمانه تقاضا مینمایم که در رشته های مربوطه خود کتب و سایر مواد درسی را تهیه نمایند تا بعد از چاپ در دسترس محصلین گرامی قرار داده شوند.

وزارت تحصیلات عالی وظیفه خود میداند تا جهت ارتقای سطح دانش محصلین عزیز کتب و مواد درسی جدید و معیاری را آماده نماید.

در اخیر از وزارت خارجه کشور آلمان، موسسه DAAD، سایر ادارات و اشخاصیکه زمینه چاپ کتب طبی اساتید محترم پوهنخی های طب کشور را مهیا ساخته اند صمیمانه تشکر مینمایم و امیدوارم که این کار سودمند ادامه یافته و به سایر بخش ها نیز گسترش یابد.

بالاحترام

پوهاند دوکتور عبیدالله عید

وزیر تحصیلات عالی

کابل ۱۳۹۱

چاپ کتب درسی برای پروگرام بهبود پوهنخی های طب

استادان گرامی و محصلین عزیز!

کمبرود ونبود کتب درسی در پوهنتون های افغانستان از مشکلات عمده به شمار میرود. محصلین و استادان با مشکلات زیاد روبرو میباشند، آنها اکثرا به معلومات جدید دسترسی نداشته و از کتاب ها و چپتر های استفاده مینمایند که کهنه بوده و در بازار به کیفیت پایین فوتوکاپی میگردد.

برای رفع این مشکلات در دو سال گذشته ما چاپ کتب درسی پوهنخی های طب پوهنتون های کشور را آغاز نمودیم و تا اکنون ۶۰ عنوان کتب درسی را چاپ نموده و به تمام پوهنخی های طب افغانستان ارسال نموده ایم. این در حالی است که پلان ستراتیژیک وزارت تحصیلات عالی (۲۰۱۰ - ۲۰۱۴) کشور بیان می دارد:

« برای ارتقای سطح تدریس، آموزش و آماده سازی معلومات جدید، دقیق و علمی برای محصلان، باید برای نوشتن و نشر کتب علمی به زبان های دری و پشتو زمینه مساعد گردد. برای ریفورم در نصاب تعلیمی ترجمه از کتب و مجلات انگلیسی به دری و پشتو حتمی و لازمی میباشد. بدون امکانات فوق ناممکن است تا محصلان و استادان در تمامی بخش ها به پیشرفت های مدرن و معلومات جدید زود تر دسترسی بیابند.»

استادان و محصلین پوهنخی های طب با مشکلات زیاد مواجه اند. تدریس به میتود کهنه ،عدم دسترسی به معلومات و مواد جدید درسی و استفاده از کتب و چپتر های که به کیفیت بسیار پایین در بازار دریافت میگردد از جمله مشکلات عمده در این راستا میباشد. باید آن عده از کتاب هاییکه توسط استادان تحریر گردیده اند جمع آوری و چاپ گردند. با درنظرداشت حالت بحرانی کشور جنگ زده ما به دوکتوران ماهر و ورزیده نیاز داریم تا بتوانند در بهبود و ارتقای تحصیلات طبی و صحت عامه در کشور سهم فعال بگیرند. از اینرو باید توجه زیادتیر برای پوهنخی های طب جلب گردد.

تا به حال ما به تعداد 60 عنوان کتب مختلف طبی برای پوهنخی های طب ننگرهار، خوست ، هرات ، کندهار ، بلخ هرات و کابل را چاپ نموده ایم و پروسه چاپ 50 عنوان دیگر جریان دارد که یک نمونه آن همین کتابی است که فعلا در دسترس شما قرار دارد. قابل یاد آوری است که تمام کتب چاپ شده مذکور بصورت مجانی برای پوهنخی های طب کشور توزیع گردیده اند.

به اثر درخواست وزارت محترم تحصیلات عالی، پوهنتون ها، استادان محترم و محصلین عزیز در آینده می خواهیم این پروگرام را به بخش های غیر طبی (ساینس، انجیری، زراعت و سایر بخش ها) و پوهنخی های دیگر هم توسعه دهیم و کتب مورد نیاز پوهنتون ها و پوهنخی های مختلف را چاپ نماییم.

از آنجاییکه چاپ نمودن کتب درسی یک پروژه پروگرام ما بوده، بخش های کاری دیگر ما بطور خلاصه قرار ذیل اند :

1. چاپ کتب درسی طبی

کتابی که در اختیار شما است، نمونه از فعالیت های ما میباشد. ما می خواهیم که این روند را ادامه دهیم تا بتوانیم در زمینه تهیه کتب درسی با پوهنتون های کشور همکاری نماییم و دوران چپتر و لکچرنوت را خاتمه دهیم و نیاز است تا برای موسسات تحصیلات عالی کشور سالانه به تعداد 100 عنوان کتاب درسی چاپ گردد.

2. تدریس با میتود جدید و وسایل پیشرفته

در جریان سال ۲۰۱۰ توانستیم در تمام صنوف درسی پوهنخی های طب بلخ، هرات، ننگرهار، خوست و کندهار پروجیکتورها را نصب نماییم. برای ایجاد محیط مناسب درسی باید تلاش گردد که اطاق های درسی و کنفرانس و لابراتوارها مجهز به مولتی میدیا، پروجکتور و سایر وسایل سمعی و بصری گردند.

3. ارزیابی ضروریات

وضعیت فعلی (مشکلات موجوده و چالش های آینده) پوهنخی های طب باید بررسی گردد و به اساس آن به شکل منظم پروژه های اداری، اکادمیک و انکشافی به راه انداخته شود.

4. کتابخانه های مسلکی

باید در تمام مضامین مهم و مسلکی کتب به معیارهای بین المللی به زبان انگلیسی خریداری و به دسترس کتابخانه های پوهنخی های طب قرار داده شود.

۵. لابراتوارها

در پوهنځی های طب کشور باید در بخش های مختلف لابراتوارهای فعال وجود داشته باشد.

۶. شفاخانه های کدري

هر پوهنځی طب کشور باید دارای شفاخانه کدري باشد و یا در یک شفاخانه شرایط برای تریننگ عملی محصلین طب آماده گردد.

۷. پلان ستراتیژیک

بسیار مفید خواهد بود که هر پوهنځی طب در چوکات پلان ستراتیژیک پوهنتون مربوطه خود دارای یک پلان ستراتیژیک پوهنځی باشد.

از تمام استادان محترم خواهشمندیم که در بخش های مسلکی خویش کتب جدید تحریر، ترجمه و یا هم لکچرنوت ها و چپتر های خود را ایدیت و آماده چاپ نمایند. بعداً در اختیار ما قرار دهند، تا به کیفیت عالی چاپ و به شکل مجانی به دسترس پوهنځی های مربوطه، استادان و محصلین قرار داده شود. همچنان در مورد نکات ذکر شده پیشنهادات و نظریات خود را به آدرس ما شریک ساخته تا بتوانیم مشترکاً در این راستا قدم های مؤثرتر را برداریم. از محصلین عزیز نیز خواهشمندیم که در امور ذکر شده با ما و استادان محترم همکاری نمایند.

از وزارت محترم خارجه آلمان و مؤسسه DAAD (همکاری های اکادمیک آلمان) اظهار سپاس و امتنان مینماییم که تاکنون چاپ 90 عنوان کتب طبی درسی را به عهده گرفته که از آن جمله پروسه چاپ 50 عنوان آن جریان دارد. از پوهنځی طب پوهنتون ماینز آلمان (Mainz/Germany) و استاد پوهنځی مذکور دوکتور زلمی توریال ، Dieter Hampel و موسسه افغانیک نیز تشکر میکنیم که در امور اداری و تخنیکی چاپ کتب با ما همکاری نمودند.

بطور خاص از دفاتر جی آی زیت (GIZ) و CIM (Center for International Migration and Development) یا مرکز برای پناهنده

گی بین المللی و انکشاف که برای من امکانات کاری در طی دو سال گذشته در افغانستان را مهیا ساخته است نیز اظهار سپاس و امتنان مینمایم.

از دانشمند محترم پوهاند دوکتور عبیدالله عبید وزیر تحصیلات عالی، محترم پوهنوال محمد عثمان بابری معین علمی وزارت، محترم پوهندوی دوکتور گل حسن ولیزی معین اداری و مالی، روسای محترم پوهنتون ها، پوهنځی های طب و استادان گرامی تشکر مینماییم که پروسه چاپ کتب درسی را تشویق و حمایت نمودند.

همچنان از همکاران محترم دفتر هرکدام دوکتور محمد یوسف مبارک، عبدالمنیر رحمانزی، احمد فهیم حبیبی، سبحان الله و همت الله نیز تشکر مینمایم که در قسمت چاپ نمودن کتب همکاری نمودند.

داکتر یحیی وردک، وزارت تحصیلات عالی
کابل، نومبر سال ۲۰۱۲ م

نمبر تیلیفون دفتر: ۰۷۵۶۰۱۴۶۴۰

ایمیل آدرس: wardak@afghanic.org
textbooks@afghanic.org

پیشگفتار

پیشرفت های ساینس و تکنالوژی در عرصه های مختلف در این اواخر چشم گیر بوده و انسان روز گار ما در میان این همه دست آورد ها بزرگ قرار داشته و از سهولت های ان کسب فیض می نماید. و ازین پیشرفتها در ابعاد مختلف زندگی برای رفاه و سعادت، مصئونیت، راحتی و بلا خره در جهت دریافت صحت و سلامتی استفاده به عمل می آید.

شفا خانه های کشور با آلات و تجهیزات طبی که در تشخیص و تداوی مریضان از آن استفاده به عمل آید مجهز بوده و طبابت امروز بدون همچو وسایل موفقیت نداشته قادر به تشخیص و تداوی مریضان مطابق نورمهای صحی نمی باشد.

همانطوریکه از ین سامان و وسایل در عرصه های مختلف طبابت استفاده بعمل آید به همان اندازه نیاز به دانش استفاده این وسایل نیز است. کسب مهارت استفاده از سامان و وسایل تشخیصه طبی در ین عرصه طبیب را کمک و یاری می رساند.

- صدمات ناشی عدم آگاهی از اساسات فزیکی دستگاه های تشخیصه طبی.

- جلوگیری از حوادث و مصئونیت مریض و مریضداران
- خسارات مالی که ناشی از خراب شدن وسایل می باشد.
- رعایت تخنیک بی خطر

کتاب حاضر تعقیب کننده اهداف فوق بوده بر مبنای این اندیشه و فکر آماده گردیده است.

بار عایت تسلل موضوعات و اهمیت موضوع و قابل دسترس بودن آن برای داکتران جوان و محصلان ارجمند طب که فردا اشد نیاز به داشتن مهارت و اشنائی به کار برد ان دارد می باشد.

امید وارم که این اثر برای محصلان ارجمند طب و دست در کاران طبابت به حد توان کمک نموده و از مطالعه ان کسب نمایند.

با احترام

پوهاند میر محمد ظاهر (حیدری)

توضیح اساسات فزیک و سایل تشخیصه طبی

مقدمه:

در شریط معاصر وسایل گوناگون در ساحه های مختلف طبابت شامل معالجه و تداوی گردیده، شفاخانه ها و کلینیکها آراسته با تجهیزات طبی معاصر اند که استفاده از این وسایل نیاز به دانش پیرامون کار بردصوت، اشعه، انرژی و قوانین فزیک را در عرصه های مختلف در بر دارد و بیشتر شامل فزیک هسته و انرژی هستوی میباشد.

انرژی به اشکال مختلف ظاهر میگردد اما انرژی میخانیکی مهمترین آن بوده که مربوط به حرکت و وضعیت اجسام اند و بدو شکل انرژی پوتنسیل و انرژی حرکی ابراز وجود مینماید.

موج یکی از طریق انتقال انرژی از یک جای به جای دیگر است. موج انواع مختلف داشته اما طرز انتقال انرژی توسط همه آنها یکسان انجام میگردد و درانتشار موج ماده انتقال نمی کند.

اشعه X از جمله امواج الکترو مقناطیسی اند که امروز در عرصه های مختلف طب شامل تشخیص و تداوی گردیده است. خواص این اشعه نظر به طول موج شان از هم تفاوت دارد، که این تفاوت بر کار برد آن اهمیت خاص بخشیده است. دروسایل مختلفی که امروز شامل طبابت گردیده است از قبیل، CT-Scann , MRI, Ultrasound و... امواج الکترو مقناطیسی کار برد دارد که اطباء کشور ما در کلینیک ها شخصی و رسمی استفاده مینمایند. بنا برین در ذیل با معرفی مختصر اصطلاحات و مفاهیم فزیک و با ساختمان و

طرز استفاده آنها معلومات داده شده است. در تمام موضوعات شامل بحث سه حقیقت ذیل تحت مطالعه قرار داشته و اهداف عمده را تشکیل میدهد.

- معرفی سامان و سایل طبی

- توضیح پدیده های فزیکی در کار برد وسایل طبی.

- طرز مصئونیت و جلوگیری از حوادث در هنگام استفاده.

رعایت پرنسیپ های اساسی تخنیک بی خطر در اصول کار و هم چنان در بعضی موارد به اساس ضرورت به اهمیت موضوع ساحه های تشخیص و تداوی آن تفکیک و معلومات مقدماتی آن در متن انعکاس یافته است تا انگیزه بر پژوهش های وسیعتر را سبب گردد.

رساله هذا مجموعه ای معلومات مختصری است پیرامون توضیح پدیده های فزیکی در وسایل تشخیصه طبی و به هیچ وجه کامل و پاسخگوی همه نیاز ها در ابعاد وسیع و گسترده در عرصه خدمات طبی نمیشد. کسب معلومات بیشتر در غنا مندی مسلکی نیاز به معلومات و مطالعات بیشتر دارد که به مأخذ مراجعه شود.

فهرست مطالب

1	مقدمه
---	-------

فصل اول

اصطلاحات و مفاهیم پدیده های صوتی

3	1-1 اصطلاحات
6	2-1 سرعت صوت
6	3-1 ماورای صوت
7	4-1 پدیده های صوتی
10	5-1 شدت صوت
11	6-1 واحدهات شدت یا توان صوتی
12	7-1 کاهش شدت صوتی
13	8-1 امپیدانس صوتی
14	9-1 کار برد صوت در بدن انسان

فصل دوم

ستاتسکوپ

20	1-2 ستاتسکوپ چیست
20	2-2 تاریخچه
22	3-2 اجزای ستاتسکوپ
22	4-2 اساسات فزیککی ستاتسکوپ

فصل سوم

التراسوند

- | | | |
|----|------|-------------------------------------|
| 25 | 1-3 | التراسوند چیست ؟ |
| 27 | 2-3 | تاریخچه التراسوند |
| 28 | 3-3 | میتود تولید التراسوند |
| 29 | 4-3 | روش پیزو الکتریکسته |
| 35 | 5-3 | دستگاه مؤلّد امواج التراسوند |
| 36 | 6-3 | ترانسدیوسر و انواع آن |
| 39 | 7-3 | موارد استفاده التراسوند |
| 41 | 8-3 | میتود استفاده از التراسوند |
| 45 | 9-3 | موارد استعمال A- Scan |
| 49 | 10-3 | اثرات فزیولوژیکی التراسوند در تداوی |
| 51 | 11-3 | خواص عمومی امواج التراسوند |
| 52 | 12-3 | مقایسه التراسوند با رادیو گرافی |
| 53 | 13-3 | خطرات التراسوند |

فصل چهارم

داپلر

- | | | |
|----|-----|---------------------|
| 56 | 1-4 | تاریخچه پدیده داپلر |
|----|-----|---------------------|

57	2-4	اثر داپلر
57	3-4	معادله داپلر
59	4-4	زاویه داپلر

فصل پنجم

لیتوتروپسی

62	1-5	تعریف لیتوتروپسی
65	2-5	تدابیر وقایوی در عملیه لیتوتریپسی
66	3-5	اختلاطات عملیه لیتوتریپسی

فصل ششم

اندوسکوپ

67	1-6	اندوسکوپ چیست
68	2-6	ساختمان اندوسکوپ
69	3-6	اندوسکوپی
72	4-6	انواع اندوسکوپ
73	5-6	روش تشخیص سطوح کانال هضمی
75	6-6	براشکوپ
77	7-6	سیتوسکوپی
78	8-6	روش ساینوسکوپی
80	9-6	کپسول یا دوربین خوراکی

83	10-6 چه کسانی اندوسکوپی میشوند
86	6 - 11 لاپراسکوپ
88	6-12 لاپراسکوپی
90	6-13 خطرات عمل لاپراسکوپی
91	6-14 عوارض لاپاراسکوپی
92	6-15 مورد استفاده لاپاراسکوپی
92	6-16 مزایای لاپاراسکوپی
93	6-17 ونتیلاتور بیهوشی
96	6-18 ونتیلاتور مکانیکی
97	6-19 شرایط قابل استفاده:
98	6-20 لارینگوسکوپ
99	6-21 لارینگوسکوپ سخت
100	6-22 لارینگوسکوپ قابل انعطاف

فصل هفتم

الکتروانسفالوگراف (EEG)

101	7-1 تاریخچه الکتروانسفالوگراف
102	7-2 الکتروانسفالوگرافی چیست ؟
104	7-3 استفاده کلینیکی از الکتروانسفالوگراف
105	7-4 روش استفاده از الکتروانسفالوگراف

105 5-7 الکترو میو گرافی

فصل هشتم

الکترو کاردیو گراف (ECG)

108 1-8 الکترو کاردیو گراف (ECG)

108 2-8 تاریخچه ECG

109 3-8 فعالیت های برقی بدن

113 4-8 وسایل اندازه گیری پیام های برقی

114 5-8 موجهای ECG

115 6-8 روش کار برد E CG

119 7-8 فواصل و قطعه خط های نور مال

121 8-8 لید های ECG

فصل نهم

اشعه ایکس X-ray

127 1-9 اشعه کاتودیک و مشخصات آن

128 2-9 کشف اشعه ایکس

130 3-9 تولید اشعه ایکس

131 4-9 تیوب تولید اشعه ایکس

135 5-9 تیوب های تشخیصی و درمانی

138	ماهیت اشعه ایکس	6-9
139	انواع اشعه ایکس	7-9
140	خواص اشعه ایکس	8-9
141	جذب اشعه ایکس	9-9
143	اشعه ثانویه	10-9
144	اثرات متقابل اشعه ایکس و میخانیکیت آن	11-9
150	اندازه نمودن اشعه ایکس	12-9
151	فلتر	13-9
152	اشعه ثانویه فلتر	14-9
153	انواع فلتر	15-9
154	اندازه گیری مقدار اشعه ایکس	16-9
156	واحدهات اشعه	17-9

فصل دهم

توموگرافی

161	تاریخچه	1-10
162	انواع توموگرافی	2-10
163	ساختمان CT-Scan	3-10
166	تشخیص اعضای بدن به روش CT-Scan	4-10
166	اختلاتی قابل تشخیص توسط CT-Scan	5-10
167	شرایط اجرای CT-Scan	6-10

7-10 ویژه گی تصویر CT-Scan 198

فصل یازدهم

تصویر برداری با استفاده از ریزونانس مقناطیسی (MRI)

169	تعریف (MRI)	1-11
169	تاریخچه (MR)	2-11
172	مفاهیم و اساسات فیزیکی (MRI)	3-11
175	دوران انتقالی	4-11
178	ریزونانس	5-11
181	ریزونانس مقناطیسی هسته	6-11
182	زمان آسایش (Relaxition)	7-11
184	اساس تصویر برداری ریزونانس مقناطیسی (MRI)	8-11
186	ساختمان ماشین MRI	9-11
187	طرز کار ماشین MRI	10-11
187	میخانیکیت کار دستگاه MRI	11-11
189	مراحل اخذ MRI	12-11
191	انواع ماشین MRI	13-11
191	فرق MRI و CT-Scan	14-11
192	موارد عدم کار برد MRI	15-11

فصل اول

اصطلاحات، مفاهیم و پدیده های صوتی

1-1 اصطلاحات

موج چیست ؟

موج در اثر حرکت اهتزازی ماده تولید و انرژی حاصل از منبع اهتزازی را با خود حمل میکند . بحث ما روی امواج صوتی آغاز میگردد که در مجموع این موج به اشکال ذیل ظاهر میگردد.

موج طولی:

هرگاه انتقال ذره حامل موج میخانیکی در جهت انتشار انجام گیرد ، موج طولی گفته میشود. این امواج شامل التراسوت، انفراسوت و صوت اند .

موج عرضی:

هرگاه حرکت ذرات ماده حامل موج به سرعت انتشار موج عمود باشد، موج عرضی نامیده میشود. تمام امواج الکترومقناطیسی، اهتزازات مایع، X-ray و رادیو با وجودیکه امواج میخانیکی نیستند امواج عرضی اند. امواج صوتی هم از نوع امواج میخانیکی بوده امواج طولی اند. انتشار امواج صوتی در انساج بدن بصورت امواج طولی میباشد.

امواج سطحی:

بخش امواجیکه طولی و عرضی نمیشاند بنام امواج سطحی یاد میگردد .
حرکت ذره به قشر نازک در سطح محیط انتقال دهنده امواج محدود میشود.
تعریف صوت:

عبارت از هیجانات یا اهتزازات میخانیکی اند که در اجسام جامد، مایع و گاز تولید شده و به خارج از منبع خویش با سرعت ثابت انتشار می یابد.
قوانین و توسعه صوت بوسیله عالم بزرگ فیثاغورث (570-1600) صورت گرفت .

اهتزاز:

حرکت منظم درانتروال معین را اهتزاز گویند، یا حرکت یک جسم به اطراف دایره بیک سرعت ثابت یک حرکت پریودیکی میباشد که یک اهتزاز است. [6، 9]

امپلیتود:

تغییر موقعیت اعظمی یک جسم در حرکت اهتزازی را از حالت تعادل امپلیتود گویند.

پریود:

زمان یک دور مکمل را پریود مینامند و به T نشان داده میشود.

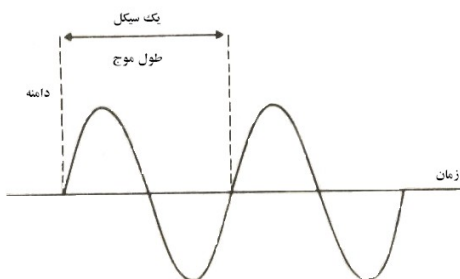
فریکونسی :

تعداد اهتزازات مکمل یک جسم در فی واحد زمان فریکونسی نامیده شده و به هرتز (Hz) اندازه میگردد. بنابر تعریف، یک هرتز معادل یک اهتزاز است.

$$1 \text{ Hz} = 10^{-3} \text{ KHz} = 10^{-6} \text{ MHz} = 10^{-9} \text{ GHz}$$

طول موج :

فاصله ای که موج در یک دور مکمل طی میکند، طول موج نامیده شده و به (λ) نشان داده میشود طبق شکل (1-1).



شکل (1-1) دامنه و طول موج

فاز:

هرگاه دو موج در زمان های متفاوت از یک نقطه آغاز نشوند، گفته میشود که فاز متفاوت دارند یعنی بین شان تفاوت فاز وجود دارد.

2-1. سرعت صوت

فاصله ای که صوت در یک زمان انتشار مینماید، سرعت صوت نامیده میشود یعنی طی نمودن این فاصله در یک زمان راسرعت صوت گویند. مثلاً

چند لحظه بعد از روشنی الماسک ، صدای آن به گوش میرسد. به دلیل اینکه سرعت صوت کوچکتر از سرعت نور است . بین سرعت ، فریکونسی و طول موج این رابطه موجود است که ، نیوتن به شکل تیوری نشان داد که سرعت موج طولی در یک محیط متجانس مساویست به

$$V = \lambda \gamma \dots (1-1)$$

$$v = \sqrt{\frac{E}{D}} \dots (2-1)$$

E خواص الاستیکی محیط، D کثافت و v سرعت میباشد.

در گازات خواص الاستیکی مربوط به فشار است . بادر نظر داشت تغییرات حجم با تغییر فشار در پروسه ادیاباتیک این رابطه صدق میکند .

$$v = \sqrt{\frac{P}{D}} \dots (3-1)$$

δ ثابت بوده قیمت آن مربوط به نوعیت گاز (4-1) $\frac{\delta P}{P}$ نسبت به سرعت صوت در محیط های مختلف در جدول (1-1) نشان داده شده است.

1-3. ماورای صوت :

امواج صوتی که فریکونسی آن بیشتر از 20KHz باشد ماورای صوت اند که برای انسان ها قابل سمع نمیشد . از امواج ماورای صوت در طبابت برای تشخیص (سونوگرافی) و تداوی برخی از امراض استفاده میشود.

جدول (1-1) سرعت صوت در محیط های مختلف . [6، 9]

ماده	سرعت [m/s]	کثافت [g/Cm ³]	ماده	سرعت [m/s]	کثافت [g/Cm ³]
	س				

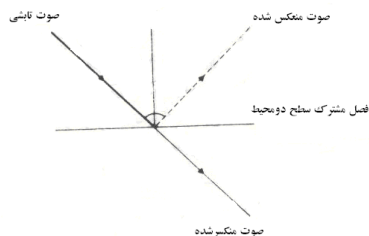
3,1	4080	استخوان جمجمه	0.00015 0	330	هوا
1	1480	آب	0.2	1570	خون
0	1561	کلیه	0.9	1570	مغز
0	1540	نسج	0.6	1450	شحم
			2.3	1590	ماهیچه

4-1 . پدیده های صوتی

- صوت نیز مانند نور وقتی که به سرحد مشترک دو محیط مختلف الغلظت میرسد منعکس و منکسر شده قسمتی از آن تفرق مینماید .
- قوانین انعکاس وانکسار نور برای صوت هم صادق است ، یعنی همانطوریکه میتوان نور را متمرکز ساخت، قادر به تمرکز صوت نیز هستیم . میزان انعکاس وانکسار صوت بستگی به تفاوت غلظت دو محیط دارد شکل (2-12).
- اگر امواج صوتی به مانع برخورد کند قسمتی از امواج انعکاس و قسمتی دیگر آن وارد محیط دوم میگردند. مانند برگشت (انعکاس) صوت از قشر انساج بدن. پس نتیجه میشود که اگر امواج صوتی از محیط رقیق وارد محیط غلیظ گردد، قسمتی بیشتر امواج وارد محیط دوم میشود . مثلاً اگر این امواج از نسج نرم بدن وارد نسج استخوانی گردد، درینصورت تقریباً تمام امواج ، وارد نسج استخوانی میشوند. اگر از محیط غلیظ وارد محیط رقیق شوند، قسمت بیشتر آن در سرحد

محیط اول انعکاس میکند . بفرض اینکه اگر محیط اول انساج استخوانی و محیط دوم انساج نرم باشد، امواج صوتی به انساج استخوانی برگشت پیدا می کند که اساس ایکوگرافی پژواک صوت است. [8و6]

- پس بطور مختصر پدیده های صوتی را چنین تعریف میکنیم .



شکل (2-1) نمایش پدیده های انعکاس

انعکاس (Reflection) :

عملی متقابل که نخست مسؤول تشکیل تصویر صوت یا ماورای صوت میباشد انعکاس نامیده میشود. اگر یکدسته اشعه صوتی در جهت عمودی به فصل مشترک بزرگ هدایت شود، قسمتی از آن از فصل مشترک عبور و قسمتی از آن بر جهت عکس منعکس میگردد.

انکسار (Refraction) : تغییر جهت صوت در زمان عبور از سرحد جدائی دو محیط شفاف مختلف الغلظت است .

تداخل (Interference) :

امواج صوتی در صورت هم فاز بودن دچار تداخل سازنده میشود. آنها مطابق قانون جمع الجبری باهم جمع میشوند تا دامنه ی افزایش یافته ایجاد شود. اگر امواج دارای اختلاف فاز باشند تداخل کاهنده میباشد.

تفرق (Diffraction):

دور شدن صوت از هم و یا دور شدن از منبع صوت میباشد . درجه تفرق به اندازه منبع وابسته است . یک منبع کوچک باعث تفرق بزرگ میگردد. هر قدر فریکوئسی صوت کمتر باشد خاصیت تفرق بیشتر و برعکس آن ضعیف میباشد.

[4 و 6]

جذب صوت (Absorption):

جذب صوت نتیجه ی قوه های اصطکاک داخلی اند که با اهتزاز مالیکول ها در جسم (ماده) مخالفت می نماید. اصطکاک ایجاد شده بوسیله انتقال ذره انرژی صوت رابه حرارت تبدیل میکند. جذب، عملیه ایست که بطور مستقیم انرژی را از امواج صوتی میگیرد . سه فکتور بمقدار جذب اثرگذار است. لزوجیت ، زمان آسایش و فریکوئسی .

لزوجیت (Viscosity):

لزوجیت یک محیط هدایت کننده به پیوستگی مالیکول های تشکیل دهنده آن بستگی دارد . لزوجیت زیاد اصطکاک داخلی مالیکول های در حال حرکت را افزایش میدهد، بناءً به جذب انرژی و تولید حرارت می افزاید .

زمان آسایش (Relaxation Time):

زمان آسایش نشان دهنده زمان مورد نیاز یک مالیکول برای برگشت به حالت تعادل است ، پس از به حرکت در آمدن موج صوتی.

فریکوئسی (Frequency):

در جذب صوت بر علاوه لزوجیت وزمان آسایش، فریکونسی نیز تاثیر دارد . مالیکول ها در یک محیطی با لزوجیت زیاد ، تحت اثر فریکونسی بلند سریع ترنوسان میکند وحرارت بیشتر تولید میکنند.

پراکنده گی (Scattering):

پراکنده گی نتیجه کاهشی است که در آن یکدسته امواج صوتی در فصل مشترک کوچکتز از طول موج ، دسته امواج متقابل میدهد وباعث پراکنده گی انرژی صوتی درتمام جهات میگردد.

1- 5. شدت صوت انسان ها

شدت صوت را که درنتیجه اندازه اثرآن به گوش خود درک میکنند ، کیفیتی است که بوسیله آن موج ضعیف وقوی را میتوان تعیین کرد. از لحاظ فزیکي شدت صوت عبارت ازمقدار انرژی صوتی است که درواحد زمان از واحد سطح عمود درجهت انتشار امواج عبور کند.شدت صوت بدو عامل بستگی دارد.

- به مربع دامنه اهتزاز نسبت مستقیم دارد.

- با جذر مربع فاصله منبع تاشنونده نسبت معکوس دارد.

چون امواج صوتی بصورت دواير متحدالمركز درمحیط مادی منتشر میشوند، اگر نتوانیم آنها را دریك جهت مشخص هدایت کنیم شدت صوت به نسبت عكس جذر مربع فاصله كم میشود . ولی اگر صوت را دریك جهت معین هدایت کنیم ، دیگر این رابطه صادق نخواهد بود. که به اساس این خاصیت ستاتسکوپ ساخته شده است. [9و 17]

1-6. واحد شدت یا توان صوتی

واحد شدت توان صوتی وات فی سانتی مترمربع (Watt/Cm^2) است. گرچه شدت مطلق صوت رامیتوان از مشخصات محیط و منبع صوت محاسبه نمود ولی در بسیاری از مقاصد لازم نیست که شدت مطلق یک موج صوتی را بدانیم. طوریکه میدانیم وسعت یا اندازه تغییر مکان ذرات تعیین کننده شدت صوت میباشد. برای اینکه بتوانیم از مقایسه دو موج صوتی با شدت I_1 و I_2 (I_1/I_2) را بدانیم واحد بنام بل (Bell) را الکساندر گراهام بل مخترع تلفون ابداع نمود که به لوگاریتم نسبت دو موج صوتی برابر است یعنی؛

$$\text{Log } (I_1/I_2) = 1\text{Bell}$$

اگر شدت یک موج صوتی 10 برابر شدت موج صوتی دیگر باشد

$$\text{Lo } (I_1/I_2) = 1$$

واحد کوچکتر از Bell، دسی بل (Decibel) که طور مخفف به dB نشان داده میشود

$$1\text{Bell} = 10\text{dB}$$

$$1\text{dB} = 1\text{Phon}$$

صوت با شدت های مختلف کاربرد های متفاوتی طبی دارد که در جدول (1-)

(2) نشان داده شده است. [9]

جدول (1- 2) شدت صوت هی که کاربرد طبی دارند. [6]

شدت به $[\text{W}/\text{Cm}^2]$	موارد استعمال طبی (Medical Usage)
---------------------------------	-----------------------------------

بزرگتر از 10	جراحی (Surgical)
1-3	تداوی (Therapeutic)
0,1-0,0001	تشخیص (Diagnostic)

7-1 کاهش شدت صوتی

کاهش امواج صوتی به محیطی که انتشار می یابد بستگی دارد. بنابراین برای فرق محیط های مختلف از یک ثابت کاهش صوت استفاده بعمل می آید. ثابت کاهش صوت اندازه های عددی اند که بیان میکنند، چگونه مواد مختلف صوت را در واحد طول مسیر کاهش یا تضعیف میدهند. در جدول (3-1) ضریب کاهش بیولوژیکی بعضی مواد نشان داده است [6,9].

جدول 3-1 ثابت کاهش بری مواد بیولوژیکی در فریکونسی 1MHz [6]

ماده	$\alpha = \alpha \left[\frac{dB}{cm} \right]$	ماده	$\alpha = \alpha \left[\frac{dB}{cm} \right]$
شش	41	چگر	0.94
استخوان	20	مغز	0.85
هوا	12	چربی	0.63
نسج	1.0	خون	0.18
گرده	1.0	آب	0.0022

8-1. امپیدانس صوتی (acoustic impedance):

موج انرژی را به صورت حرکتی و پوتنسیل حمل میکند که درین عملیه ماده انتقال نمی یابد . شدت انرژی صوتی و ماورای صوتی به اندازه انرژی است که از یک متر مربع دریگ ثانیه میگذرد، و به w/m^2 نشان داده میشود . برای یک موج ساکن مستوی اندازه شدت انرژی I از معادله ذیل بدست می یابد.

$$\begin{aligned} I &= \frac{1}{2} \rho C A^2 (2\pi \nu) \dots (5-1) \\ &= \frac{1}{2} \rho C \omega^2 A^2 \dots (6-1) \\ &= \frac{1}{2} Z (A \omega)^2 \dots (7-1) \end{aligned}$$

در معادله (5-1) ، ρ کثافت محیط ، C سرعت موج ، ν فریکونسی ، ω سرعت زاویوی و A دامنه اعظمی انتقال اتمها یا ذرات از حال تعادل اند . در معادله (7-1) ، $Z = \rho C$ ، امپیدانس صوتی (مقاومت صوتی) نامیده میشود. امپیدانس مانند مقاومت برقی است که در برابر امواج ماورای صوت از طرف ذرات ماده بوجود می آید .

امپیدانس صوتی ، حاصل ضرب کثافت و سرعت ماورای صوت در ماده است . که این امپیدانس برای تعیین اندازه انعکاس ماورای صوت دریگ فصل مشترک بکار برده میشود. فیصدی دسته امواج ماورای صوت که دریگ فصل مشترک نسج انعکاس می یابد به امپیدانس صوتی هرنسج بستگی دارد . واحد امپیدانس صوتی ریلز (Rayls) است.

$$1 \text{ Rayls} = 10^{-6} \text{ Kg} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$$

9-1 کار برد صوت در بدن انسان

گوش منبع شنوائی است که انسانها را با محیط ماحول ارتباط می دهد و ازین طریق اصوات دیگران هم دریافت میگردد .

حس شنوائی (گوش) شامل است به :

1. دستگاهی میکانیکی که سلول های موئی در حلزون گوش را تحریک می کند .

2. گیرنده هائی که پوتنسیل های عمل در اعصاب شنوائی تولید می کند

3. کورتکس شنوائی ، قسمتی از مغز که سگنال های صادر شده از

اعصاب شنوائی را کد گذاری و تعبیر می کند .

هر گاه در هر یکی از موارد بالا اختلال ایجاد گردد باعث ناهنجاری در شنوائی فرد می شود .

گفته می توانیم که گوش اندام حسی است که صدا را دریافت می کند و مسول دو حس حیاتی کاملاً متفاوت اند :

- حس شنوائی

- حس تعادل

ساختمان این وسیله ارتباط انسانها با محیط، از نظر خصوصیات ویژه اش به سه

قسمت زیر تقسیم شده است چون: گوش خارجی ، گوش داخلی گوش

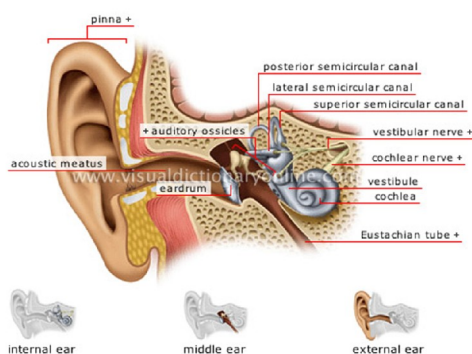
وسطی که هر یک شامل اوصاف خاص اند .

گوش را در شکل (3-1) مشاهده نمائید .

1. گوش خارجی (Outer External Ear):

که شامل پکه گوش تا پرده صماخ اند . وظیفه اش جمع اوری امواج صوتی و انتقال ان به گوش وسطی می باشد . عده ای که پکه گوش بر جسته و سطح غضروفی پهن دارند ، در صورت سالم بودن سایر قسمتها از شنوائی خوبی برخوردار اند .

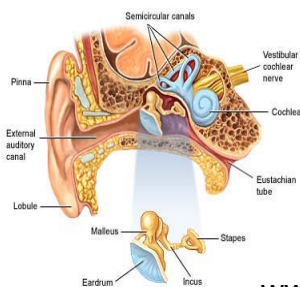
پرده گوش که حدود 0.1 ملی متر ضخامت دارد و سطح مقطع آن حدود 0.5 ملی متر مربع می باشد ، امواج صوتی را به استخوانهای گوش وسطی منتقل می کند .



شکل (3-1) ساختمان گوش

2. گوش وسطی (Middle Ear):

این قسمت شامل چکش ، سنگدان و رکاب اند . مهم است بدانیم که رشد این قسمت در دوره ای که طفل در رحم مادر است قادر به شنیدن اصوات



خواهد بود . نقش اصلی گوش وسطی تطبیق امیدانس صوتی به گوش داخلی می باشد که با تقویت همراه می باشد .

شکل (4-1) گوش وسطی

3. گوش داخلی (Inner Ear):

بعد از گوش وسطی قرار داشته و از طریق دریچه بیضی (قاعده استخوان رکابی) به آن مربوط می شود که امواج ازین طریق وارد گوش داخلی می شوند . در گوش داخلی ساختمان های پیچیده استخوانی که حاوی مایع بنام کوکلیا (cochlea) که در حدود 8000 هادی گیرنده پلس ها الکتریکی از گوش وسطی را دارد، تحریک این اجزای مذکور و ارتباط آن با اعصاب شنوایی و اطلاعاتی از قبیل فریکانس و شدت به این اعصاب داده می شود و تا هنوز جنبه های دیگر آن تحقیق نشده است .

حساسیت گوشها

بهترین طیف حساسیت گوش بین 2-5 کیلو هرتز گزارش شده است و امواج صوتی بطور کلی اگر از 20 هرتز کمتر باشد ماتحت صوت نامیده شده و بوسیله پدیده های طبیعی مانند زلزله و تغییرات فشار اتمسفر به وجود آمده

برای انسانها قابل سمع نمی باشد و لی اعراض از قبیل سردردی و اختلالات فزیولوژیکی را همراه است .

حساسیت گوش اشخاص کهن سال پائینتر از 10 کیلوهرتز است ، و توانائی شنیدن بالاتر از آن را ندارد . گفته می توانیم که حساسیت گوش نظر به سن تغییر می کند .

گستره طیف اصوات قابل شنیدن 20-20000 هرتز می باشد و لی مهمترین گستره آن برای درک شنوائی یا صحبت 300-3000 هرتز می باشد و برای فرد مشکلاتی را ایجاد نمی کند

افرادی که استانه شنوائی شان 30db است مشکلاتی در شنوائی ندارند ولی افرادی که استانه شنوائی شان 90db است کاملاً ناشنوا اند . افرادی که استانه شنوائی شان بیشتر از 55db می باشد از وسایل شنوائی برای شنیدن بهتر صوت استفاده نمایند .

اودیومتری (audiometry)

اندازه گیری میزان شنوائی و تعیین ناهنجاری های را در گوش اودیومتری می نامند .

در یکی از روشهای اودیومتری استانه حس شنوائی را برای تمام فریکانسه های قابل شنیدن چه از راه هوا و چه از راه استخوان تعیین می نمایند . اساس کار

چنان است که با شدت متغیر اصوات هماهنگی را ایجاد می کنند (فریکانس انتخابی را از 350-8000 هرتز به کار می برند و مریض به گوش این صدا را می شنود ، البته در عدم صدا های پارازیت در اتاق معاینه .) و به این طریق استانه شنوایی را برای فریکانس های مختلف که با دستگاه ها تولید میگردد تعیین می نمایند و نتایج را بصورت منحنی بنام منحنی اودیوگرام مشخص می نمایند .

طرز تشخیص ضایعات وارده بر گوش

اگر قدرت تشخیص شنوایی فرد بنا بر ضایعات کم شود ، برای تشخیص محل آسیب دیده شنوایی از آزمایش های استفاده بعمل می آید که مهمترین آن آزمایش رین (rein) ، آزمایش وبر (weber) و آزمایش شوابخ (schwapch) می باشد .

در آزمایش رین میزان شنوایی از راه استخوان و هوا مقایسه می شوند ، بدین صورت که پنجه صوتی را به اهتزاز آورده و پایه آنرا به استخوان جمجمه و دندانهای فک قرار می دهند به محض نشیدن مریض پنجه صوتی را بدون اینکه دو باره به اهتزاز آورند به فاصله 2 سانتی متر گوش مریض می برند . درینصورت اگر مریض از شنیدن صوت اطمینان داد ، رین او مثبت و عیب گوش مریض در گوش داخلی و یا عصب شنوایی است . در صورت عدم شنیدن صدای پنجه صوتی توسط مریض رین منفی است و درینصورت اختلال در گوش وسطی و یا خارجی است . [9]

فصل دوم

ستاتسکوپ (Stethoscope)

1-2 . ستاتسکوپ چیست ؟

هیچ وسیله و سمبولی به اندازه ستاتسکوپ بانام طیب قرین نیست . این وسیله خیلی ساده که در شنیدن اصوات تولید شده در بدن انسان (اساساً قلب و شش ها) طبیان و نرسان راکمک می نماید که یک وسیله مهم کلینیکی شمرده میشود. عملیه شنیدن بوسیله ستاتسکوپ بنام Auscultation بمعنی نظارت تشخیص بر اصوات ایجاد شده دراعضای بدن یاد میشود.

2-2 . تاریخچه :

در قرن هجدهم برای اولین بار استفاده از طبل در بدن انسان به عنوان یک وسیله تشخیص گزارش شده است. در سال 1761 ال . لوئن بروگر 1 کتابی کوچکی بنام "درباره دق قفسه سینه " منتشر کرد. او طی هفت سال باطبل (دق) سینه مریضان در قسمت های مختلف، صوت های گوناگون تولید کرد و کتاب فوق حاصل این مشاهدات کلینیکی است. باید گفت که لوئن بروگر موسیقدان و پدرش هوتل دار بود. احتمالاً او تکتیک طبل را از طبل کردن بشکه های شراب پدرش آموخته و با گوش های آشنا به موسیقی به تفسیر پرداخته بود. بروگر در کتاب خود تکتیک طبل را تشریح کرده است که در بخشی از کتاب آمده است . " صوت ایجاد شده از ین طریق دریک سینه سالم ، همانند صوت

خفه شده ی است که از یک طبل یا پوشش ضخیم پشمی یا پوششهای دیگر تولید میشود. او صوت های تولید شده از سینه افراد بیمار و سالم را بررسی کرد. بروگر خاطر نشان میسازد که با استفاده از طبل توانسته است سرطان های وجود، حفره ای غیر طبیعی در یک ارگان و بیماری های دیگری را که در آنها مایع در منطقه سینه انباشته میشود تشخیص دهد. وبا کالبد شکافی بیماران، بسیاری از تشخیص های خود را ثابت کند. [30.14]

تاسال های قبل از 1818 شنیدن آوازهای قلبی و شش ها از طریق تماس با دست (Percussion) و گذاشتن گوش بصورت مستقیم بالای سینه مریض صورت میگرفت که این عمل از چندین جهات معقول و پسندیده نبود بخصوص در جوامع اسلامی و مذهبی بیشتر به عکس العمل ها مواجه و سبب ناراحتی مریض و طبیب میگردد. در سال 1818 آر.تی.اچ لینک 2 به اساس یک انگیزه تصادفی این مفکوره در فکرش خطور کرد که صوت از منبع توسط واسطه مادی انتقال می یابد . وی یک صفحه کاغذ را به شکل استوانه آورده یک سر آن رابه گوش و سردیگرش رابه سینه مریض قرار داده آوازه های قلبی را شنید. به اساس این تجربه ، لینک کارش را تعقیب و تکمیل نموده استوانه چوبی بطول 30cm، قطر داخلی 1cm و قطر خارجی 7.5cm ساخت و آن را ستاتسکوب نامید.

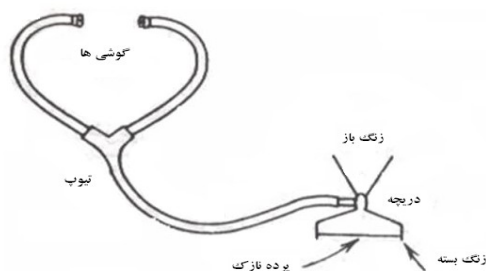
3-2 . اجزای مهم ستاتسکوب

R.T.H.Laennec - 2

ستاتسکوب مدرن امروزی باشمولیت اهداف معین و شرایط استفاده و نیاز زمان شامل اجزای ذیل اند.

- تیوب ستاتسکوب
- وسیله ارتباطی با گوش
- پرده نازک

در شکل (1-2) نشان داده شده است .



شکل (1و2) ساختمان ستاتسکوب

2-4. اساسات فیزیکی و طرز استفاده از ستاتسکوب

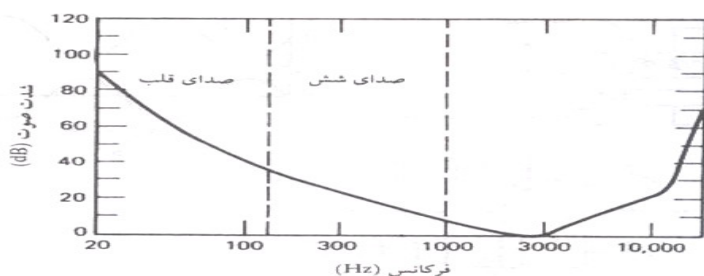
بل (Bell) که داری ساختمان قیف مانند است زمانیکه بالای پوست بدن قرار میگیرد جریان هوا را مانع شده اهتزازت صوتی را که از سینه بوسیله جلد بطرف تیوب ستاتسکوب و بدنیوسیله به گوش انتقال میدهد. چون جلد بدن دارای فریکونسی ذاتی اند، امواج صوتی را از داخل به خارج انتقال داده و مانند اهتزاز از یک تار یاسیم کنترل میگردد. بلندی آواز باقرار دادن صفحه ستاتسکوب باز بروی سینه به فشار کم و یا زیاد و بزرگی صفحه ستاتسکوب ارتباط دارد. هرگاه ستاتسکوب به سینه محکم قرار داده شود، آواز فریکونسی

های بلند را و در صورت بزرگی صفحه ستاتسکوب آوازه‌های فریکونسی کوچک راشنیده میتوانیم. بناءً باتغییر دادن بزرگی صفحه ستاتسکوب وبه فشار قرار دادن آن رنج شنیدن آوازه‌های قلب و شش بالا میرود.

Bell بوسیله دیافراگم که داری فریکونسی ریزونانس بلند بوده بسته گردیده وبشکل میمبران اهتزازات صوتی را از پوست بدن بطرف ستاتسکوب انتقال میدهدو اکثراً بوسیله این قسمت ستاتسکوب آوازه‌های که دارای فریکونسی بلند اند شنیده میشوند.

در شکل (2-1) گراف رنج آوازه‌های قلبی و شش ها نشان داده شده

است. [14]



شکل (2-2) گراف رنج آواز های قلبی. (14و9)

در شکل (2-2) دیده میشود که اکثر آوازه‌های قلبی دارای فریکونسی پائین اند، یعنی در محدوده‌ی قرار می‌گیرند که حساسیت گوش ناچیز است. بصورت نارمل توسط ستاتسکوب از قلب دو آواز شنیده میشود.

سیستولیک (Systolic) که در اثر بسته شدن دسامات دهلیز ها و بطن ها بوجود می‌آید. دیاستولیک (Diastolic) در اثر بسته شدن دسامات شریان ریوی

و ابهرشیده میشود . این آواز ها شبیه Lap و Dap هستند . اگر تعداد آوازهای Lap و Dap دریک دقیقه حساب شود سرعت ریتم قلب تعیین میگردد. ستاتسکوب به طول های 25cm و قطر 0.3cm بحیث ستاتسکوب ستندرد قبول شده واز آن استفاده بعمل می آید و اشکال مختلف تجارتي دارد . [13]

[18.14]

فصل دوم

ستاتسکوپ (Stethoscope)

1-2 . ستاتسکوپ چیست ؟

هیچ وسیله و سمبولی به اندازه ستاتسکوپ بانام طیب قرین نیست . این وسیله خیلی ساده که در شنیدن اصوات تولید شده در بدن انسان (اساساً قلب و شش ها) طبیبان و نرسان راکمک می نماید که یک وسیله مهم کلینیکی شمرده میشود. عملیه شنیدن بوسیله ستاتسکوپ بنام Auscultation بمعنی نظارت تشخیص بر اصوات ایجاد شده دراعضای بدن یاد میشود.

2-2 . تاریخچه :

در قرن هجدهم برای اولین بار استفاده از طبل در بدن انسان به عنوان یک وسیله تشخیص گزارش شده است. در سال 1761 ال . لوئن بروگر 3 کتابی کوچکی بنام "درباره دق قفسه سینه " منتشر کرد. او طی هفت سال باطبل (دق) سینه مریضان در قسمت های مختلف، صوت های گوناگون تولید کرد و کتاب فوق حاصل این مشاهدات کلینیکی است. باید گفت که لوئن بروگر موسیقدان و پدرش هوتل دار بود. احتمالاً او تکتیک طبل را از طبل کردن بشکه های شراب پدرش آموخته و با گوش های آشنا به موسیقی به تفسیر پرداخته بود. بروگر در کتاب خود تکتیک طبل را تشریح کرده است که در بخشی از کتاب آمده است . " صوت ایجاد شده از ین طریق دریک سینه سالم ، همانند صوت

خفه شده ی است که از یک طبل یا پوشش ضخیم پشمی یا پوششهای دیگر تولید میشود. او صوت های تولید شده از سینه افراد بیمار و سالم را بررسی کرد. بروگر خاطر نشان میسازد که با استفاده از طبل توانسته است سرطان های وجود، حفره ای غیر طبیعی در یک ارگان و بیماری های دیگری را که در آنها مایع در منطقه سینه انباشته میشود تشخیص دهد. وبا کالبد شکافی بیماران، بسیاری از تشخیص های خود را ثابت کند. [30.14]

تاسال های قبل از 1818 شنیدن آوازهای قلبی و شش ها از طریق تماس با دست (Percussion) و گذاشتن گوش بصورت مستقیم بالای سینه مریض صورت میگرفت که این عمل از چندین جهات معقول و پسندیده نبود بخصوص در جوامع اسلامی و مذهبی بیشتر به عکس العمل ها مواجه و سبب ناراحتی مریض و طبیب میگردد. در سال 1818 آر.تی.اچ لینک 4 به اساس یک انگیزه تصادفی این مفکوره در فکرش خطور کرد که صوت از منبع توسط واسطه مادی انتقال می یابد . وی یک صفحه کاغذ را به شکل استوانه آورده یک سر آن رابه گوش و سردیگرش رابه سینه مریض قرار داده آوازه های قلبی را شنید. به اساس این تجربه ، لینک کارش را تعقیب و تکمیل نموده استوانه چوبی بطول 30cm، قطر داخلی 1cm و قطر خارجی 7.5cm ساخت و آن را ستاتسکوب نامید.

3-2 . اجزای مهم ستاتسکوب

R.T.H.Laennec - 2

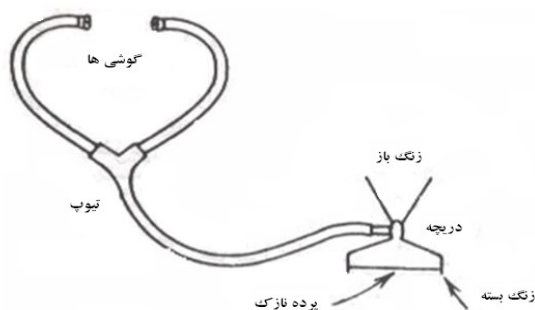
ستاتسکوب مدرن امروزی باشمولیت اهداف معین و شرایط استفاده و نیاز زمان شامل اجزای ذیل اند.

- تیوب ستاتسکوب

- وسیله ارتباطی با گوش

- پرده نازک

در شکل (1-2) نشان داده شده است .



شکل (1و2) ساختمان ستاتسکوب

2-4. اساسات فیزیکی و طرز استفاده از ستاتسکوب

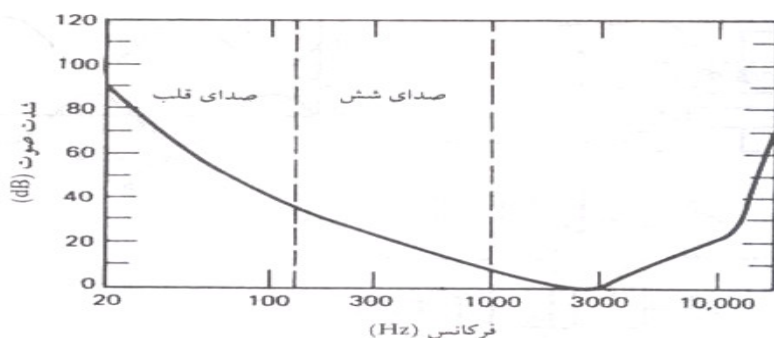
بل (Bell) که داری ساختمان قیف مانند است زمانیکه بالای پوست بدن قرار میگیرد جریان هوا را مانع شده اهتزازت صوتی را که از سینه بوسیله جلد بطرف تیوب ستاتسکوب و بدنیوسیله به گوش انتقال میدهد. چون جلد بدن دارای فریکونسی ذاتی اند، امواج صوتی را از داخل به خارج انتقال داده و مانند اهتزاز از یک تار یاسیم کنترل میگردد. بلندی آواز باقرار دادن صفحه ستاتسکوب باز بروی سینه به فشار کم و یا زیاد و بزرگی صفحه ستاتسکوب

ارتباط دارد. هرگاه ستاتسکوب به سینه محکم قرار داده شود، آواز فریکونسی های بلند را و در صورت بزرگی صفحه ستاتسکوب آوازهای فریکونسی کوچک را شنیده می‌توانیم. بناءً با تغییر دادن بزرگی صفحه ستاتسکوب و به فشار قرار دادن آن رنج شنیدن آوازهای قلب و شش بالا می‌رود.

Bell بوسیله دیافراگم که دارای فریکونسی ریزونانس بلند بوده بسته گردیده و بشکل میمبران اهتزازات صوتی را از پوست بدن بطرف ستاتسکوب انتقال می‌دهد و اکثراً بوسیله این قسمت ستاتسکوب آوازهای که دارای فریکونسی بلند اند شنیده می‌شوند.

در شکل (2-1) گراف رنج آوازهای قلبی و شش ها نشان داده شده

است. [14]



شکل (2-2) گراف رنج آواز های قلبی. (9 و 14)

در شکل (2-2) دیده می‌شود که اکثر آوازهای قلبی دارای فریکونسی پائین اند، یعنی در محدوده ی قرار می‌گیرند که حساسیت گوش ناچیز است. بصورت نارمل توسط ستاتسکوب از قلب دو آواز شنیده می‌شود.

سیستولیک (Systolic) که در اثر بسته شدن دسامات دهلیز ها و بطن ها بوجود میاید. دیاستولیک (Diastolic) در اثر بسته شدن دسامات شریان ریوی و ابهرشونده میشود . این آواز ها شبیه Lap و Dap هستند . اگر تعداد آوازه های Lap و Dap در یک دقیقه حساب شود سرعت ریتم قلب تعیین میگردد. ستاتسکوب به طول های 25cm و قطر 0.3cm بحیث ستاتسکوب ستندرد قبول شده واز آن استفاده بعمل می آید و اشکال مختلف تجارتي دارد . [13]

[18.14]

فصل سوم

التراسوند (Ultrasound)

3-1. التراسوند چیست؟

التراسوند (ماورای صوت) عبارت از اهتزازات میخانیکی در محیط مادی اند که با فریکونسی بیشتر از 20KH انتشار می یابد و یا امواج صوتی که فریکونسی آن بیشتر از 20KHz بوده و انسان قادر به شنیدن آن نبوده اما بعضی حیوانات قادر به شنیدن این امواج اند. چنانچه سگ تا فریکونسی 40K و پروانه ها تا 75KHz را می شنوند. فریکونسی ν امواج التراسوند بزرگ و طول موج λ شان کوچک میباشد زیرا؛

$C = \lambda \nu$ سرعت نور در محیط مورد نظر است. به اساس این فارمول برای امواج 20KH z طول موج در هوا 16.5mm و در آب 7.5mm و در فولاد 22.5mm میباشد.

برای امواج 1KH z طول موج در هوا 0.33mm ، در آب 1.5mm و در فولاد 3.5mm اند. علت این کوچک شدن موج پدیده های تفرق، افزایش وقابلیت جهت دادن (Directivity) اند. [6 و 16 و 32]

پدیده التراسوند مانند اشعه ایکس یک پدیده موجی است، اما امواج التراسوند از امواج الکترومقناطیسی شامل x-ray و دیگر امواج متفاوت اند. دسته بندی صوت به اساس فریکونسی در جدول (3-1) نشان داده شده است. [4 و 9]



جدول (1-3) دسته بندی های مختلف صوت به اساس فریکونسی. [6 و 14]

نام	فریکونسی
انفرا صوت	20Hz
صوت شنوائی	20-20000Hz
التر صوت	20000H2
التر صوت تشخیصی	1.000.000- 20.000.000Hz

امواج صوتی کمتر از 20Hz را مادون صوت (انفراسوت) مینامند. این امواج بوسیله پدیده های طبیعی مانند زلزله و تغییرات فشار اتمسفر بوجود می آید و قابل سمع نمی باشند. اما عوارض از قبیل سردردی و اختلالات فزیولوژیکی رادرقبال دارد. حساسیت گوش کهن سالان کمتر از 10KHz بوده توانائی شنیدن امواج بالاتر از 10KHz را ندارند . حساسیت شنوائی به افزایش سن کاهش می یابد. [4 و 6]

3 - 2. تاریخچه التراسوند

در سال 1876 میلادی فرانسیس گالتون برای اولین بار به وجود امواج التراسوند آگاه شد. در جریان جنگ جهانی اول انگلستان برای جلوگیری از غرق شدن کشتی های شان توسط زیر دریا های کشور آلمان در اقیانوس شمالی دستگاه کشف کننده زیر دریائی را به کمک امواج صوتی یا سونار⁵ (SONAR) ابداع نمود. این دستگاه امواج اولترا سوند تولید می نمود که در پیدا کردن مسیر کشتی استفاده می شد. این تکنیک در زمان جنگ جهانی دوم تکمیل و بعداً طور گسترده مورد استفاده قرار گرفت.

نخستین دستگاه تولید کننده موج و استفاده از آن در تصویر برداری (التراسوند) توسط کی. تی. دوسیگ (K.T.Dussik) در سال 1937 ساخته شد. در سال 1949 داگلاس هاوری (Dauglass Howry) و وی. آر. بلیز (W.R.Bliss) انجیران دانشگاه دنور (Denver) نخستین BMode Scanner یک ترانسدیوسر نوری از لوازم باقیمانده سونار مانند ترانسدیوسر کوارتز ساختند. بعدها ترانسدیوسر کوارتز جای خود را به ترانسدیوسر سلفات مونوهیدرات لیتوم داد.

جی ویلد در سال 1951 بانسان دادن اینکه التراسوند قادر به تمیز انساج سالم و مرضی میباشد در مقام پیش گامان قرار گرفت. [4 و 30]

سونوگرافی (Sonography) که ترکیبی است از کلمات یونانی Snos بمعنی صوت و graphein بمعنی نوشتن میباشد به روشی اتلاق

⁵ 1 - SONAR(Sound NArigation and Ranging

میگردد که در آن با استفاده از التراسوند اعضای داخلی بدن و عضلات از نظر شکل، جسامت و حالت غیرنارمل فیزیکی انسان مطالعه می‌گردد. ازین روش در سویدن در سال 1953 در دانشگاه لوند توسط کاردیولوژیست ها هریک انگی ادلروکارل هلموت هرترز پسر گاستف لودیک هرترز استفاده بعمل آمد.

اولین بار اندازه گیری فعالیت قلب در 29 اکتوبر 1953 موفقانه انجام یافت. در 14 دسمبر همین سال ازین میتود برای تولید ایکوی مقعدی توسط این دوطیب استعمال و در سال 1954 این تحقیقات انجام یافت . [14و4]

3-3. میتود تولید التراسوند

در سال 1794 میلادی یک دانشمند ایتالیائی پرواز خفاش ها را در شب و توانایی آنها را برای جلوگیری از برخورد با موانع مورد دقت قرار داد و دریافت که این جانداران به جای نور با صدا هدایت می شوند، به عبارت دیگر این موجودات با گوش خود می بینند؛ اما صداهای که گوش انسان آنها را درک نمی کند . او آنها را اولتراسوند (فراصوت) نامید.

روش اول : در سال 1876 گالتون نخستین کسی بود که در تولید این امواج پیش قدم گذاشت و بوسیله شلاق قادر به تولید امواج التراسوند گردید. چون فریکونسی اصوات حاصله برای تشخیص و تداوی طبی کافی نیست کاربرد طبی ندارد.

روش دوم: استفاده از خاصیت مگنتواستریکسیون (magnetostriction) است. این خاصیت در مورد مواد فیرو مقناطیس تحت تأثیر ساحه مقناطیسی بوجود میآید. مواد مذبور در ین ساحه تغییر طول

میدهند و بسته با فریکونسی جریان متناوب به نوسان می‌آید و میتواند امواج الترا صوت تولید نماید. درین روش نیز فریکونسی تولید شده در طب قابل استفاده نیست. [33,18]

روش سوم: تولید امواج التراسوند با استفاده از خاصیت پیزوالکتریک⁶ است، که این روش در سال 1880 توسط پاریس ژکوئیس (Pirres Jacques) بمیان آمد، مهمترین طریقه است که در طبابت مورد استفاده قرار گرفته و تا اکنون به قوت خود باقیست. این خاصیت ابتدا در کوارتز کشف شد ولی بلورهای دیگری مانند تارترات گالیم و سودیم که سرامیک های مصنوعی اند نیز دارای این خاصیت هستند استفاده میشود. [33 و 13 و 26]

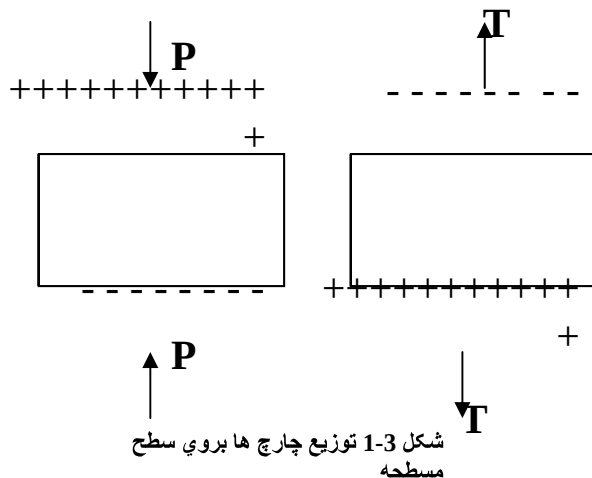
3-4. روش پیزوالکتریسته

دریک بلور کوارتز که شکل طبیعی آن منشور مسدس القاعده است که بدوهرم ختم میشود، و خطی که رؤس این دوهرم راباهم وصل می نمایند محور نوری کوارتز نام دارد. اگر از یک بلور کوارتز تیغه ی عمود بر محوری نوری آن بریده شود و سپس تیغه متوازی سطوح عمود بر یکی از محورهای الکتریکی آن (یعنی خطیکه رؤس شش ضلعی راباهم وصل می نمایند) جدا

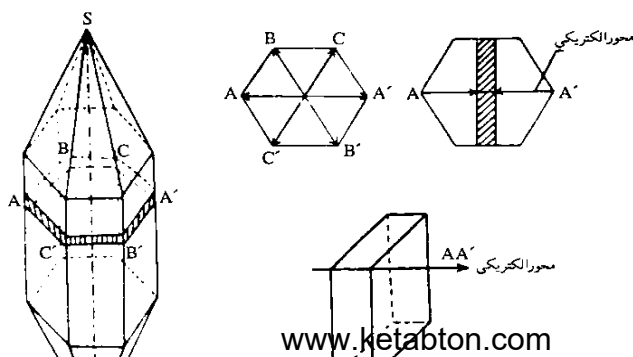
¹ - Pieso-electricity عمل متقابل فشار میخانیکی وقوه برقی را دریک محیط اثر پینرو الکتریسته مینامند.

Pieso بمعنی فشرده است. در طبیعت موادیکه دارای درجه سختی بلند اند دارای همین خاصیت میباشد مانند کرسنل کوارتز [33 و 8]

سازند. آن گاه آن را در دو صفحه فولادی قرار داده و دو انجام صفحات به یک منبع برق به فریکانس بلند وصل گردد طبق شکل (3-1) بلور مذکور در امتداد محور الکتریکی خود به انقباض و انبساط درمی آید و فریکونسی اهتزازات حاصله همان فریکانس منبع جریان است.



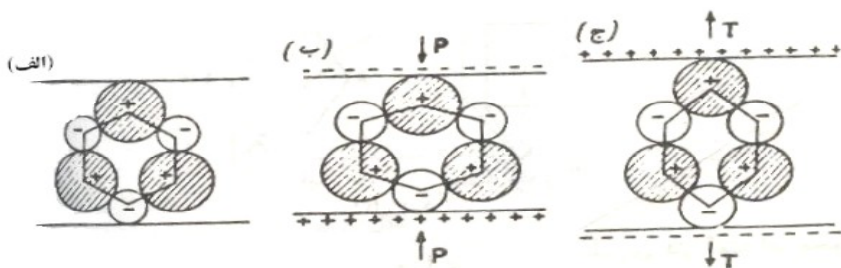
اگر فشار روی صفحه تیغه بلوری در امتداد محور الکتریکی AA' شکل (3-1) وارد کنیم روی دو سطح چارچ های برقی مساوی با علامت مخالف $+Q$ و $-Q$ ایجاد میشود، و اگر یک کشش وارد کنیم پدیده معکوس میشود. طبق شکل (3-2).



کثافت سطحی چارچ برقی به فشار P و ضخامت تیغه بستگی ندارد.

$$\delta = Kp..... (1-3)$$

K ثابت برقی بوده "کوری" نامیده شده بستگی به واحد های



شکل (3-3) مقطع بلور کوارتز دارای ساختمان شش ضلعی

انتخابی دارد. مقطع بلور کوارتز SiO_2 که دارای ساختمان شش ضلعی است طبق شکل (3-3) در روابط اشتراکی بین Si و O_2 الکترون ها مشترک اند و بیشتر توسط O_2 جذب میشوند ، بطوریکه این رابطه دارای مشخصات یک رابطه قطبی بوده سیلیکان بصورت چارچ مثبت و اکسیجن بصورت چارچ منفی است .

اگر فشاری به بلور وارد آید، اتم های رؤس فوقانی و تحتانی این شش ضلعی بیکدیگر نزدیک شده و تیغه شش ضلعی کمی مسطح ترمیگردد. شکل (3-3) (ب) و در نتیجه اتم های اکسیجن به سطح فوقانی نزدیک میشوند (چارچ منفی درین سطح ظاهر میشود) و اتمهای Si به سطح تحتانی نزدیک می شود (در نتیجه یک چارچ مثبت درین سطح ظاهر میشود).

شکل (3-3) (ج) کشش بلور دارای اثرعکس بوده و باظاهر شدن این چارچ های برقی بروی سطح یک اختلاف پوتنسیل برابر به V بین دو صفحه ایجاد میشود. در حقیقت اگر S مساحت تیغه باشد چارچ کلی Q مساویست به

$$Q = \delta.S.....(2-3)$$

تیغه بلوری رامیتوان مانند یک خازن فرض کرد. ظرفیت این خازن مساویست به

$$C = \frac{DS}{e} \dots (3-3)$$

D قدرت اتحاد کننده و e چارج الکترون میباشد بناءً پوتنسیل خازن مساویست

$$V = \frac{Q}{C} \dots (4-3)$$

برای اینکه تنها یک موج بتواند حرکت رفت و آمد در دوسطح بلور را انجام دهد باید فاصله بین دوسطح نصف طول موج آن باشد.

$$\frac{\lambda}{2}, \frac{3\lambda}{2}, \frac{5\lambda}{2}, \dots$$

$$\tau = \frac{\lambda}{z} = \frac{V}{z\lambda} \dots$$

بعد بحرانی یک بلور پیزو الکترونیک کلفتی آن است. هر بلور داری یک فریکونسی ریزونانس طبیعی است که به کلفتی آن مربوط میباشد. انتقال انرژی عظیمی بین حالت میخانیکی و برقی در زمانی که کلفتی بلور نصف طول موج التراسوت یا ضریب ثابت آن باشد رخ میدهد. مساوات که این اوصاف را بیان میکند عبارت از

τ کلفتی بلور (Sone grapt) است .

با در نظر داشت معادله (2-3) و (3-3) معادله (4-3) مساویست به

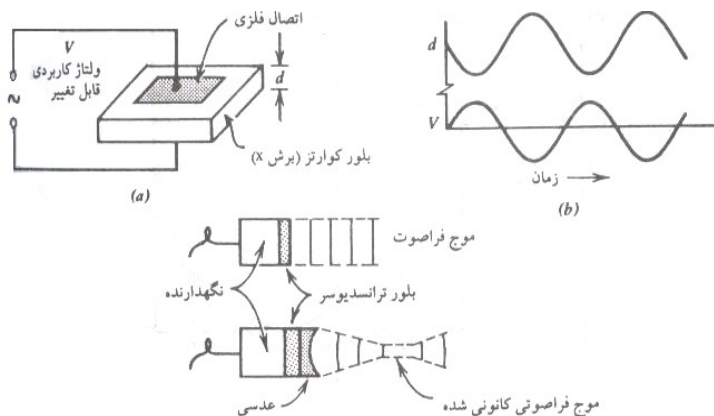
$$V = \delta S \cdot \frac{e}{DS} = \frac{e\delta}{D} \dots (5-3)$$

باینر نظر داشت معادله (1-3) معادله (3-5) مساویست،

$$(V = \frac{K.e}{D}, p.....(6-3))$$

از رابطه (3-6) برمی آید، تفاوت پوتنسیل متناسب به فشار p است. برای اینکه تصویری از مقدار این اختلاف پوتنسیل داشته باشیم میتوان گفت که این تیغه بلور کوارتز به ضخامت یک سانتی متر و اختلاف پوتنسیل در حدود 5.3 Volt ایجاد میکند، در صورتیکه تحت تاثیر یک اتمسفر (1at) فشار قرار گیرد.

بنابراین میتوان کوارتز را برای کشف و اندازه گیری فشارهای ثابت یا متغیر بکار برد. توضیح روابط فوق در شکل (3-3) نشان داده شده است.



شکل (3-4) روشن یک کریستل کوارتز در تولید القای صوتی عمل متقابل میخانیکی و قوه برقی را در یک محیط اثر پیزوگویند. فشردن برخی از بلورها در راستای خاص بلور قوه برقی ایجاد میکند و برعکس در دوانجام بلور اختلاف پوتنسل و در همان راستا باعث فشردگی و انبساط آن

میگردد، و یا عبارت دیگر تغییر بعدی در آن به وجود می آورد. میتوان گفت که تغییر پولرایزیون برقی در یک بلور باعث تغییر الاستیکی بلور شده و این تغییر باعث دی پولرایزیون آن میگردد. اثر پیزوالکتریسته تنها در بلورهای که داری تقارن مرکزی نیستند وجود دارد. جهتی که در آن کشش یا فشار پولرایزشی به موازات قوه وارده پدید می آورد، محور پیزوالکتریکی بلور نامیده میشود و موادی داری این ویژه گی را مواد پیزوالکتریک میگویند. بلور کوارتز از این دسته مواد اند و از نخستین اجسامی اند که این ویژه گی در آن کشف گردیده و اکنون هم برای تولید امواج التراسوند بکار برده میشود. شکل (12-6)، موادی که مانند کوارتز انرژی برقی را به میخانیکی و برعکس انرژی میخانیکی را به انرژی برقی تبدیل میکند بنام پروپ (Probe) یا تراسدیوسر (Transducer) مینامند. [7 و 4]

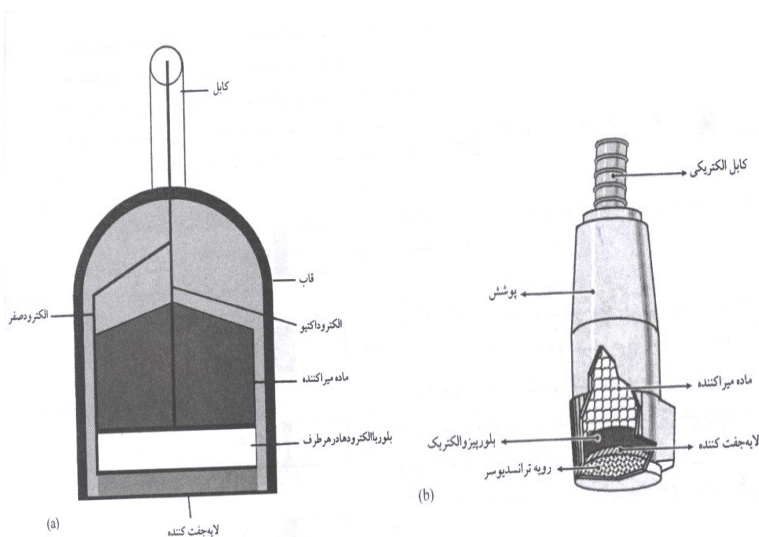
3-5. دستگاه مؤلد امواج التراسوند

- این دستگاه عمدتاً از سه بخش اصلی تشکیل گردیده است که قرار ذیل اند.
- منبع تولید جریان فریکونسی بلند، که در داخل یک محفظه قرار داشته و برای تولید امواج بکار میرود.
 - میز کنترل، که عبارت از صفحه ایست که کلید ها و همه وسایل تنظیم و کنترل شدت و زمان و ... در آن نصب است.

- منبع اهتزازات امواج التراسوند، که در قسمت انتهایی دستگاه یک دستگیر فلزی بنام پروپ ویا ترانسدیوسر قرار دارد و بوسیله یک کیبل به دستگاه متصل است. و در حقیقت این قسمت شامل یک کرسنال پیزوالکتریک میباشد که مهمترین قسمت دستگاه است. [4]

6-3 ترانسدیوسر و انواع آن

ترانسدیوسر یا پروپ ابزاری اند که تیغه کوارتز ویابلور دیگری که واجد خاصیت پیزوالکتریک است در آن قرار داشته و انجام دیگر آن رابه برق بافریکانس بلند وصل میسازند. شکل (3-5) ساختمان ترانسدیوسر را نشان



شکل (3-5) شیمای ترانسدیوسر

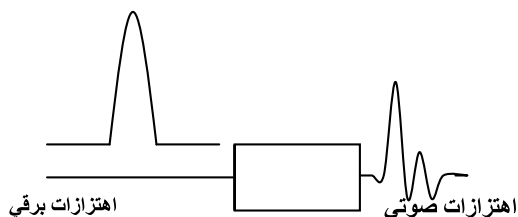
میدهد. هر ترانسدیوسر بیک فریکونسی ریزونانس، نوسان دارد. هر قدر کرسنال نازکتر باشد فریکونسی های که در آن نوسان مینماید بالاتر خواهد بود. در شکل

(6-3) تولید موج التراسوند نشان داده شده است . در کرسئل کوارتز به

ضخامت 2.85mm فریکونسی ریزونانس 1MHz است

فریکونسی های که در ساحه طبابت استفاده میگردد در حدود 1 - Z

5MH میباشد



شکل (6-3) تولید موج التراسوند

جدول 2-3 ترانسدیوسر مورد استفاده روز . [8]

ترانسدیوسر	تولید میکند	از
الترا صوت	انرژی میخانیکی	الکتر بسته
توستر	حرارت	//
موتور اتومات	حرکت	نفت
چراغ	نور و حرارت	الکتر بسته
ژنراتور	الکتر بسته	حرکت
تلویزون	نور و صدا	امواج الکترومقناطیسی
لودسپیکر	صدا	الکتر بسته
میگروفون	الکتر بسته	صدا

قلب ترانسدیوسر ، بلور پیزوالکتریک یا عنصر ترانسدیوسر میباشد. مواد بلوری بسیاری (کوارتز، نیوبات لیتوم ، سؤلفات لیتيوم و مواد سرامیکی تیتانات

زیرکونات (PZT) تلیتانات باریوم، متانیوبات سرب) بکار گرفته شده اند. بلورهای غیر کوارتز درحالت طبیعی پیزو الکتریک نیستند. [8]

ترانسدیوسر از نظر شکل، ساختمان واهداف استفاده انواع مختلف داشته وهریک کاربرد خاص دارد که در ذیل معرفی میگردد.

- ترانسدیوسر استوانوی (Cylindrical): برای سکن گیری و تداوی بکار میردد.

- ترانسدیوسر پهن (flat) : صفحه مانند بوده برای آزمایشات طویل مانند مطالعات جنینی در طول زایمان استفاده میگردد.

- ترانسدیوسر گره ی (Per vascular) : مانند حلقه یا گره ی اطراف ورید وشریان را میگیرد ، در هنگام جراحی برای اندازه گیری شدت جریان خون نصب میگردد.

- ترانسدیوسر کتیتزمانند (Catheter tipped) : برای ارسال بداخل رگهای خونی یا مجرای ادرار . مثلاً برای شکستن سنگ کرده استفاده بعمل می ید.

- ترانسدیوسر تنفسی (Aspiration): داری سوزن مخصوص بیوپسی اند که بوسیله آن در هنگام ورود سوزن در محل ضایعه سونوگرافی بعمل می ید .

- ترانسدیوسر کرسطلی یا مولتی کرسطل : این ترانسدیوسر حداقل 64 عدد کرسطل دارد که برای سکن به هنگام (Real time scanning) که حرکات اناتومیکی اعضا را ثبت میکند بکار میرود. [5 و 7]

3-7. موارد استعمال طبی التراسوند

پس از جنگ جهانی دوم انجینیران طبی ، فزونی برای استفاده از التراسوند در تولید تصاویری که در تشخیص های طبی ارزش دارد بوجود آوردند . اصولاً یک منبع التراسوند ، امواجی از ضربان های صوتی در فریکونسی حدود 1-5MHz را بداخل بدن می فرستند . با استفاده از زمان لازم انعکاس ضربان ها، میتوانیم به اندازه ساختمان ها و اعضای مختلفه بدن که در مسیر امواج التراسوند قرار دارند اطلاعات بدست آوریم [14].

در هنگام استفاده از التراسوند در تشخیص باید همیشه تعادل میان تحلیل و تجزیه (Resolution) و قدرت نفوذیه (Penetration) برقرار گردد. با در نظر داشت بنیه مریض (چاقی و لاغری) و موقعیت ساختمان مورد مطالعه ، در تناسب این دو فکتور تغییر وارد گردد. طور مثال در اشخاص چاق از فریکونسی 2.5MHz با قدرت نفوذیه زیاد در اشخاص لاغر اطفال از فریکونسی بلند 7MHz داری Resolution عالی استفاده گردد. از التراسوند در طب بدو هدف ذیل استفاده بعمل می ید. [14،9]

1- تشخیص

از امواج التراسوند در تشخیص ضایعات و معاینه داخلی بدن استفاده میگردد. اساس کار به این اصول استوار است، امواج صوتی بوسیله ترانسدایوسرهای مناسب بداخل اعضا فرستاده شده کیفیت امواج منعکسه تحت بررسی قرار میگیرد. به این طریق از روی تغییرات آن نوع وضایعه را تشخیص میدهند. از این

روش برای مطالعه اجسامی خارجی تمورهای چشم ، اعضای داخل شکم ، لگن خاصره ، تخمدان ، موجودیت طفل طبیعی و غیرطبیعی در بطن مادر، مطالعه جمجمه ، سرطان های مغز، گرده ها، خصیه ها و صدر به شریط ذیل معین و تشخیص میشوند:

- جنین به فریکونسی در حدود 7-12MHz

- اعضای عمیق (گرده ها کبد) به فریکونسی 1-6MHz

- چشم به فریکونسی 10 MHz

- خصیه ها و تیروئید 7MHz

- مریضان لاغرواطفال 5MHz

- حوصله و بطن 3MHz و اعضای عمیق 1.5MHz ضرورت دارد. [5 و 6، 24]

2- تداوی

- از امواج التراسوند بیشتر در تداوی موارد ذیل استفاده بعمل می آید .
- تشدید موضعی جریان خون تسریع فعالیت میتابولیکی یک ناحیه ی از بدن .
 - تسکین درد و برطرف نمودن سپاسم عضو .
 - ترمیم انساج زخم های ناشی از تاثیرات شعاع .
 - پاک کردن دندان ها .
 - پارچه نمودن سنگ های مجرای ادرار، سنگ صفراوی و مواد اصلی داخل انساج .

در مواردی که سطح عضونامنظم باشد (مفاصل) و یا به فشار حساس و یا محل تداوی مجروح باشد، هم چنین برای اعضای حساس که باید امواج مستقیماً به آن اصابت کند، از روش حمام موضوعی استفاده میشود، یعنی امواج را بوسیله محیط واسطه ی (آب) به بدن انتقال میدهند.

3-8. میتود استفاده از التراسوند

امواجی التراسوند را به وجود طوری منتشر میسازند که هوا مانع جریان آن نگردد. به این منظور برای جلوگیری از ممانعت هوا ناحیه مورد نظر را با آب یا Jelly مرطوب می سازند. اکثراً در طبابت از التراسوند به اساس SONAR کار گرفته میشود. درین روش یا قاعده یک دسته امواج صوتی به طرف جسم فرستاده شده و به اساس زمانی که امواج به جسم رسیده دوباره با سرعت صوت به آب انعکاس می یابد، فاصله جسم تعیین میگردد. بعضی حیوانات بحری به این طریقه برای دریافت غذا عمل می نمایند.

الف: اندازه گیری ابعاد و تصویر گیری از یک نسج ثابت

میتود A سکن (Amplitude Modulation) A- scan

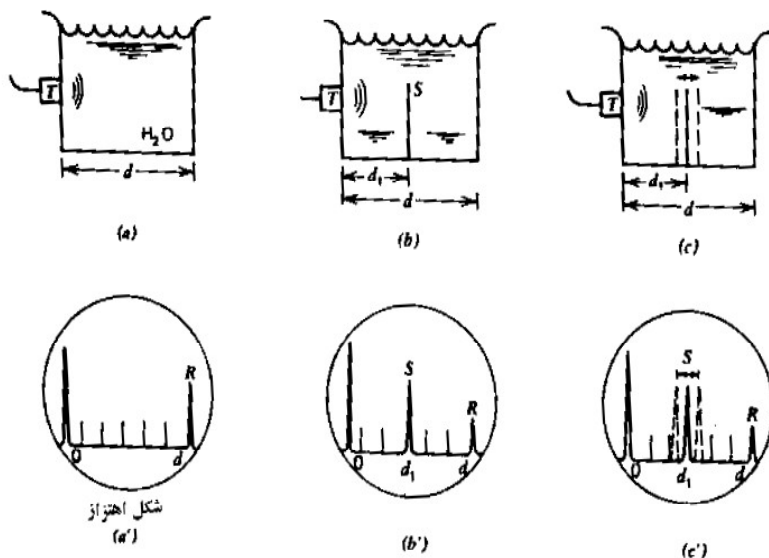
A-.mode (Amplitude modulation)

برای بدست آوردن عمق ساختمان جسم، دسته امواج التراسوت را به جسم فرستاده و زمانی را که این امواج به سطوح مختلفه جسم برخورد نموده و امواج

منعکسه آن دوباره میرسد حساب می‌گردد. این طور تشخیص بوسیله التراصوت را میتود A-Scan مینامند .

طول اهتزازات لازم درین نوع سکن معمولاً چند میکروثانیه بوده در محدوده 100-400 Pulser/Sec تابش میشود . (اهتزازات Pulsec). درین روش امواج ارسالی پس از برگشت توسط ترانسدیوسر دریافت وبعد از تبدیل به الکتریسته روی صفحه C R O (Cathod Ray Ocelliscope) اشکار میشود. این صفحه شامل دو محور مدرج عمود برهم اند. محور افقی زمان برگشت امواج را که متناسب به فاصله قشر است نشان میدهد و محور عمودی نیز توان صداهای تولید شده را باهمان دامنه نشان میدهد . بوسیله این روش میتوان فاصله انساج را از یکدیگر بطور دقیق اندازه گرفت. [11, 14 و 16]

روش A-Scan بطور شیمانیکی در اشکال (11-12) نشان داده شده است . در شکل a(3-7) ترانسدیوسر اهتزازات از التراصوت رابه داخل بیکر آب به قطر d می فرستند. صوت از سمت دیگر آب انعکاس وبه ترانسدیوسر که به عنوان گیرنده نیزعمل میکند ، باز می‌گردد. صوت حاصل بیک علامت الکتریکی (سگنال برقی) تبدیل میشود و به شکل انحراف عمودی R روی تیوب شعاع کاتودی یک اسیلوسکوب نمایش می‌گردد. چون آب باعث کاهش صوت میشود ، دامنه موج R از اهتزاز اولیه ی که در نقطه O روی اسیلوسکوب مشخص شده کوچکتر است . مدت زمان برای انتقال یک اهتزاز از ترانسدیوسر به سمت مقابل وبازگشت دوباره آن روی مقیاس افقی اسیلوسکوب نشان داده شده است .



شکل (7-3) شیمیای A-Scen

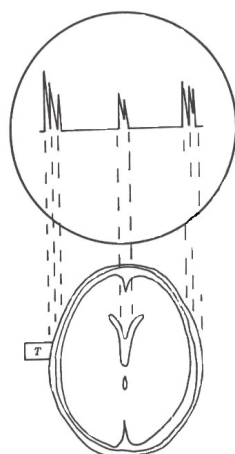
با درجه بندی کردن این مقیاس با استفاده از اندازه سرعت صوت در آب از جدول (3-3) میتوان زمان زیاد شده را به فاصله تبدیل کرد.

جدول (3-3) سرعت التراصوت در مواد مختلف [4و6]

سرعت به [m/s]	مواد	سرعت به [m/s]	مواد
1585	ماهیچه	330	هوا
4080	جمجمه (استخوان)	1450	شحم

آب	1540	سیماب	1450
نسج نرم	1540	روغن	1500
خون		فولاد	5850

با استفاده از التراسوند میتوان محل یک جسم را در بیکر مشخص کرد. شکل b (7-3)، سطح S در فاصله d_1 باعث ایجاد صدای اضافی میشود که روی اسیلوسکوپ به صورت S در مکان d_1 پدیدار میگردد. به شکل b^* (7-3) دقت کنید که اکنون صوت R کوچکتر است. با نوسان سطح شکل C (7-3) صوت روی اسیلوسکوپ نیز حرکت میکند. شکل C^* (7-3). یکی از شیوه های که در تشخیص سرطان های مغزی A-Scan بکار رفته بنام ایکوانسفانوگرافی (Echoencephalography) است. ضربان التراسوت به ناحیه ظریفی از جمجمه اندکی بالای گوش ارسال و پژواکها از ساختمان های مختلف درون کاسه سر روی اسیلوگراف پدیدار میشود. شکل (8-3)



شکل (8-3) روش A-Scan برای مشخص کردن خط وسط
مغف

از این شیوه ها غالباً برای مقایسه پژواکهای راست و چپ و تشخیص انحراف در ساختار خط وسطی مغز استفاده میشود. وجود سرطان در یک طرف مغز، خط وسطی را به سمت مقابل منحرف میسازد. بطور کلی این تغییریش از سه ملی متر در اشخاص بالغ و یا دو ملی متر در اطفال طبیعی نیست.

3-9. موارد استعمال A-scan

یکی از موارد استعمال A-scan در طبابت چشم است، که میتوان بدو بخش ذیل تقسیم نمود.

- گرفتن اطلاعات برای تشخیص بیماری های چشم.
- بیومتری یا اندازه گیری فاصله هادر چشم.

استفاده از A-scan در توان های پائین هیچ خطری برای چشم بیمار ندارد. در این مورد از فریکونسی های 20 MHz استفاده میشود. این فریکونسی در تشکیل تصویر از چشم با قدرت تفکیک بهتر است، زیرا در چشم استخوان وجود ندارد تا قسمتی از انرژی را جذب نماید. همچنان بعلت کوچکی چشم، اندازه جذب نا چیز است.

هکذا از A-scan در اندازه گیری کیست ها و سرطان ها استفاده بعمل می آید. اندازه گیری قطر جنین و ابعاد انساج نرم نیز شامل این میتود است.

روش B-scan (Brightness –scan) یا Bmode –)Brightness (modulation)

به میتود B-scan یا B-mode تصویر های دو بعدی از قسمت های مختلف بدن حاصل میگردد . این میتود مشابه A-scan بوده تنها درین میتود ترانسدایوسر حرکت میکند که نتیجه هر صوت منعکسه بروی اسیلو اسکوپ نقطه یا یک اثر تولید کرده که این اثرات مطابقت به موقعیت سطوح انعکاس دهنده دارد . درین روش صوت ها که به شکل مجموعه ی از نقاط تاریک، روشن و یا خاکستری نشان داده میشوند . هر قدرت صوت بیشتر باشد نقاط روشن تر خواهد بود و هر قدر قدرت صوت کوچکتر باشد رنگ نقاط تیره است . همانطوریکه ذکر شد با قرار دادن ترانسدایوسر در نقطه ی از بدن، تعداد نقاط روشن و تاریک در امتداد یک خط تشکیل میشود .

موارد استعمال میتود B-scan :

الف -تصویری گیری از انساج ساکن

توسط این میتود میتوان هر عضو ثابت را نمایش داده و از ساختمان های داخل بدن آگاهی یافت .

در بررسی تشخیص چشم ، کبد ، پستان ،قلب و جنین بکار میرود .

تعیین حاملگی در هفته پنجم ،(در بعضی منابع ذکر شده است که میتوان وضع حمل را در 15 روز حاملگی اشکار ساخته و در مورد سایز ، موقعیت و تغییرات طفل معلومات کسب نمود .)

اطلاعات در مورد امراض رحم، تغییر مکان جنین، اطفال نارمل و خونریزیهای غیر طبیعی و خطر سقط.

ب- تصویر گیری از انساج متحرک

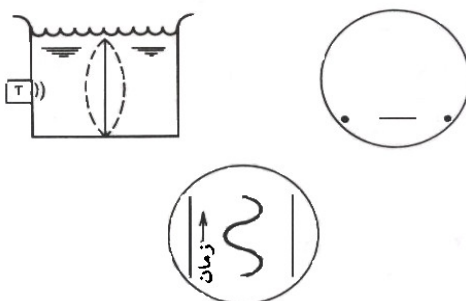
برای بدست آوردن معلومات در مورد حرکت در بدن توسط التراسوت دو روش ذیل بکار میرود.

1- M-scan

از میتود M-scan یا سکن حرکتی (Motion-scan) در بررسی حرکت قلب و والهای آن استفاده بعمل میآید.

2- روش داپلر (Doppler)

ازین روش برای اندازه گیری جریان خون استفاده بعمل میاید. M-scan ترکیبی از A-scan و B-scan است. ازین روش مانند A-scan ترانسدایوسر ثابت است و همانند B-scan صداها بصورت نقطه پدیدار میشود. شکل (9-3).



3-9 شیماي از روش M-Scan

شکل (3-9) الف ترانسدیوسر را نشان میدهد که در یک موقعیت تثبیت گردیده و از خود یک اهتزاز التراسوت بداخل بیکر اب که داری اهتزاز داخلی اند ارسال میکند. در شکل (12-13) ب یک B-scan ستندرد را می بینید که حرکت عضله مشترک را روی پرده اوسیلواسکوپ نشان میدهد. هر گاه صفحه اسیلوسکوپ که در آن اثر ظاهر میگردد بصورت قایم به تابع زمان حرکت نماید، حرکت اهتزازی آب داخل بیکر بطریقه M-scan ظاهر میگردد.

طریقه M-scan بمنظور بدست آوردن معلومات تشخیصی در مورد قلب استعمال میگردد. با تغییر دادن ترانسدیوسر در قسمت های مختلف بالای قلب در مورد والها و دیگر ساختمان های آن معلومات بدست می آید. همچنان بدینوسیله جمع شدن ماده بلورائیدرا در کیسه های دیوار خارجی اطراف قلب و شش ها تثبیت می نمایند. [14]

3-10 کاربرد امواج فراصوت

1. کاربرد تشخیصی (سونوگرافی)
2. در بیماریهای زنان و زایمان (Gynecology) مانند بررسی قلب جنین ، اندازه گیری قطر سر (سن جنین) ، بررسی جایگاه اتصال جفت و محل ناف ، تومورهای پستان.
3. بیماریهای مغز و اعصاب (Neurology) مانند بررسی تومور مغزی ،

خونریزی مغزی به صورت اکوگرام مغزی. یا ایکوانسفالوگرافی

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

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

6. بیماریهای قلبی (cardology) مانند بررسی اکوکار یوگرافی.

7. طب دندان مانند اندازه گیری ضخامت انساج نرم در حفره های دهانی.

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

9. کاربرد درمانی (سونوتراپی)

10. کاربرد گرمایی

با جذب امواج فراصوت بوسیله بدن بخشی از انرژی آن به گرما تبدیل می شود.

گرمی موضعی حاصل از جذب امواج فراصوت بهبودی را تسریع می کند.

قابلیت کشسانی کلاژن (پروتئینی ارتجاعی) را افزایش می دهد. کشش در

scars (اسکار=جوشگاه های زخم) افزایش می دهد و باعث بهبود آنها

می شود. اگر اسکار به



شکل (4-4) معاینه با التراسوند

با انساجهای زیرین خود چسبیده باشد، باعث آزاد شدن آنها می شود.
گرمی حاصل از امواج فراصوت با گرمی حاصل از گرمایش متفاوت است .

11-3 . اثرات فزیولوژیک التراصوت در تداوی

زمانیکه امواج اولترا سوند از بدن عبور میکند یک سلسله تغییرات فزیکی و کیمیاوی مختلف بوجود آمده و تا اثرات فزیولوژیک را بار می آورد. اندازه این تأثیرات به فریکونسی و امپلیتود صوت بستگی دارد . در شدت های بسیار کوچک که به منظور تشخیص از آن استفاده میشود (بین توان وسطی $0.01\text{W}/\text{Cm}^2$ و توان اعظمی $20\text{W}/\text{cm}^2$) هیچ تأثیر زیان آور مشاهده نمیگردد . با افزایش توان، التراصوت در تداوی استفاده میشود . التراصوت بمنظور عامل حرارتی بیک توان متمادی نزدیک به $1\text{W}/\text{Cm}^2$ میتواند مانند یک عامل گرم کننده عمیق عمل کند . انساج بدن به توان $10^3\text{W}/\text{Cm}^2$ تخریب میگردد .

تأثیرات ابتدائی که از استعمال التراسوند بوجود میاید بلند رفتن حرارت و تغییرات فشار میباشد . اثر اولیه ی که در تداوی کار برد دارد افزایش حرارت حاصل از انرژی صوتی است . همچنان از تأثیرات حرارتی التراسوند در جراحی بمنظور جلوگیری از خونریزی و وصل نمودن کسرات استخوانها استفاده میشود . در تداوی فزیکی شدت واقعی بین $1 - 10\text{W}/\text{Cm}^2$ بوده و

فریکونسی در حدود 1MHz است. طوریکه قبلاً ذکر شد تغییر امپلیتود در توان $1\text{W}/\text{cm}^2$ در نسج در حدود 10^{-6} cm و فشار اعظمی 15at است. خاطر نشان باید ساخت که تغییر از فشار اعظمی به اصغری در مسافه نصف طول موج صورت میگیرد. مثلاً برای موج 1MHz در نسج $\lambda/2=7\text{mm}$ است. در یک دسته امواج التراسوند با شدت $35\text{ W}/\text{cm}^2$ در حدود 10at تغییر فشار بوجود میاید. در فریکونسی های بلند انرژی به سرعت از مالیکول ها عبور میکند و مالیکول ها قادر نیست تا انرژی را که اهتزازات دارند از اطراف نسج دفع سازند. انرژی که ما لیکول ها میتواند بدست آرد کافیهست تا رابطه کیمیاوی شان را بشکند. امواج التراسوت شدید میتواند آب را به H_2 و O_2 تجزیه و مالیکول های DNA را پاره کند. در توان های $10^3\text{W}/\text{cm}^2$ توسط امواج التراسوند، محراقی تخریب انساج انتخابی در عمق دلخواه امکان پذیر است. بنابراین محدودیت در شریط استفاده برای تداوی سرطان ها به تحقیقات بیشتر نیاز دارد.

3- 12 خواص عمومی امواج التراسوت

- 1- ضربه: این موج در حد فاصل دومحیط مادی که از لحاظ وزن مخصوص و جنس اختلاف زیادی دارند منعکس شده در همین جهت اگر داری قدرت زیاد باشد هنگام عبور از بدن ایجاد درد مینماید.
- 2- ایجاد حفره: مهمترین خاصیت امواج صوتی است. اگر ظرف آبی را در معرض تابش این امواج قرار بدهیم در اثر کم شدن فشار و به علت وجود گازهای

محلول، حباب های کوچک در ظرف ظاهر میشود. این حباب ها حرکت میکنند و بوسیله چشم قابل رویت هستند و به اثرشگافتن شان مقدار انرژی تولید میشود. 3- ایجاد حرارت: در نتیجه جذب انرژی و اهتزاز مالیکول ها حرارت تولید میشود. بنابراین درسونوگرافی برای جلوگیری از تولید حفره و فشار باید در توان های پائین کارکرد.

خواص کیمای: از زمره خواص کیمیای این امواج میتوان از بیرنگ کردن مواد، تولید آب اکسیجن و تهیه مرهم ها نام برد.

4- آثار بیولوژیکی: خواص بیولوژیکی این امواج ناشی از عاملی حرارتی و میخانیکی آنهاست. بطور کلی انتقال امواج به بدن به سبب اهتزازات سریع مالیکول ها میشود. این اهتزازات بر عروق شعریه و عروق لمفاوی اثر میگذارد و خاصیت اسموسی را تشدید مینماید. در نتیجه حجم مبادلات سلولی بالا میرود. ضمناً به علت جذب انرژی در انساج درجه حرارت محل تداوی بالا رفته متعاقب آن پدیده کیمیای و بیولوژیکی ظاهر میگردد. [4،2]

3-13. مقایسه التراصوت بارادیوگرافی

تشخیص با التراصوت دراکثرموارد بر مبنای انعکاسی قسمتی از انرژی التراسوند از یک سطح مشترک در داخل بدن انجام میگردد. اگر چه این انعکاس ممکن است داری شدت ضعیفی باشد ولی میتوان توسط یک گیرنده حساس آن را کشف و برای نشان دادن، آن را تقویت کرد. موجی که بداخل بدن میگذرد عمیق تر نفوذ کرده و انعکاس های درقشرهای مشترک دیگر انجام میگردد. بدین

ترتیب اطلاعات مربوط به ساختمان داخلی بدن بطور عمده از ین انعکاس ها بدست میاید . گاهی از قسمت عبور موج از انساج نیز در تشخیص استفاده میکنند .

در رادیو گرافی یا تصویر برداری شعاع، از اطلاعات بدست آمده از عبور اشعه X استفاده میکنند. التراصوت جای تصویر برداری با شعاع را نخواهد گرفت ، بلکه این دو روش وسایل مکمل تشخیص اند . با اشعه X از یک شی سه بعدی میتوان تصویر دو بعدی بروی صفحه فلم ایجاد کرد ، که استفاده از آن و مشاهده نقص های که در محل های مخصوص وجود دارد ممکن است به تشخیص کمک کند . این امر نیاز به کانتراست تصویر طبیعی دارد . مثلاً در مورد استخوان و انساج و یا با ایجاد کانتراست مصنوعی با دادن غذا باریم را بطور مصنوعی وارد بدن نموده و به رادیولوژیست امکان میدهد که این نقایص را مشاهده کند . در کاملترین شکل از تصویر گیری با اشعه X میتوان تصویر مقطع سه بعدی ، با تجزیه و تحلیل تصاویر متعددی دو بعدی بدست آورد . با امواج التراسوند میتوان تصویر از مقطع بدن مریض بدست آورد بدون اینکه هیچگونه تحلیل و تجزیه ی پیچیده ی انجام شود . زیرا امواج التراسوند میتواند سطوح مشترک بین انساج را آشکار ساخته آن را نشان دهد . لازم نیست که سطوح بین انساج با کثافت و تراکم های مختلف باشد و تنها لازم است که ساختمان محیط تغییر کند تا انعکاس صورت گیرد . بدین طریق برعکس تصویر برداری با X-Ray انواع

مختلف انساج نرم از قبیل انساج متصل و انساج کبد ، با مایع محصور شده توسط انساج نرم را میتوان مستقیماً مشاهده کرد . مزیت عمده تشخیص با التراسوند آن است که کاربردش بمریض خطر جدی وارد نمیسازد . جنبه نا خوش آیند

رادیوگرافی (شعاع یون ساز) عبارت از اثر طولانی مدت و بسیار کوچک و غیر قابل انکار آن بروی قسمتی از جمعیت جهان میباشد. [14 و 15]

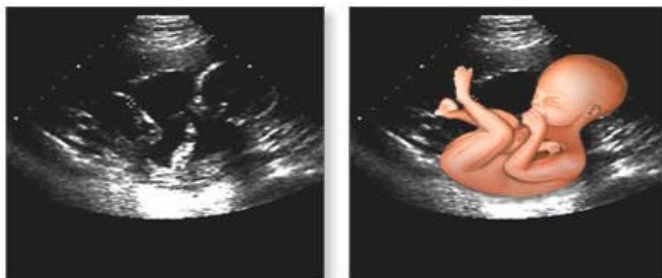
3-14. خطرات سونوگرافی

ایجاد حفره (convotation): ایجاد خالیگاه های مؤقتی بین انساج از اثر امواج قوی .

حرارت (Heat): درجه حرارت انساج با جذب انرژی بلند رفته باعث تبخیر آب گردیده حجرات را اتروفی (Atrophy) مینماید . استفاده زیاد تر از سونوگرافی باعث بلند رفتن درجه حرارت به 41 درجه سانتی گراد که باعث تخریب انساج میشود میگردد.

Bubble: گازات که در اثر حرارت به شکل مالیکول ها در میانند باعث ایجاد خالیگاه های داخل نسجی گردیده فضای دیگر اعضا را تنگ تر میسازد [8 و 14]، [28]، شکل (4-5)

Ultrasound of fetus during week 17 of pregnancy



شکل (4-5) معاینه طفل در داخل رحم

فصل چهارم

داپلر

1-4. تاریخچه پدیده داپلر

در بررسی های اولیه در باره صوت در سال 800 میلادی دریافتند که وقتی یک منبع صوت با یک فریکونسی بطرف شنونده حرکت میکند، فریکونسی بلند تروهنگامیکه از منبع دور میشود فریکونسی پائین تر دارد. این پدیده نخستین مرتبه در سال 1842 توسط جان ، کریستین. داپلر (Jan.christain.Doppler) فزیکدان اتریشی تشریح شد. این واقعیت را در یک مقاله تحقیقی خاطر نشان ساخت که رنگ یک جسم نورانی باید در اثر حرکت نسبتی جسم تغییر کند به چاپ رساند. به اساس فرضیه داپلر خاصیت بعضی از مواد مانند نور و صوت به حرکت نسبی منبع امواج و مشاهده کننده بستگی دارد. داپلر تصویری ازین نداشت که اصول وی شامل فن طبابت گردد. تا دۀ دوم قرن بیست استفاده ناچیز و عملی از اصول داپلر صورت گرفت. تصادم کشتی تیتانیک با یک کتله بزرگ یخ، در سال 1912 توجه متخصصین را در رشد بعضی میتود ها و طرق تشخیص و در یافت بعضی اجسام تحت البحری جلب کرد که برای حرکت تحت البحری لازمی بود. محاربه تحت البحری ها در جنگ جهانی اول منجر به ساختن وسائیلی که اساس آنرا داپلر تشکیل میداد گردید. در سال 1900 نخستین دستگاه طبی داپلر در جاپان ساخته شد. در جریان سال های شصت و سالی که سرعت ستندرد خون را اندازه گیری می نمود توسط

فرانکلن⁷، روشمر⁸، بوهر⁹ و همکارانش انکشاف یافت. این دستگاه به اساس پدیده داپلر که سمت سرعت یک جسم متحرک، مانند خون را تعیین می نمود استوار بود. [2 و 6 و 31]

4-2. اثر داپلر (Doppler effect)

تجربه شده است که یک شخص در ایستگاه بس میتواند استقامت و سمت یک موتر امبولانس را از روی تغییر در بلندی الارم منبع تولید کننده تعیین نماید. بدین معنی که وقتی موتر امبولانس بطرف شخص مشاهد در حرکت میباشد، اوج صدای الارم آن بلند تر و لی زمانی که به عین فاصله از شخص دور میشود اوج صدای الارم بسیار ضعیف میباشد. این تغییرات صوت و مشاهده آن را که در حرکت باشد اثر دوپلر مینامند.

4-3. معادله داپلر

فریکونسی تغییر داپلر مساویست به تفاوت فریکونسی فرستنده و فریکونسی تشعشی بازگشت کننده به ترانسدیوسر یعنی،

$$\nu D = \nu R - \nu_0 \rightarrow \dots (1-4)$$

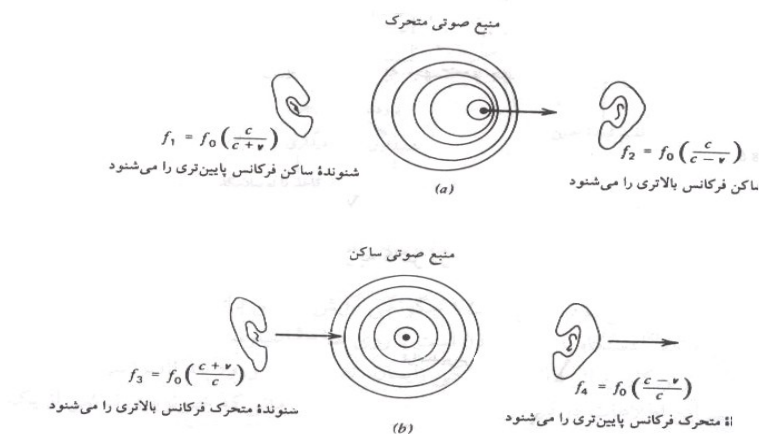
νD تغییر داپلر، νR تشعشی بازگشت کننده ν_0 فریکونسی فرستنده است. اگر فریکونسی νR بالا تر از ν_0 باشد νD مثبت

⁷ - Fraklin

⁸ - Roshmer

⁹ - Boher

است اگر فصل مشترک در حال دور شدن از ترانسدیوسر باشد νD ، منفی است. وقتی که یک منبع صوت با فریکونسی ν_0 بطرف شنونده ی حرکت میکند، فریکونسی بالا تر و هنگامیکه از آن دور میشود فریکونسی پائین تر دارد شکل (4-1)



شکل (4-1) پدیده داپلر

همچنین زمانی که شنونده به منبع صوت نزدیک و یا از آن دور میگردد فریکونسی صوت به ترتیب بیشتر و کمتر میگردد. شکل (4-1 ب) . هنگام حرکت منبع صوت بطرف شنونده و یا نزدیک شدن شنونده به منبع ، امواج صوتی فشرده میگردد و از این رو فریکونسی ν_0 شنیده میشود . با دور شدن منبع صوتی از شنونده و یا برعکس آن فریکونسی آن پائین تر بگوش میرسد. تغییر فریکونسی داپلر را همچنین میتوان با سرعت التراصوت در محیط (v) و سرعت فصل مشترک (u) اینطور نوشت ؛

$$\nu D = \nu T \left(2U/T \right) \dots (2-4)$$

فریکونسی ترانسدیوسر است .

$$U = \frac{\nu D}{2} T \cdot \nu_T \dots (2-4)$$

4-4 زاویه داپلر

با استفاده از تکنیک داپلر میتوان سرعت اجسام متحرک یا مایعات داخل بدن مانند خون را دانست. زمانی که یک دسته امواج متمادی التراسوت به کره ویات خون که در جریان جریانی دارد میرسد، درین حالت چون کره ویات خون در جریان است، از منبع دور گردیده و موجی که به کریوات مذکور میرسد دارای فریکونسی نسبتاً کوچک از فریکونسی ابتدائی میباشد. کریوات خون امواج منعکسه را منتشر ساخته که درین حالت باز هم دیده میشود که منبع امواج منعکسه که عبارت از کریوات خون است، دور میگردد و فریکونسی که به دیدکتور (Detector) میرسد یک اندازه کوچکتر است. [6،14]

سگنال تغییر داپلر زمانی اعظمی است که جریان خون به گونه مستقیم بطرف ترانسدیوسر است و یا از آن دور میشود. مساوات

$$U = \nu D \quad \nu T \quad \nu / 2$$

تنها برای چنین حرکتی موازی محور، دسته شعاعی التراسوت همانطوریکه در شکل (2-4) نشان داده شده است معتبر میباشد. در حالت طبیعی جهت

دهی موازی ترانسدیوسر ممکن نمیباشد. طوریکه در شکل دیده میشود دسته شعاع نسبت به رگها داری زاویه θ میباشد.

زاویه داپلری زاویه ایست که دسته شعاع الترا صوت با جهت جریان میسازد. درین حالت تغییر فریکونسی داپلر مساویست به

$$\nu D \Rightarrow T (2U/T) \cos \theta \dots (4-4)$$

زاویه θ طوریکه بین $0-90$ و به $1-0$ تغییر میکند. جدول (4-1) اندازه های $\cos \theta$ را برای یک تعداد زوایای داپلری داده است.

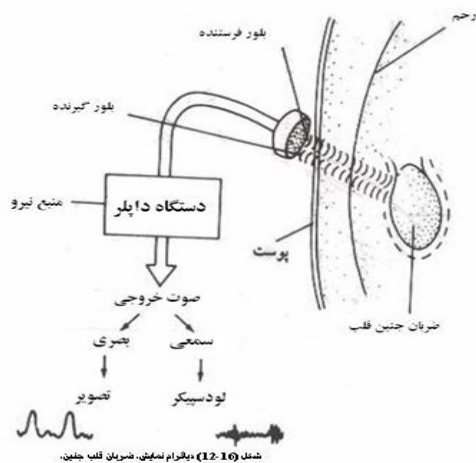
جدول 4-1 اندازه زوایای کوساین برای زوایای داپلر. [6]

$\cos \theta$		زاویه داپلری (θ)	
1,000		0	
0,966		15	
0,866		30	
0,707		45	

	60		0,500
	75		0,259
	90		0,000

از پدیده داپلر در تشخیص حرکت قلب، جنین طفل قبل از ولادت، پلاستنا، زنده بودن و مرده بودن طفل و دیگر ساختمان های در داخل رحم استفاده میشود [6].

مطالعه ضربان قلب توسط تکتیک داپلر در شکل (3-4) نشان داده شده است.



شکل (3-4) دیاگرام ضربان قلب

فصل پنجم

لیتو تروپسی

1-5. تعریف لیتو تریپسی (Lithotripsy)

لیتو (Litho) در زبان لاتین بمعنی سنگ و تریپسی (Tripsy) خورد ساختن را گویند. لیتوتریپسی یک ماشین جدیدی است که سنگ های داخل گرده توسط امواج صوتی بدون عملیات پارچه و میده میگردد. 75 فیصد مریضان توسط لیتوتریپسی سنگ های شان پارچه و تداوی میشوند. همانطوریکه قبلاً نگاشته شد از صوت در طبابت بدو هدف استفاده میگردد

- بمنظور تشخیص، مانند الترا سونوگرافی و ایکو کاردیوگرافی
- بمنظور تداوی، مانند لیتو تریپسی.



در لیتو
تریپسی
چند چیز
خاص
بکار برده
شده است

شکل (1-5) شیمای ماشین لیتوتروپسی [23].

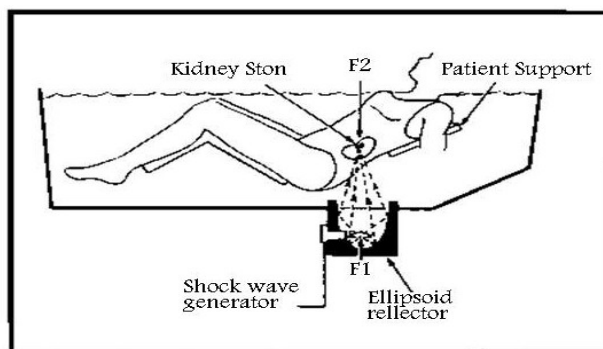
که مهمترین آن دو چیز است .
فلوروسکوپي:

که توسط این بخش سنگ های داخل گرده بروی مانیتور مشاهده می شود .

امواج صوتی :

زمانیکه ولتاژ برق بالا تر از 15-20 هزار ولت برسد امواج صوتی تولید میشود . این امواج صوتی توسط خازن ها ذخیره شده بعداً به حرکت آمده بعد از یک پرواز به عقب وظیفه خود را انجام داده کمتر از یک ملی ولت ولتاژ را به ولتاژ بلند تبدیل و خازن جرقه تولید میکند . همین جرقه بوسیله کیبل به جای دیگر سمت داده میشود که این عملیه را انعکاس مینامند . ریفلیکتور آله ایست که به الکتروود رسیده آن را هدف قرار میدهد و جای که سنگ گرده توسط عملیه فلوروسکوپي هدف قرار گرفته اصابت میکند . امواج بعد از فوکس به هدف نهایت باریک شده شکل سوزن را بخود میگیرد و به بسیار سرعت با ر ، بار به سنگ اصابت نموده سنگ را پارچه مینماید که توسط حالب و مثانه با ادرار از بدن خارج میگردد . قرار گرفتن مریض به پوزیشن معین جهت تابش امواج صوتی در شکل (5-2) نشان داده شده است.

لیتوتریسی عملیه ایست که با استفاده از امواج صوتی با میکانیزم خاص سنگ های داخل گرده ها ، حالب ، مثانه و احلیل از خارج عضویت پارچه و میده میگردد . این عملیه که توسط ماشین اجرا میگردد نظر به



عملیه جراحی برای بر طرف ساختن سنگ ها از نقاط متذکره داری فوائد ذیل اند .

- عملیه جراحی کلیه ها بیشتر از دو بار انجام شده نمیتواند اما با لیتوتریپسی بار ،بار میتوان سنگ های کلیه ها را پارچه نمود .
- از پاره شدن کلیه ها و ترزیهات عملیات جلو گیری میشود
- بدون بستر شدن پروسه لیتو تریپسی اجرا میگردد .
- مریض میتواند به فعالیت های یومیه پردازد .
- هیچ نوع امواج برقی در جریان اجرای عملیات از عضویت شخص عبور نمیکند . موجه های صوتی با شدت انرژی زیادبالای سنگ وارد گردیده به انساج بدن در صورت دقت کمتر آسیب میرساند .
- هیچ نوع انستیزی در جریان عملیه لیتوتریپسی جز حالات خاص تطبیق نمیشود - هر عملیه فقط یک ساعت را دربر میگیرد.

2-5 . تدابیر وقایوی در عملیه لیتوتریپسی

برای جلوگیری از وقوع حوادث احتمالی یورو لجست ها باید به محل سنگ، اندازه سنگ ، بنیه مریض، توان ماشین و نوع سنگ پیشگیری های لازم اتخاذ نماید .

- در تمام حالات سنگ های پارچه شده از طریق احلیل با ادرار به سادگی خارج نمیگردد، درین حالت باید یک تیوب که شکل L را دارد قبل از اجرای لیتوتریپسی داخل طرق بولی گردد .

- در هنگام لیتوتروپسی به وضعیت قرارگرفتن مریض در تحت عملیه دقت لازم بعمل آید . بهتر است در وقت لیتوتریپسی از نزد مریض مواد و اشیای اضافی دور ساخته شود .

- قبل از لیتوتریپسی اندازه و موقعیت سنگ در گرده ، مثانه و احلیل بدقت توسط التراسوند (سونوگرافی) و یا X-ray تعیین گردد .

- در شب پیش از تداوی با لیتوتروپسی باید بعد از نیمه شب غذا و آب نه نوشد .

- در حالاتیکه سنگ های پارچه خارج نمیگردد ، باید 10 تا 12 گیلان آب روزانه بنوشد .

- بعد از لیتوتریپسی باید اسپرین و ایوپرو فین برای 7-12 روز گرفته نشود .

- از نوشیدن چای سیاه و قهوه اجتناب شود .

- رژیم غذای معین را تعقیب نماید .

- تمرین های خفیف را انجام دهد .

5-3 . اختلالات عملیه لیتوتریپسی

- در انجام عملیه لیتوتریپسی در بعضی حالت اختلالات ذیل به مشاهده میرسد .
- بعضاً سنگ های پارچه شده طور عادی نمیتواند از بدن خارج گردد ، این حالت باعث درد های کولیکی میگردد .
- درین حالت خونریزی بعد از لیتوتریپسی معمول بوده و ندرتاً این خونریزی زیاد میباشد .
- در حالات غیر عادی انتانات هم مداخله مینماید . [23، 24]

فصل ششم

اندوسکوپ (Endoscope)

1-6. اندوسکوپ چیست ؟

اندوسکوپ وسیله ایست که برای معاینات سطوح داخلی کانال های مختلف بدن مورد استفاده قرار میگیرد . که از زمره کار برد های تشخیصی نور بوده که به قسم غیر مستقیم در روشن ساختن ساختمان های داخلی بدن مورد استفاده قرار میگیرد .

اندوسکوپ مشتق است از Indo به معنی داخل و Scope به معنی دیدن . اندوسکوپ (indoscope) یک وسیله طبی است که برای مسایل تشخیصی، پژوهشی و جراحی استفاده میشود.

داخل شدن این وسیله از طریق مجراهای طبیعی و شق های جراحی برای انجام عملیه های جراحی و یا تحقیقاتی.

اندوسکوپ یک نام عمومی برای تمام وسایل طبی در معاینات داخلی بدن.

حذف کلمه Endo و اضافه نمودن نام ارگان در عوض مثل :

Gastroscopy, laryngoscopy , Bronchoscope

مورد استفاده اندوسکوپ عبارتند از:

❖ برای مسایل تشخیصی

❖ پژوهشی

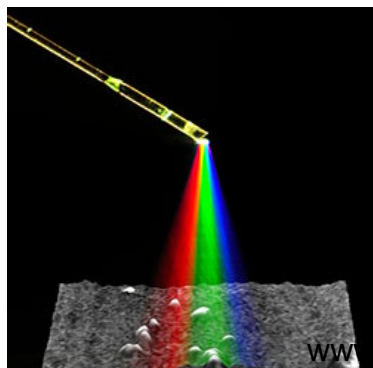
❖ تداوی

❖ از طریق مجرا های طبیعی مانند دهن ، رکتوم یا شق های جراحی روی اجواف داخلی بدن .

اندوسکوپهای اولیه فقط از چندین آینه و عدسیه ساخته شده بودند اما از 30 سال پیش، آنها جای خود را به دستگاههای حاوی فیبرنوری دادند که با استفاده از آنها، تصاویر بسیار واضح و روشنی از داخل بدن بدست میاید. اندوسکوپهای امروزی، بسیار پیشرفته بوده ،آنها دارای دوربین های ویدیویی نیز می باشند که تصاویر را می توان بطور مستقیم از یک مانیتور (تلویزیون) مشاهده نمود. این اندوسکوپ ها همچنین دارای تیوب های برای سکشن یا کشیدن مایع داخل معده به خارج، فرستادن هوا به داخل معده و باد کردن آن و عبور دادن وسایل خاصی برای نمونه برداری (مقطع گیری ، یا بیوپسی) نیز می باشند.

2-6 ساختمان اندوسکوپ

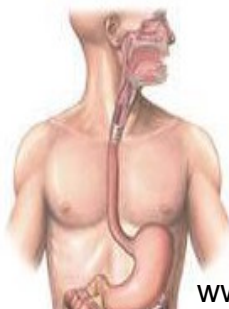
اندوسکوپ یک تیوب باریک دارای طول یک متر و در مواردی بیشتر از یک متر بوده ،انعطاف پذیر، با دوربینی بریک سر آن است. این ابزار که از طریق برش جراحی یا از طریق دهان یا مقعد وارد بدن می شود. شکل (6-1)



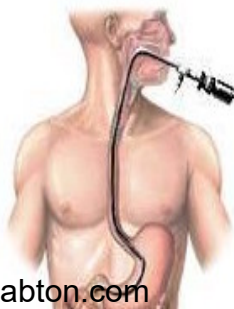
3-6 اندوسکوپی

اندوسکوپی عملی است که بوسیله اندوسکوپ قسمت های داخلی بدن معاینه میگردد. یا عبارت دیگر اندوسکوپی یا دیدن داخل بدن ، عمل رؤیت داخل بدن با مقاصد طبی است با دستگاهی اندوسکوپ . حفره ها و راه گاه های داخل بدن امکان استفاده از دستگاه اندوسکوپ را برای معاینه طبی داخل بدن فراهم کرده است. اصول کار اندوسکوپی استفاده از یک آئینه و نور بازتابیده است. که به اساس پدیده انعکاس کلی کار می نماید می باشد. در شکل (6-2) صورت استفاده از اندوسکوپ نشان داده شده است.

Lower endoscopy



Upper endoscopy



اندوسکوپی برای بررسی بخش‌های مختلف بدن، از جمله مفاصل، ریه‌ها،
مثانه، دستگاه هضمی و اپاندیس به کار می‌رود. شکل (2-6)

با توجه به اینکه به طور طبیعی داخل حفرات و اعضای داخلی بدن تاریک است
و قابل مشاهده نیست، در انتهای داخلی اندوسکوپ یک منبع نوری قوی گذاشته
می‌شود تا فضای داخلی اعضا را روشن کند و به این ترتیب امکان مشاهده
ساختمان‌های داخلی را فراهم آورد.

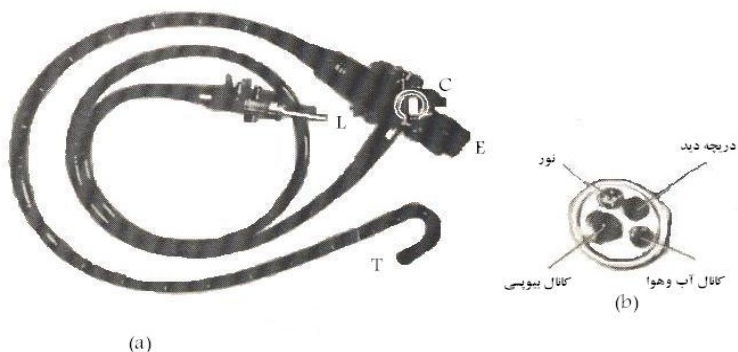
از جمله وسایل تشخیصی نوری که در آن آئینه و عدسیه شامل است
می‌باشد.

تیوب اندوسکوپ باریک و بدو نوع ساخته شده است

- تیوب قابل انحنای (flexible)

- تیوب سخت و راست (rigid)

قسمت داخل اندوسکوپ از فایبر های نوری ساخته شده که نور کافی را به ناحیه مورد نظر انتقال می‌دهد. تعداد فایبر ها بسیار زیاد (در حدود هزار ها) بوده در کنار هم قرار دارند و انتهای تیوب صیقلی است. وظیفه هر یک از فایبر ها انتقال تصویر به کامره اندوسکوپ و از طریق اندوسکوپ به مونیتور کامپیوتر می‌باشد. وظیفه کامره تصویر برداری از نواحی تحت معاینه است. در اندوسکوپ یک کانال برای نمونه گیری و یک دریچه برای دیدن وجود دارد. شیمای آن در شکل (6-3) نشان داده شده است. [7]



شکل (3-6) شیمای اندوسکوپ

اندسکوپ دارای یک چینل است که جراحان می‌توانند از طریق آن وسایل کوچک مانند امبر جراحی، قیچی را به داخل انتقال داد، و از طریق هندل کنترل (Control handle) که حرکات تیوب را به عهده دارد کنترل نماید. بر علاوه از طریق چینل مذکور سکشن (Section)، یعنی خروج مایعات که به اثر التهابات بوجود آمده صورت گرفته می‌تواند. اندسکوپ

داری یک چینل آبیاری (irrigation) می باشد که برای شستوی عدیسه ها مورد استفاده قرار میگیرد . [8 ، 12]

4-6 انواع اندوسکوپ

اندسکوپ نظربه خصوصیات تیوب آن دونوع می باشد :

اندوسکوپ سخت (Vigid endoscope)

اندسکوپ قابل انحنا (Flexible endoscope)

اندوسکوپ نوع اول داری تیوپ راست وسخت بوده بنابر خطرات بیشتر مورد استفاده آن کمتر است. در بعضی حالات که برای معاینه نواحی که خونریزی ممانعت بیشتر مینماید استفاده میشود .در شکل (4-6) نشان داده شده است.



شکل (4-6) اندوسکوپ

نوع دوم که تیوب آن انحنا پذیر است وحاوی فایبرهای نوری که خصوصیات آن انتقال نور به نواحی مورد نظر وبرعکس انتقال تصویر به صفحه مانیتور می باشد. همین خاصیت تیوب است که میتوان نواحی دورتر عضورا معاینه نمود.شکل (5-6)

باید متذکر شد که اندوسکوپ نظربه صورت استفاده آن داری خصوصیت متفاوت و روش های متفاوت میباشد. [24، 28]



شکل (5-6) اندوسکوپ

5- 6. روش تشخیص سطوح کانال هضمی E G D

(Esophagagostrodudenoscopy)

عبارت از روش تشخیص است که سطوح کانال هضمی را الی duodenum مورد مطالعه قرار میدهد. به این روش چاک یا شکاف نواحی مذکور انجام میشود که بعد از چند دقیقه EGD یک گلو دردی در مریض دیده میشود. ازین روش در موارد ذیل استفاده بعمل می ید.

- کم خونی های روشن ناشده .

- خونریزی های سطحی معده و روده.

- اختلال هضمی دوامدار در اشخاص که سن شان بلندتر از 40-45 سال اند.

- مشکلات بلعیدن

- زخم معده و ducdonum

روش EGD:

درین روش به مریض 4-6 ساعت قبل EGD توصیه میشود تا غذا نخورد. بسیاری مریضان در برابر این روش به بیهوشی موضعی اما بعضی به بیهوشی عمومی ضرورت دارند. در ابتدا مریض به بستر خوابانده شده سپس دردهن مذکور وسیله mouth-guard گذاشته میشود تا دندان های مریض محافظت گردد. در اول مرحله تیوب اندوسکوپ از طریق دهن به طرف بلعوم حرکت داده میشود که یک مرحله ناراحت کننده بمریض است زیرا بین وسیله و قسمت های تحت تماس بدن اصطکاک مانع حرکت وسیله میگردد. اما سرعت عمل ورهنمای درست تیوب از شدت ناراحتی می کاهد. بعداً تیوب اندوسکوپ بتدریج بطرف سفلی رهنمای میشود. درین سیر تیوب از نواحی مختلف عکس برداری می نماید. مهمترین کاریکه درین عملیه انجام میشود گرفتن 1-3 ملی متر مقطع از نواحی مشکوک برای مطالعات بیوپسی است.

تداوی EGD:

زرق مایع از طریق سوزن مانند ادرینالین (adrenalin) در نواحی خونریزی. قطع کردن قطعات بزرگی از انساج توسط آله snare مانند polype ها.

خطرات EGD:

خونریزی و سوراخ شدن قسمت عضو مورد معاینه. این خطر زمانی افزایش می یابد که ازنسج برای مطالعه بیوپسی مقطع گرفته شود.

6- 6 . برانشسکوپي (Bronchoscopy)

تعریف: عبارت از روشی معاینات طرق تنفسی غرض بررسی های غیرنارمل میباشد. از این روش برای تشخیص حالات ذیل استفاده بعمل می آید.

- اِبنارملینی های جهاز تنفسی

- اخذ نسج نمونه برای مطالعات بیوپسی از نواحی التهابی جهاز تنفسی.

- ارزیابی خونریزی های جهاز تنفسی .

روش Bronchoscopy :

در حدود نیم الی یک ساعت قبل از برانشسکوپي برای مریض ادویه Antioanxietyday که مسکن خفیف و ضد تشنجی به مریض توصیه میشود تا ترشحات را مانع شود.

فشار مریض، EGD و مقدار اکسیجن بصورت متناسب اندازه شود. به خصوص در حالتیکه مریض به هوش باشد.

تیوب اندوسکوپ نوع دوم (قابل انحناء) را از طریق دهن یا بینی مریض در حالت نشسته یا خوابیده داخل گردد طوریکه ابتدا در قسمت ابتدائی طروق تنفسی رشته های صوتی و بعداً شزن (Tiachea) و به تعقیب قصبه (Brachious). در جریان عبور تیوب اندوسکوپ از نواحی مختلف تصویر برداری گردد. در صورت دریافت ساحه غیر نارمل از ساحه مقطع نسجی برای مطالعه بیوشیمی اخذ میشود.

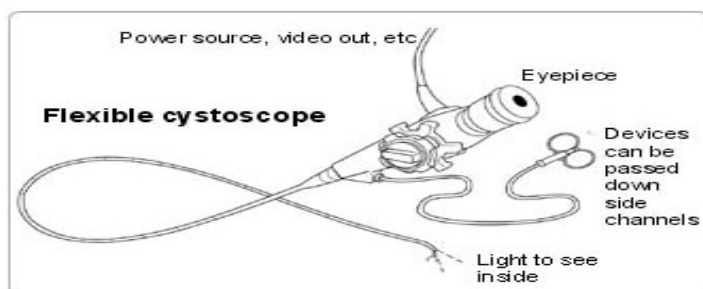


خطرات :

دراثر استفاده از rigid Brochoscope احتمال پاره شدن ، صدمه دیدن و تخریش طروق تنفسی بیشتر است و احتمال عوارض از روش استفاده تیوب اندوسکوپ قابل انحنای کمتر می باشد.

6-7 . سیستوسکوپی (Cystoscopy)

اندوسکوپی از طریق احلیل (Urethra) بنام Cystoscopy یاد میشود. سیستوسکوپی تشخیصی معمولاً با بی هوشی انجام شده میتواند. شکل (6-6)



اما در روش عملیاتی از طریق سیستم اسکوپ بی هوشی عمومی استفاده میکنند. سیستم اسکوپ درحالات ذیل توصیه میشود:

- انتانات پی در پی جهاز تناسلی

- موجودیت خون در ادرار

- از دست دادن کنترل مثانه

- پیداشدن حجرات غیرمعمول درمسیر ادرار

- بندش ادرار از اثر بزرگ شدن غده پروستات.

- نموی غیرطبیعی مانند سرطان هاو پولیپ.

سیستم اسکوپ مانند سایر اندوسکوپ ها داری عدسیه بوده که دوکتوران از طریق آن سطوح داخلی جهاز تناسلی رابه خوبی دیده میتوانند. این وسیله مانند پنسل نازک وباریک میباشد وبعضاً هم داری تیوب های اضافی اند. سیستم اسکوپ درجنس مذکر ومؤنث با بیهوشی موضعی ولی با سیستم اسکوپ سخت بای هوشی عمومی صورت می پذیرد. [2, 31]

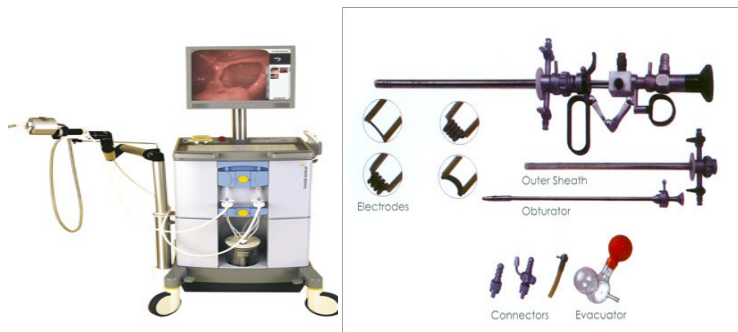
6-8. روش سیستم اسکوپ

برای اجرای عملیه سیستم اسکوپ مراحل ذیل رعایت گردد .

- ابتدا مریض به عقب خوابانده شده بیهوشی موضعی تطبیق میشود.
- انجام تیوب سیستوسکوپی به نرمی داخل احلیل تامثانه فروبرده میشود. زمانیکه تیوب از طریق پرستات داخل مثانه میگردد، مریض احساس ناراحتی شدید می کشد.

- برای دیدن واضح جدار مثانه بنام Sterile (که شامل آب Salene و محلول نمک اند) از طریق سیستوسکوپی داخل مثانه فروبرده میشود تا مثانه را منبسط سازد. این روش اندوسکوپی در چند دقیقه انجام میشود. اما در حالات ضرورت به گرفتن نسج برای اوتوپسی از قسمت جهاز تناسلی ضرورت به وقت طولانی پیدا میکند. اما در بسیاری از کیس ها معاینات داخلی در حدود 15-20 دقیقه را دربر میگیرد.

بعد از انجام معاینات در مدت زمان اجرای اندوسکوپی مریض ممکن است در جریان ادرار سوزش احساس نماید و یا یکمقدار خونریزی داشته باشد. اندوسکوپ های خاصی هم وجود دارند که از مقعد وارد می شوند و بخش های مختلف روده بزرگ را قابل مشاهده می سازند. به این اندوسکوپ ها، کولونوسکوپ می گویند اما انواع کوتاه تر آنها رکتوسکوپ نامیده می شوند چرا که فقط بخش انتهایی روده بزرگ را که رکتوم نامیده می شود بررسی می کنند. شکل (6-7)



علاوه بر این، انواع مختلف دیگری از اندوسکوپ‌ها هم وجود دارد. به طور مثال در حال حاضر پس از بی‌حسی داخل را سوراخ می‌کنند و اندوسکوپ را از طریق پوست به داخل مفصل می‌رسانند تا بتوانند فضای داخل مفصل را ببینند. به این اندوسکوپ‌ها، آرتروسکوپ می‌گویند. شکل (6-6) - (8) مفاصل را با همین روش مورد مشاهده قرار داد. شکل (6-8).

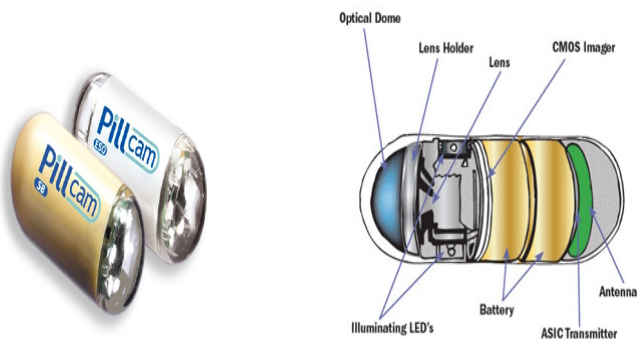


شکل (6-8) اندوسکوپ‌های برای معاینه

9-6 کپسول یا دورین خوراکی

کپسول اندوسکوپی (M2A) برای اولین بار در آگوست 2001 تعریف شد. این کپسول از یک دورین بی‌سیم کوچک و قابل بلع برای تصویربرداری بدون درد از روده باریک طراحی شده است. کپسول تنها 11 میلیمتر در 26

میلیمتر اندازه دارد و شامل دوربین، منبع نور، رادیوترانسسمیتر و باتری است. بیمار به راحتی می تواند آن را بلعده و دوربین کپسول می تواند حدود 2 تصویر در هر ثانیه و در حین عبور از مجرای هضمی بگیرد.



شکل (6-9) اندوسکوپ

نحوه استفاده از کپسول:

بیمار یک وسیله ثبت به اندازه یک واکن به میج دست یا یک کمر بند به کمر می بندد. هزاران تصویر ویدئویی از طریق پروب های متصل به جدار شکم منتقل و در وسیله ثبت ذخیره می شوند و سپس به کامپیوتر انتقال می یابند تا پزشک آنها را ببیند. کپسول اندوسکوپی در شرایطی مانند دردهای شکمی، خونریزی، سوء جذب، تومورها و زخم های ناشی از دارو به کار می رود. این کپسول همراه با آب بلعیده می شود، قابل هضم نیست و به طور طبیعی از بدن

دفع می شود. شایان ذکر است که این کپسول ها به صورت یک بار مصرف تولید می شوند.

در روش سنتی یک لوله 21 فوتی به سختی زیاد داخل مجرای هضمی می شود، اما این روش جهت پیدا کردن خونریزی های سیستم هضمی داخل سیستم شده و مانند یک توته از غذا با همان روند نورمال حرکت می کند. با یک بار بلع به صورت اتوماتیک - تنها با 8 - 6 ساعت غذا نخوردن و فقط نوشیدن مایعات شفاف که روی دید دوربین اثر نگذارد. البته یک یا دو مشکل در پیدا کردن آدرس تصویر گرفته شده موجود است. برای مثال راهی وجود ندارد که محل عکس برداری مشخص شود. اما مدل M2Aplus، یک نرم افزار دارد که یک گزارش گرافیکی از دستگاه هضمی بیمار می دهد، با جایگذاری اطلاعات، طیب با اطمینان بیشتر قادر به تعیین محل مشکل است.

خطرات کپسول اندوسکوپی

این کپسول ها از مواد پوشش دار مطابق با مقاومت بدن تشکیل شده که نسبت به مایعات هاضم بدن مقاوم هستند. بیماران درد یا ناراحتی ندارند اما در موارد نادری احتباس کپسول ها در روده کوچک به دلیل انسداد یا باریک شدن آن رخ می دهد. این امر بیشتر ممکن است در بیمارانی که سابقه جراحی سیستم هضمی یا انسداد روده دارند رخ دهد. بیمارانی که وسایل الکتریکی مانند ضربان ساز قلبی دارند حین اندوسکوپی باید مانیتور شوند. بیماران تا زمان دفع کپسول اجازه انجام MRI ندارند. بیمار 8 ساعت پس از بلع می تواند وسیله ثبت را از خود جدا کند، کپسول طی 2 الی 3 روز پس از بلع از طریق حرکات

طبیعی روده دفع می شود. ضایعات باقیمانده پس از دفع کپسول هیچ گونه اثر سوء زیست محیطی به جای نمی گذارند.

از آنجا که علم طب به دنبال روش هایی است که تا حد امکان حالت تهاجمی نسبت به بدن از بین برود، این روش برای بیماران زیر سن 18 سال و سالمندان روش بسیار مناسبی است.

با توجه به کوچک بودن کپسول و بالا بودن دقت تصاویر امید است که به زودی از این روش برای بررسی بیماری های سایر قسمت های دستگاه هضمی استفاده شود .

6-10 چه کسانی اندوسکوپی میشوند

این که چه فردی به انجام اندوسکوپی نیاز دارد، تنها به نظر متخصص طب بستگی دارد. درضمن تنها طیب متخصص است که می تواند مشخص کند باید از چه نوع اندوسکوپی برای بیمار استفاده شود. سعی کنید تصمیم گیری درباره این مسائل را به طیب خود محول کنید اما بعضی از اندوسکوپی ها باید به طور منظم و در فواصل زمانی مشخص تکرار می شوند. از این قبیل کولونوسکپی ها به آلونوسکوپ (آندوسکوپی روده بزرگ از راه مقعد) می توان اشاره کرد که توصیه می شود بعد از 50 سالگی هر 5 سال یک بار انجام شود . اگر قرار است برای شما اندوسکوپی انجام شود، حتما به موارد زیر توجه داشته باشید:

- در صورتی که به بیماری‌های مثل هپاتیت یا ایدز مبتلا هستید، حتما پیش از انجام اندوسکوپی این موارد را به داکتر خود اطلاع دهید؛ چرا که داکتران به منظور پیشگیری از انتقال این بیماری‌ها از یک فرد به فرد دیگر، برای مبتلایان به این بیماری‌ها از اندوسکوپ‌های مخصوص این بیماران استفاده می‌کنند.
- قبل از انجام هر گونه اندوسکوپی، تمام داروهای مصرفی را به اطلاع داکتر معالج خود برسانید؛ به ویژه درباره داروهای ضدانعقاد، ممکن است داکتر ترجیح بدهد یک یا چند روز قبل از انجام اندوسکوپی، بعضی داروهای شما قطع شوند.
- اگر به اختلالات خونریزی دهنده مبتلا هستید، حتما این موضوع را به اطلاع داکتر برسانید، تا اقدامات لازم را برای مقابله با خطرات احتمالی مهیا کند.
- هر زمان که برای انجام اندوسکوپی مراجعه می‌کنید، تمام مدارک طبی خود را همراه داشته باشید.
- روز انجام اندوسکوپی تنها به شفاخانه یا محل انجام اندوسکوپی مراجعه نکنید و حتما کسی را با خود همراه داشته باشید.
- نگران درد و ناراحتی نباشید. داکتران برای تخفیف درد و ناراحتی بیماران معمولا از داروهای مسکن، مخدر یا خواب‌آور به میزان لازم توصیه می‌کنند تا انجام این اقدامات برای بیمار قابل تحمل باشد.

➤ در برخی اندوسکوپی‌ها لازم است بیمار چند ساعت ناشتا باشد یا پیش از انجام اندوسکوپی از روش‌های مثل تنقیه استفاده کرده باشد. درباره نیاز به انجام چنین اقداماتی حتماً با داکتر خود مشورت و تمام توصیه‌های او عملی گردد تا زمان اندوسکوپی مشکلی برای مریض ایجاد نشود.

➤ برخی اوقات طی انجام اندوسکوپی نمونه‌های از انساج‌های داخلی برداشته می‌شود. این نمونه‌ها از سوی خود بیمار یا از سوی داکتر معالج مربوطه به بخش پتالوژی فرستاده می‌شود تا زیر میکروسکوپ مورد بررسی قرار گیرد و از روی آن، بیماری تشخیص داده شود. پیگیر نتیجه نمونه‌برداری‌های خود باشید.

➤ گاهی لازم است بیمار ساعاتی پس از انجام اندوسکوپی در شفاخانه یا محل اندوسکوپی تحت نظر بماند. این موارد را در برنامه‌ریزی زمانی خود رعایت کنید.

➤ پس از انجام اندوسکوپی اگر دچار هر مشکلی نظیر خونریزی، درد بیش از حد، تهوع و استفراغ یا تب شدید، هر چه سریع‌تر مساله را با داکتر معالج خود در میان گذارید.

اگر خون رادر ادرار خود مشاهده کنید، این معمول نیست نباید بیشتر از 24 ساعت ادامه یابد.

دستورالعمل‌های ذیل برای کاهش ناراحتی‌ها بعد از انجام معاینات عبارات است از،

- نوشیدن یک لیتر آب در مدت دو ساعت.
- گرفتن حمام با آب گرم به مشوره داکتر . [31,32,33]

6 - 11 لاپراسکوپ

اندوسکوپ های اند که از یک سوراخ مصنوعی در دیواره بطن برای معاینه تشخیص و تداوی اعضای داخلی جوف بطن عبور داده میشوند.

این اندوسکوپ ها متشکل از عدسیه ها ، سیستم های نوری و لنز ها میباشد. لاپراسکوپ بدو نوع است:

برای تشخیص (لاپراسکوپ مشاهده)

برای جراحی (لاپراسکوپ عمل)



شکل (6-10) لاپراسکوپ

تاریخچه

جراحی لاپراسکوپ رسته جوانی است و از سال 1972 در دنیا شروع شده است. امروز تقریبا هر نوع عملی را که با جراحی باز می توان انجام داد، با لاپراسکوپ امکان پذیر است.

در مورد ابداع روش لاپراسکوپى نمى توان يك شخص بخصوص را معرفى كرد. در سال 1902 جورج كلينگ اولين روش لاپراسکوپى را در سگ ها انجام داد و در سال 1910 هانس كريستين ژاکونر اهل سوئيدن اولين جراحى لاپراسکوپى در انسان را گزارش كرد. بعد از چندين دهه افراد زيادى روش لاپراسکوپى را اصلاح و تعميم بخشيدن. ورود دوربین تلويزيونى و كامپيوتر رويدادى بسيار موثر در زمينه لاپراسکوپى بود. اين ابداع در تخنيك وسيله ي را براى انتقال ديد بزرگترى از محل عمل به يك مانيتور فراهم كرد. همزمان دست هاى جراح در حال عمل را آزاد گذاشت از اين رو انجام روش هاى پيچيده لاپراسکوپى تسهيل شد. قبل از بوجود آمدن ايده اصلى، لاپراسکوپى يك روش جراحى با کاربرد بسيار محدود بود و عمدتاً جهت اهداف تشخيص و انجام روش هاى ساده در ژينكولوژيك استفاده مى شد.

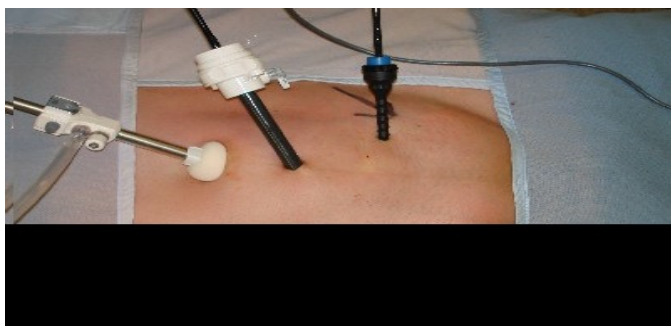
معرفى ابزار خاص لاپراسکوپى در سال 1990 با بيست كليب پيش رونده به صورت خودكار، كارجراحان را در جهت برداشتن كيسه صفرا با لاپراسکوپى راحت تر گرديد.

اين نوع جراحى كم تهاجمى ترين اقدامى است كه به عنوان يك ابزار تشخيصى و يك اقدام جراحى براى بررسى و معاينه اعضاى شكمى و لگنى يا قفسه سينه و سر يا گردن انجام مى شود. با انجام لاپراسکوپى مى توان پارچه انساج را براى نمونه بردارى جمع آورى كرد.

12-6 لاپراسکوپى

لاپراسکوپى عمل جراحى است که با استفاده از لاپراسکوپ ميتوان احشا داخل بطن را مشاهده و امراض مربوطه آنرا تشخيص و تداوى نمود.

لاپراسکوپى در شفاخانه ها تحت بيهوشى عمومى صورت ميگيرد. گاهى ميتوان اين عمل را تحت بى حسى موضيعى نيز انجام داد. پس از بيهوش کردن شخص سوند گذارى در مثانه صورت ميگيرد. به منظور آغاز عمل يک برش کوچک به اندازه 5 الی 10 مى متر در زير ناف اجرا ميشود و برای وارد کردن آلۀ لاپراسکوپ يک کتير در داخل اين برش جای داده ميشود. برای داخل نمودن ساير ابزار لاپراسکوپيک (قيچى چنگک و ابزار خاص) ميتوان سوراخ هاى ديگرى را نيز در جدار بطن ايجاد نمود. برای اينکه اين ابزار در داخل جوف بطن به سهولت حرکت کند يک مقدار گاز کاربن دى اکسيد را وارد جوف بطن مينماييم. بعد لاپراسکوپ را ميتوان به مانيتور وصل نمود تا با عکس بردارى جراح را در تشخيص و تداوى مرض کمک نمود.



شکل (6-13) لاپراسکوپى

لاپراسکوپي یک ابزار تشخیصی مطمئن است که به طیبیان اجازه می دهد وجود هرگونه کیست، تومور، یا جراحی را بررسی کنند. دامنه توانایی لاپراسکوپي در جراحی شامل همه چیز از ترمیم زانو گرفته تا رفع تنگی مجری ادرار و برداشتن آپاندیس می شود. این روش همچنین برای کسانی که تمایل به اهدی عضو دارند بی نظیر است. جاش سینگر یک تحلیلگر سیستم در واشنگتن دی سی که در سپتامبر 2000 یک کلیه اش را به پدرش اهدا کرد می گوید: "جراحی من توسط لاپراسکوپي انجام شد و می توانم به جرأت بگویم که بسیار آسان تر از روش قدیمی بود. من در عرض چند هفته به سرعت بهبود یافتم. اگر این جراحی به روش قدیمی انجام می شد، من مجبور بودم ماه ها در بستر بمانم."

تجربه سینگر تنها مورد نیست. بسیاری از مردم به عنوان بیمار سرپایی تحت جراحی لاپراسکوپي قرار می گیرند و در عرض 24 ساعت به خانه برمی گردند. مهم ترین عارضه صدمه به روده کوچک بوده و در بیماران دچار نارسائی قلبی و یا تنفسی، فتق های شکمی، و سرطان های بزرگ شکمی یا حاملگی های پیشرفته و در کسانی که احتمال سرطان منتشر شکمی وجود دارد ممنوع است. سابقه جراحی شکمی، ممنوعیت مطلق برای آن نبوده و عمل را می توان در بیماران با اسکار جراحی شکمی بدون خطر انجام داد. لاپراسکوپي امکان معاینه این بیماران را با خطر کمتر آسیب به احشاء فراهم کند. ساحه دید عمل های لاپراسکوپي بتدریج بزرگتر شده و شامل بسیاری از جراحی های لگنی که

قبلا نیاز به جراحی باز داشت می شود. لازمه انجام این عمل ، دانش و تجربه بسیار می باشد.

13-6 خطرات عمل لاپراسکوپي

برخی از خطرات آن مختصرا در زیر توضیح داده می شود:

مهم ترین خطرات بر اثر جراحات با ابزار نوک تیز به رگهای خونی یا روده کوچک یا بزرگ است. خطر چنین جراحاتی در بیماران چاق یا بیماران با سابقه قبلی جراحی شکمی افزایش می یابد. جراحات عروقی می تواند منجر به خونریزی شود که ممکن است مرگ بار باشد. جراحات وارده به روده می تواند سبب التهاب صفاق تاخیری شود. بسیار مهم است که این جراحات در اولین زمان ممکن تشخیص داده شوند. برخی بیماران در معرض سوختگی های طولانی مدت با برق قرار می گیرند که توسط جراحانی که با الکترودهایی که جریان برق را به انساج اطراف نشت می دهد کار می کنند دیده نمی شوند. جراحات حاصله می تواند منجر به سوراخ شدن اعضا و نیز التهاب صفاق شود. همچنین ممکن است به علت قرار گرفتن زیاد در معرض سرما گازهای خشک در طی دمیدن گاز خطر هیپوترمی و تراومی صفاقی افزایش یابد که میتوان با استفاده از CO_2 گرم و مرطوب شده این خطر را کاهش داد. بسیاری از بیماران مبتلا به اختلالات ریوی ممکن است گاز در داخل حفره ی شکمی را تحمل نکنند که منجر به لزوم تبدیل به جراحی باز ، پس از اقدام اولیه به روش لاپراسکوپي شود.

6-14 عوارض لاپاراسکوپی

1: عفونت ها

2: تراوما

3: خونریزی

4: عوارض بیهوشی

5: آسیب عروق خونی

6: آسیب های عصبی

میزان مرگ در عمل لاپاراسکوپی 0.05% میباشد.

6-15 مورد استفاده لاپراسکوپی

امروز در طبابت بیش از 90% عمل های جراحی لگن و بطن با لاپراسکوپی قابل انجام است.

1: در یورولوژی شامل برداشتن کلیه های سرطانی و غیر فعال، خارج کردن سنگ های حالب، کاشتن مجدد حالب ها در مثانه، برداشتن غده سرطانی پروستات و کیست های بزرگ کلیه بکار میرود.

2: در بخش نسایی و ولادی به منظور بستن نفیرها، برداشتن میوم های رحمی، کیست های تخمدان، باز نمودن چسپنده گی های دیوار رحم و تداوی های Infertility.

3: در جهاز هضمی به منظور برداشتن سنگ های کیسه صفرا، تداوی تومور های جگر و امراض روده های کوچک و بزرگ

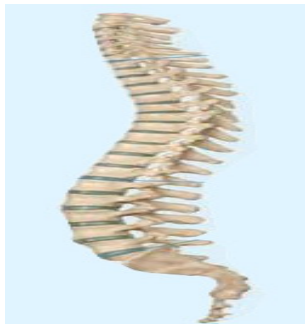
4: از عمل لاپاراسکوپی برای تداوی امراض قلبی نیز استفاده صورت میگیرد.

6-16 مزایای لاپاراسکوپی

- 1: کاهش خونریزی که نیاز به تزریق خون را کاهش میدهد.
- 2: سوراخ کوچک ایجاد میشود که درد را کاهش و زمان بهبود را کوتاه میسازد.
- 3: درد کمتر، باعث نیاز کمتر به مسکن میشود.
- 4: احشا داخل بطن کمتر با آلوده گی های محیط بیرون مواجه شده و خطرات انتان کمتر میشود.
- 5: رعایت موازین زیبایی بدن در محل که لاپاراسکوپی میشود.

6-17 ونتیلاتور بیهوشی

در طب، هنگامی که مریض نمی تواند خود عمل تنفس را انجام دهد، تنفس دهی مکانیکی به عنوان روشی برای کمک و یا جایگزینی فوری (خود بخود) عمل تنفس به کار می رود. همچنین در هنگام تیوب گذاری تهاجمی (در مقابل تنفس دهی غیر تهاجمی) که هوا بصورت مستقیم در جریان است، تنفس دهی باید به



صورت مکانیکی انجام شود. در محیط های حساس مانند ICU و در طی بیماری های حاد، برای مدت کوتاهی از تنفس دهی مکانیکی استفاده می شود. بعضی بیماران که به بیماریهای مزمن

مبتلا هستند و به تنفس دهی بلند مدت نیاز دارند، می توانند در خانه ، موسسه پرستاری و یا مراکز توانبخشی با کمک طیب کارهای مربوطه را انجام دهند. شکل (4-6) شکل رایج تنفس دهی مکانیکی ، تهویه (تنفس دهی) فشار مثبت است که با افزایش فشار در مجاری هوایی و در نتیجه تحمیل هوای اضافی در ریه ها کار می کند . این شیوه در مقابل ونتیلاتورهای خیلی قدیمی فشار منفی معمولی است که در محیط اطراف قفسه سینه بیمار فشار منفی ایجاد می کرد ، که در نتیجه هوا به داخل ریه ها کشیده می شد. با اینکه هدف از این تکنولوژی، نجات جان انسان است ولی تنفس دهی مکانیکی بسیاری عوارض بالفعل شامل فنوماتوراکس، صدمات مسیرهای هوایی، آسیب دندانی ، و ذات الریه در اثر ونتیلاتور را با خود همراه دارد. بنابراین معمولاً تا حد ممکن از آن اجتناب می شود . و سالیوس (Vesalius) اولین کسی بود که تنفس دهی مکانیکی را، با قرار دادن نی در حیوانات و سپس دمیدن در آن، توصیف کرد.

دستگاه Iron Lung :

دستگاه Iron Lung در سال 1929 ساخته شد و یکی از اولین دستگاه های فشار منفی بود که برای تنفس دهی بلند مدت استفاده شد . این وسیله در قرن بیستم تصحیح شد و به سبب اپیدمی بیماری فلج اطفال که جهان را در سال 1950 مصیبت زده کرد ، بطور وسیع استفاده شد. این دستگاه شامل یک مخزن باریک است که تا گردن بیمار را می پوشاند. گردن با لاستیک درزبند (gasket) محکم بسته شده و بنابراین صورت بیمار (و مسیر هوایی) در معرض هوای اتاق قرار می گیرد.

تبادل اکسیجن و کاربن دای اکسید بین رگهای خونی و حفره های هوایی ریوی با روش انتشار انجام شده و به عملکرد خارجی نیازی ندارد. هوا باید به داخل و خارج ریه ها حرکت کرده تا فرایند تبادل گاز برقرار باشد. در تنفس ناخودآگاه، فشار منفی توسط ماهیچه های تنفسی ایجاد شده و در اثر یکسان نبودن فشار هوای محیط و فشار داخلی سینه، جریان هوا را تولید می کند.

در دستگاه Iron Lung هوا بوسیله یک پمپ برای تولید فضای خالی در داخل مخزن، بطور مکانیکی مکش شده، و بنابراین فشار منفی ایجاد می شود. این فشار منفی موجب انبساط قفسه سینه و کاهش فشار درون ریوی و جاری شدن هوا در ریه ها می شود. هنگامی که هوای درون ریه ها به بیرون فرستاده می شود، فشار درون تانک با فشار محیط اطراف برابر می شود و خاصیت ارتجاعی قفسه سینه و ریه ها باعث بازدم پسیو می شود.

به این ترتیب، شکم همراه با ریه منبسط شده و جریان برگشت ورید به قلب را جدا کرده و منجر به جریان خون وریدی به سوی اندام تحتانی می شود. بر روی بدنه دستگاه سوراخ بزرگی برای دسترسی پرستار یا دستیار وجود دارد. بیماران می توانند بطور طبیعی صحبت کنند و بخورند، و آئینه هایی برای مشاهده محیط اطراف در اختیار دارد. بعضی از افراد درین ریه های آهنی در نتیجه برای سالها توانستند زنده ماندند.

6-18 ونتیلاتور مکانیکی

مبنای طراحی ونتیلاتورهای فشار مثبت مدرن، اساساً به پیشرفت های تکنولوژی نظامی در جنگ جهانی دوم به منظور فراهم کردن اکسیژن برای خلبان های جنگنده در ارتفاع بلند بوده است . چنین ونتیلاتورهای با مجهز بودن به لوله های کوچک ، کم فشار و کم حجم، جایگزین دستگاه های قدیمی شدند . محبوبیت ونتیلاتورهای فشار مثبت در طی اپیدمی فلج اطفال در 1950 در اسکانیدیناوی و ایالات متحده آمریکا بیشتر شد . فشار مثبت به تامین کردن 50% اکسیژن از طریق لوله ها به شیوه دستی، منجر به کاهش میزان مرگ و میر میان بیماران فلج اطفال در اثر ناتوانی تنفسی شد . ونتیلاتور های فشار مثبت با افزایش فشار مسیرهوایی بیمار از طریق لوله تراشه کار می کند . فشار مثبت به هوا اجازه میدهد تا پایان یافتن تنفس دهی(دم) ونتیلاتور، در مسیر هوایی جریان یابد . سپس، فشار مسیر هوایی به صفر افتاده و دیوار قفسه سینه به حال خود بر می گردد و ریه ها حجم هوای محبوس در خود را از طریق بازدم پسیو با فشار به بیرون می فرستد .

19-6 شرایط قابل استفاده:

هنگامی که تنفس خود بخودی بیمار برای بقای زندگی کافی نباشد، همچنین برای پیشگیری از توقف عملکردهای فیزیولوژی دیگر، یا تبادل بی نتیجه گاز در ریه ها ، از ونتیلاتور استفاده می شود . تنفس دهی مکانیکی تنها برای میسر ساختن کمک به تنفس بکار گرفته می شود و بیمار را شفا نمی دهد . شرایط بیمار باید به دقت بررسی شده بوده سپس تحت تنفس دهی مکانیکی قرار بگیرد . بعلاوه ، فاکتورهای دیگرهم باید مورد توجه قرار داده شود زیرا تنفس

دهی مکانیکی بدون عواقب نیست.

:تنفس دهی هوا می تواند بدین گونه باشد.

1:تنفس دهی دستی با استفاده از آمبویگ

2. تنفس دهی مکانیکی با استفاده از دستگاه ونتیلاتور . انواع

ونتیلاتورهای مکانیکی شامل :

ونتیلاتور قابل حمل: این ونتیلاتور کوچک و در عین حال بسیار قوی است و می تواند بصورت اتوماتیکی (با پمپ هوا) یا از طریق منبع برق AC و یا منبع برق DC نیمرنگی رود .

ونتیلاتور ICU: این ونتیلاتورها بزرگتر بوده و معمولاً به طور پیوسته به برق AC متصل هستند ،داری باتری برای سهولت حمل و نقل های داخلی و همچنین یک پشتیبان در مواقع نقص منبع میباشد. این مدل از ونتیلاتورها اغلب کاربرد مهمی از تنوع وسیع پارامترهای تنفس دهی را فراهم میکند (مثل افزایش میزان تنفس). همچنین بسیاری از ونتیلاتورهای ICU دارای تجهیزات گرافیکی به منظور فراهم ساختن فیدبک بصری از هر تنفس هستند. ونتیلاتور NICU: مخصوص به نوزادان زودرس ، اینها زیرمجموعه های مخصوصی از ونتیلاتورهای ICU هستند که برای تحویل دادن حجم و فشار های بسیار دقیق و کوچک مورد نیاز برای تنفس دهی به این بیماران کوچک طراحی شده اند .

ونتیلاتورها PAP: این ونتیلاتورها مخصوص تنفس غیر تهاجمی طراحی شده

و شامل ونتیلاتورهای قابل استفاده در خانه ، به منظور درمان تنگی نفس در خواب هستند.

20-6 لارینگوسکوپ

کلمه Laryngoscope از دو جزء Larynx + Scope تشکیل شده است. این وسیله برای مشاهده حنجره، تارهای صوتی و مجرای بین آنها استفاده می شود. به طور کلی دو نوع لارنگوسکوپ وجود دارد.

- لارنگوسکوپ سخت

- لارنگوسکوپ نرم و قابل انعطاف



شکل (6-14) لارنگوسکوپ

21-6 لارنگوسکوپ سخت

این نوع لارنگوسکوپ برای مشاهده مستقیم مجرای صوتی استفاده می شود. دستگاه متشکل است از یک دسته بلند که چند باتری در آن قرار می گیرد و یک تیغه که در نوک آن منبع نوری کوچکی تعبیه شده است. تیغه ها بر دو نوع اند. تیغه Macintosh که حالتی خمیده دارد و تیغه Miller که مستقیم است. تیغه Macintosh آسان تر کار گذاشته می شود، در حالی که تیغه Miller دید بهتری از تارهای صوتی در اختیار طیب قرار می دهد. تیغه Miller معمولاً در کودکان استفاده می شود برای جای گذاری لارنگوسکوپ مریض باید به پشت دراز بکشد. سپس دستگاه از راه دهان وارد شده و از روی زبان به سمت حنجره رانده می شود تا حدی که تارهای صوتی قابل مشاهده باشند. از لارنگوسکوپ معمولاً در هنگام تیوب گذاری در داخل گلو استفاده می شود. این فرایند غالباً بسیار دردناک و ناراحت کننده است و به همین دلیل در بیماری که به هوش باشد انجام نمی شود. یکی از مشکلاتی که ممکن است در اثر کارگذاری نادرست لارنگوسکوپ رخ بدهد، وارد آمدن آسیب به دندان های بالایی بیمار است. استفاده از لارنگوسکوپ در هنگام لوله گذاری، مرحله ی از بیهوشی عمومی محسوب می شود. لارنگوسکوپ توسط Manuel Garcia اختراع شد که پروفیسور موسیقی و مدرس آواز بود!

6-22 لارنگوسکوپ قابل انعطاف

این نوع از لارنگوسکوپ برای معاینه های داخل دهن استفاده می شود. در طی معاینه بیمار کاملاً به هوش است بنا برین می توان تارهای صوتی را حین

صحبت کردن مشاهده کرد. این دستگاه ممکن است به ابزارهایی کوچک
برای نمونه برداری از انساج های مشکوک مجهز باشد.

فصل هفتم

الکتروانسفالوگراف¹⁰

7 - 1 تاریخچه

اولین کسیکه درباره فعالیت های دماغی الکتروانسفالوگراف (EEG) کارکرد فزیکدان انگلیسی سوارد ریچارد کاتون بود. وی در سال 1875 تحقیقات خود را بالای خرگوش وشادی انجام داد.

در سال 1929 فزیکدان جرمنی بنام هنس. برگر¹¹ مطالعات خود توسط EEG بالای انسان شروع نمود و اولین کسی بود که این وسیله را نام گذاشت و بعد از وی تحقیقات اش توسط اگر دو گلیس ادرین ادامه یافت . پیام های نتیجه فعالیت برقی سلول های عصبی را پی برد و تاکنون تحقیقات زیاد در زمینه کاربردهای کلینیکی ، فزیولوژیکی و روانی این پیام ها انجام شده است .

سایر علما و انانیکه درین بخش پژوهش داشتند عبارتند از:

- فیشر و لاوینبک در تهیه الکترودهای که در حملات ناگهانی قابل استفاده میباشد.

- گیس. داویس ولینکس موارد استفاده کلینیکی را مهیا ساخت .

- فرانکلین . افنر، پروفیسور بیوفزیک در سال 1999 نوع پروتوتیپ الکترو انسفالوگراف را تهیه نمود.

¹⁰ - EEG(Electro encephalo gram)

² -Hans Berger

- در سال 1950 ویلیام گری والتر الکترو انسفالوگراف توپوگرافی را در EEG ملحق ساخت.

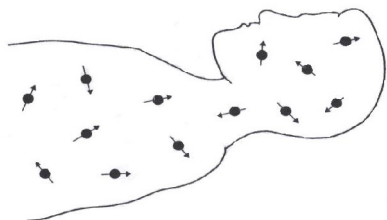
7-2 الکتروانسفالوگرافی چیست؟

الکتروانسفالوگرافی (EEG) عبارت از ضبط پتانسیل های برقی مغز است . جز در حالت بیهوشی عمیق و نرسیدن خون به مغز، غشای مغز داری پوتنسیل برقی میباشد. اگر تغییراتی در غشای مغز وارد شود، پوتنسیل برقی آن هم تغییر خواهد کرد. [8]

اندازه گیری فعالیت های برقی توسط ضبط الکترودهای که بر پوست سر یا در حالت خاص بالای نخاع شوکی گذاشته میشود صورت میگیرد. اثرات که از اثر گذاشتن این الکترودها بالای پوست در صفحه بوجود می آید، الکتروانسفالوگرافی نامیده میشود. که نشان دهنده سگنال های برقی یک تعداد زیاد نیروها اند . بیشتر توسط این آله تفاوت پوتنسیل در قسمت های مختلف دماغ تعیین میگردد. چون این وسیله بالای عضو مورد نظر بدون اثر است، بیشتر در تجارب از آن استفاده بعمل می آید. هم چنان پاسخگویی پنهان دماغ در مقابل انگیزه های مخفی مانند خواندن ، کشف کردن و نشان دادن میباشد. EEG قابلیت کشف تغییرات برقی دماغ را در فی ثانیه دارا میباشد ، که یکی از تخنیک های مهم در حال حاضر شمرده میشود. [4]

برای اندازه گیری پتانسیل های برقی بوسیله EEG ، از الکترودهای صفحه ی ویا سوزنی (الکترودها ، دیسک های کوچک از جنس کلور نقره اند)

استفاده میشود که در نقاط مختلف ستندرد سرقار میگردند. ستندرد بین المللی سیستم ، محل یا جایگاه الکتروود را نشان میدهد. طبق شکل (7-1)



شکل (7-1) سیستم های ستندرد

الکترو د خنثی درموردی به گوش وصل و پوتنسیل هریک از الکترو د ها نسبت به این الکترو د خنثی اندازه گیری میشود . طبیعی است امواجی که ضبط میشوند مربوط پوتنسیل عمل حجات غشای مغز است که این امواج بسیار پیچیده و تفسیر آن نیاز به تحقیق دارد .

دامنه اهتزاز سیگنال های EEG کم و در حدود 50 میکرو ولت میباشد و تداخل حاصل از سیگنال های برقی خارجی بیشتر باعث بروز مشکلات جدی در پردازش پیام های EEG میشود. حتمی است اگر سرو صدای محیط خارج را کنترل هم کنیم ، باز هم پوتنسیل های حاصل از فعالیت ماهیچه ها مانند حرکت چشم میتواند باعث شکل غیر طبیعی در نوار EEG شود . سیگنال های EEG به فعالیت های ذهنی فرد بستگی دارد، مثلاً سیگنال های EEG طاق در حال استراحت بین فریکونسی 8-13Hz قرار دارد ، یا از امواج الفا تشکیل شده است . با فعال شدن فرد دامنه فریکونسی نیز افزایش میابد . یا از امواج بتا (بیشتر از 13

هرتز) تشکیل میشود. دامنه های فریکونسی به گروپ های ذیل طبقه بندی شده است.

- امواج (δ) با فریکونسی (0,5Hz) تا (3,5Hz)

- امواج تیتا (θ) با فریکونسی (4Hz) تا (7Hz)

- امواج الفا (α) با فریکونسی (8Hz) تا (13Hz)

- امواج بیتا (β) یا سریع با فریکونسی (14Hz)

- امواج گاما (γ) با فریکونسی (23Hz) تا (30Hz)

تشکیل امواج فوق بسته نوع فعالیت شخص و حالات فزیولوژیکی آن میباشد
[14,9].

3-7. استفاده کلینیکی از EEG

EEG به اشکال مختلف به قسم یک وسیله معلوماتی و تشخیصی در موارد ذیل استفاده میشود.

- برای تفریق حملات حالات نا گهانی روانی از سایر حملات از قبیل حملات غیر روانی بیهوشی و سستی.

- برای تصنیف تکالیف روانی غرض تداوی.

- برای آگاهی حملات روانی غیر احتمالی.

- برای مطالعه شدت انستیزی.

- بحیث یک اندیکاتور و هم بعضاً در تعیین دیوانگی در صورتیکه با دیگر معاینات مشکوک و به نتیجه نرسد.

- در بعضی مسایل قضائی بحیث یک معیار برای تشخیص مرگ دماغی در طب عدلی استفاده میشود .

4-7 . روش استفاده از EEG

در EEG سر، معمولاً الکترود هادر پوست سر با استفاده از کمی jeel و پالش ساحه نصب، الکترود ها گذاشته میشود . در نصب الکترود ها باید نقاط معیاری مشخص شود . بعضی EEG داری کلاهی پلاستیکی اند که در آن الکترود ها نصب میباشد .

محدودیت EEG

در ساحه استفاده از EEG این محدودیت ها موجود است .
- الکترود های که در سر نصب میگردد نمیتواند تمام سیگنال ها را انفرادی ضبط کند ، بلکه به عوض فعالیت یک گروپ بزرگ نیورون ها را ضبط مینماید .

5-7 . الکترو میوگرافی (Electromyography)

الکترو میوگرافی (EMG) عبارت از عملیه ضبط فعالیت های برقی دماغ است . این کار با ضبط پوتنسیل عمل ماهیچه با قرار دادن الکترود در بالا و داخل ماهیچه مورد بررسی و اندازه گیری اختلاف پوتنسیل نسبت بیک الکترود خنثی اجرا میشود . برای بررسی بهتر پوتنسیل غالباً از الکترود سوزنی

استفاده میشود. پوتنسیل ماهیچه تنها هنگامی بوجود میاید که ماهیچه قابلیت هدایت راداشته باشد روی صفحه اسیلو سکوپ ظاهر میشود. تغییر این پوتنسیل میتواند بصورت تغییر صدا باشد که از یک مکان به مکان دیگر و یا از یک ماهیچه به ماهیچه دیگر متفاوت اند. با استفاده ازین تکنیک بیماری های که بر اعصاب حرکتی اثر میگذارد، ماهیچه اسکلتی و غیره را میتوان تشخیص داد. نوع پلس های که برای تحریک بکار میروند و همچنین زمان طول تحریک و تکرار آن بسیار متنوع است. در ماشین های نیوروتون این امواج که به شکل های مختلف براحتی قابل دسترس هستند میتوان پلس ها و ویژگی فیزیکی آنها را در اسیلوسکوپ دید. [9]

ثبت تغییرات پوتنسیل چشم را هنگامی قرار گرفتن شبکه در برابر تابش نور الکترو ریتینوگرام (Electro retinistgram) و ثبت تغییرات پوتنسیل حاصل از حرکت چشم را الکترو اکو گرام (Electro ocuogram) مینامند. درین عملیه جفت الکترودها در نزدیکی چشم وصل میشوند.

یک جریان برقی ساحه مقناطیسی تولید میکند و هنگام غیر قطبی شدن و دوباره قطبی شدن در قلب نیز ساحه مقناطیسی بسیار ضعیف ایجاد میشود. مگنتو کار دیو گرافی این ساحه بسیار ضعیف اطراف قلب را اندازه میگیرند. ثبت ساحه مقناطیسی قلب رامگنتو کار دیو گرام مینامند. ساحه مقناطیسی اطراف قلب تقریباً 5.10^{-11} T که یک ملیونم حصه ساحه مقناطیسی زمین است. [14]

فصل هشتم

الکترو کاردیو گرام¹²

1-8. الکترو کاردیوگرام (ECG) چیست ؟

الکترو کاردیو گرام وسیله ایست که توسط آن پوتنسیل های برقی قلب ضبط میشود . پوتنسیل های برقی تولید شده بوسیله قلب در تمام قسمت های بدن منتشر میشود . ازین رو باقرار دادن الکترودها در قسمتی از بدن میتوان پوتنسیل های برقی را تعیین و دریافت . [9]

الکترو کاردیوگرام یکی از وسایل است که بطور وسیع برای اندازه گیری های برق حیاتی (بیوالکتریک) بکار برده میشود .

2-8. تاریخچه الکترو کاردیوگرام

برقی که در داخل بدن تولید میشود فعالیت های اعصاب ، عضلات و سایر اعضای بدن را کنترل میکند . در حقیقت برق در همه فعالیت های بدن دخالت دارد . عمل متقابل چارچ های برقی بدن سبب قوه عضلات میشود . کار مغز اساساً برقی است و جریان های برقی در همه پیام های عصبی که به مغز وارد و یا از آن خارج میشود ، نقش دارد . در بدن برای کار های خاص پیام های برقی فراوانی تولید میشود که نتیجه فعالیت الکترو شیمی انواع معین حجرات است .

¹² - Electrocardiogram (ECG)

در سال 1786 گالوانی (Galvani) نخستین کسی بود که با کشف برق حیوانی در پای قورباغه در پژوهش های مربوطه این رشته فعالیت کرد . با آزمایشات مختلف تحقیقات گسترده ی درمورد تأثیر برق در داخل و سطح بدن انجام داد . در سال 1850 کولیکر (kollicker) و مولر (Muller) با استفاده از یک رشته عصبی عضله قلب را به تماس عضله بقیه آورده تقلص عضله مذکور را مشاهده نموده جریان برق تولید شده را در اثر حرکات قلبی ثابت نمود . در سال 1887 والر (waller) با استفاده از یک الکترومتر شعریه یا کپلری (capillary electrometer) جریان برق ناشی از ضربان قلبی را در سر تاسر عضویت کشف و ثبت نمود .

در سال 1902 ویلیم انتوون (willem Einlhoven) باراول توانست با استفاده از سترنگ گلوآنومتر (String Galvanometer) جریان برقی ناشی از ضربان قلب را ثبت کند .

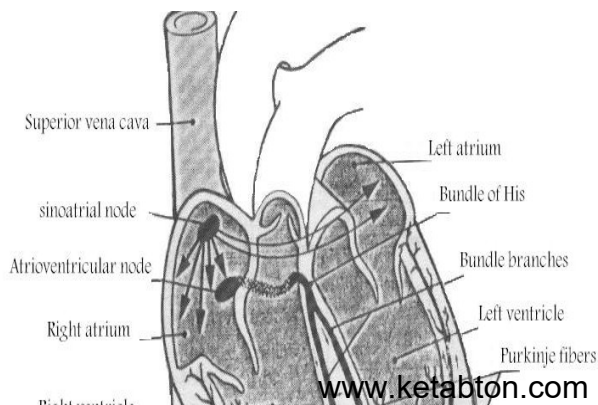
در سال 1933 فرانک .ان ویلسن (Frank N.Welson) لید های یک قطبی شده را اساس نهاد که در ین اواخر دوازده لید مورد استفاده وسیع قرار دارد .

3-8. فعالیت ها برقی بدن

الکترولیت های سودیم ، پتاشیم و کلور یکی از کلید های اساسی منشاء بیو الکتریسته است . نمکهای پتاشیم کلورید (KCl) و سودیم کلورید (NaCl) در محلول تجزیه شده یون های K^+ , Na^+ , Cl^- حاملین چارچ متحرک

را تشکیل میدهد. این الکترولیت ها در داخل و خارج حجره با غلظت های مختلف موجوداند. حرکت این الکترولیت ها در غشای حجره تحت اثر سه عامل مهم زیر قرار دارد:

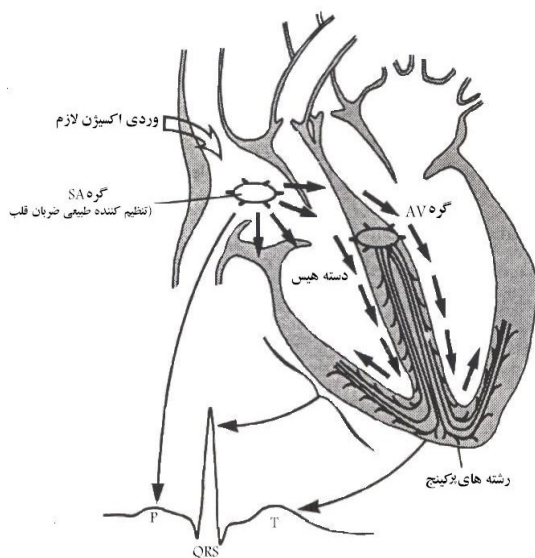
- تمایل به نفوذ از محل غلیظ به محل رقیق.
 - تمایل دفع چارچهای هممنوع و جذب چارچهای مختلف النوع
 - نفوذ پذیری غذا به یون های خاص.
 - حالت سکون غشای حجره، نتیجه توازن تأثیرات متقابل است.
- پوتنسیل حجروی از اثر تفاوت یون های داخل و خارج حجره به وجود میآید، وقتیکه عضله قلبی تنبیه گردد یا تقلص نماید قابلیت نفوذ غشای وی تغییر نموده در سطح جدار غشاء چارچ منفی و در داخل غشاء چارچ های مثبت به وجود میآید. که این دو حالت را دیپولریز (Depolarized) مینامند. اگر یک الکترود داخل عضله قلبی و دیگری در خارج عضله قرارگیرد تفاوت پوتنسیل 10^5 ملی ولت است که بنام پوتنسیل عمل (Action potential) مینامند. هرگاه عضله قلبی در حال استراحت باشد، سطح خارجی داری چارچ مثبت و سطح داخلی داری چارچ منفی و عضله قلبی در حالت



پولرایز (Polarized) بوده تفاوت پوتنسیل آن در حدود (90-) ملی ولت می باشد . که بنام پوتنسیل استراحت (Membran Rest Potential) یاد میشود. دوران پمپاز قلب که بوسیله محرک های برقی تولید میشود، در یک نقطه خاص کوچک انساج در دهلیز راست بنام گره دهلیزی (SA) یعنی (Sinoatrial node) یاد شده این گره در یک دقیقه 75 پلس (pulse) ایجاد میکند طبق شکل (8-1) .

پوتنسیل های تولید شده در دهلیز ها در تمام جهات بخش میشوند . این گره تنظیم کننده طبیعی ضربان قلب می باشد . اطلاعات بدست آمده از قسمت های مختلف سیستم عصبی خارج از قلب میتواند سبب شود که گره SA در برابر تقاضای افزایش یافته خون عکس العمل نشان بدهد و در نبود اطلاعات خارجی اندازه خود را داشته ضربان قلب را طور نارمل کنترل کند . این مجموعه از محرکه های برقی از گره SA را میتوان به عنوان پوتنسیل عمل خود به خود (اتومات) تحریک شده دانست . وقتی که یک پوتنسیل عمل گره

به یک حالت آستانه بر میگردد گره SA بطور اتوماتیک دوباره آزاد و عمل تکرار میگردد. پوتنسیل عمل از گره SA اولین مرحله دریک عملیه هدایت برقی است که عمل پمپاژ قلب را کنترل میکند. این عملیه در شکل (2-8) نشان داده شده است.



شکل (2-8) عملیه هدایت الکتریکی که دوران پمپاژ قلب را کنترل میکند.

گره (SA) انقباض را تحریک میکند و محرک ها بطرف گره دهلیزی بطنی (گره SA) حرکت می کنند . دیپولرا یزیشن ناشی از گره SA موجب میشود که محرک های برقی از طریق یک سیستم هدایتی بطرف عضله قلب

(Myocardium) حرکت کند ، این سیستم هدایتی از دسته رشته هدایتی موسوم به رشته هیس (Bundle of His) تشکیل میشود. ازین لحاظ کار طبیعی قلب بستگی به تولید وهدایت محرکه های برقی درمسیرهای خاص دریک دوره زمانی محدود دارد .که این محرکهای برقی به سطح پوست هدایت میشوند وبوسیله ECG مشخص شده میتواند. اندازه گیری پوتنسیل برقی درسطح بدن درتشخیص امراض معلومات زیادی رافراهم میسازد[17]

8-4. وسایل اندازه گیری پیام های برقی

شایعترین پیام های پوتنسیل های برقی انتقال عصبی توسط

الکترومیوگرام عضلات (EMG) Electromyogram

الکتروکاردیوگرام عضلات (ECG) Electrocardiogram

الکتروانسفالوگرام (EEG) Electroencephalogram

وبرخی ازین وسیل که شیع اند

الکتروریتینوگرام (ERG) Electoretiongram

الکترواکولوگرام (EOG) Electrooculogram

مگنیتو کاردیوگرام (MCQ) Magneto cardiogram

مگنیتو انسفالوگرام (MEQ) Magnetoencephalogram اندازه

گیری میشود. [14]

8-5.موجه های ECG

امواج برقی که بوسیله قلب تولید میشوند و توسط ECG بالای کاغذ گراف که خطوط آن طولاً و عرضاً به مربعات کوچک $1 \times 1 \text{mm}$ تقسیم شده است طوریکه بالای محور افقی کمیت زمان و محور عمودی پوتنسیل نشان داده شده در سطح بدن ثبت و ضبط میگردد عبارتند از.

موج QRS: که در آغاز انقباض بطن تولید یعنی در نتیجه دیپولریزیشن بطن ها بوجود آمده دلالت به موج های مینماید که ارتفاع آن 5mm باشد .

موج P: نمایندگی از پولرایزیشن دهلیزها یعنی پیش از انقباض دهلیزها بوجود میاید.

موج T: در پایان انقباض بطن و یا دیپولرایز گره AV تولید میگردد.

Qq: اولین موج منفی است که در نتیجه دیپولرایزیشن بطنها حاصل میشود.

R1: اولین موج مثبت است که در نتیجه دیپولرایزیشن بطنها حاصل میشود

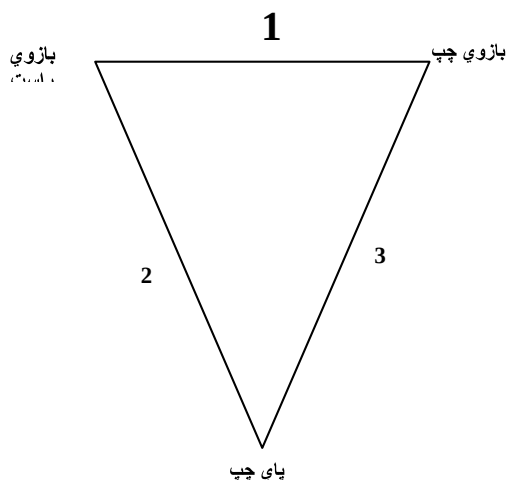
T: از اثر ریپولریزیشن (Repolarization) بطنها تولید میگردد.

S: اولین موج منفی بعد از موج R است که در نتیجه دیپولرایزیشن بطنها ایجاد میشود.

V: معمولاً مثبت، احتمالاً در اثر Depolarization بطنی الیاف Parking
حجاب بین البطنی بوجود می آید.

6-8. روش کار برد ECG

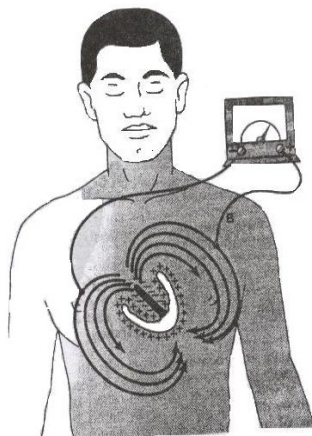
در آزمایشات معمولی تشخیص از الکترودها استفاده میشود که با پوست بدن تماس سطحی برقرار میکند. متداولترین روش قراردادن الکترودها عبارت از قرار دادن الکترودها بر روی بازوی چپ، بازوی راست و پای چپ است. این سه الکترودها یک مثلث مؤثری را تشکیل میدهد که بنام مثلث انتون (Einthoven) یاد میشود طبق شکل (12-23) اندازه گیری چند گانه ECG انجام میشود. انتقال پوتنسیل های عمل در قلب یک عملیه وکتوری است.



شکل (8-3) روش های الکترودهای ECG مثلث انتون [13]

پوتنسیل عمل در یک جهت ارجح هدایت داده میشود و وکتور قلبی به وکتور
ساحه مقناطیسی ایجاد شده توسط توزیع چارچها ، خودبه خود در قلب درحین
این عملیه انتقالی مربوط میشود . اندازه گیری نمایش خارجی با یک جفت
الکتروود مفروض یک نشانی از مرکبه وکتور را میدهد. برای تعیین وکتور قلبی
دستگاه های ECG را با بکار بردن جهت الکتروود ها در مسیر های که جهت
آن از هم 90 درجه فرق دارند استفاده میشود . به این طریق بزرگی و جهت
وکتور با استفاده از قضیه فیثاغورث بدست میاید. با استفاده از ساختمان مثلث
انتوان که در شکل (12-23) نشان داده شده ملاحظه میگردد که الکتروود ها
روی سینه یا بروی اندام های دست و یادر دوجت بکار برده شده تقریباً 60
درجه فرق خواهند داشت . محصله این وکتور را میتوان با روش جمع الجبری
وکتور ها بدست آورد. [13، 20]

توده عضله بطن در قفسه سینه در شکل (8-4) نشان داده شده است. شش ها
که از هوا مملو میباشد برق را تا حدی هدایت میکند، مایعات



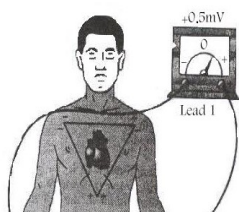
شکل (8-4) برقراری جریان در سینه در اطراف بطنهای قلبی نیمه پولرایز.]

[18

و سایر انساج اطراف قلب برق را به سهولت بیشتر هدایت مینماید. بنا برین قلب عملاً در یک محیط هادی در حالت تعلیق قرار دارد. هنگامیکه قسمتی از بطن ها نسبت به قسمت های باقیمانده آنها منفی میشود، جریان برقی در مسیر های مدار بزرگ طوریکه در شکل نشان داده شده از ناحیه پولرایز به ناحیه غیر پولرایز انتشار می یابد.

لیدهای الکترو کاردیوگرافی :

سه لید دو قطبی بین اندامهای بیمار و دستگاه ثبت الکترو کار دیوگرام در شکل (8-5) نشان داده شده است. اصطلاح دو قطبی بدین معنی است که الکترو کار دیوگرام از طریق دو الکتروود واقع بر سمتهای متفاوت سطح بدن (در بین دو اندام) ثبت میشود. بنا برین هرلید صرفاً یک سیم متصل به بدن نیست، بلکه مجموعه ای است از دو سیم و الکتروود های آنها که به همراه دستگاه یک مدار کامل را میسازند. در هر یک ازین موارد الکترو کار دیو گراف بصورت یک ولت متر نشان داده شده است. الکترو کار دیو گرام واقعی یک دستگاه ثابت سریع مجهز با کاغذ متحرک است.



شکل (8-5) تر تیب قرار دادن الکتروود های ثبت

لید 1: برای ثبت لید 1 اندامهای سر، سرمغنی الکترو و دکار دیوگراف را بدست راست و سر مثبت آن را به دست چپ وصل میکنیم. بنا برین اگر محل اتصال بازوی چپ به سینه منفی باشد، الکترو و کاردیوگراف موج مثبت رسم میکند، یعنی موجی که بالا تر از خط ولتاژ صفر الکترو و کاردیوگرام قرار دارد. اگر عکس این حالت اتفاق افتد، موج منفی رسم میشود.

لید 11: برای ثبت لید 11 اندامها، سرمغنی الکترو و کاردیوگراف را بدست راست و سر مثبت آن را به پای چپ وصل میکنیم. بنا برین اگر دست راست نسبت به پای چپ منفی باشد، دستگاه موج مثبت رسم میکند.

لید 111: برای ثبت لید 111 اندامها، سرمغنی الکترو و کاردیوگراف را به دست چپ و سر مثبت آن را به پای چپ وصل میکنیم. بدین ترتیب هنگامیکه دست چپ نسبت به پای چپ منفی شود دستگاه در جهت مثبت ثبت میکند. مثلث انتوون نیز در شکل (8-5) به دور ناحیه قلب ترسیم شده است.]

[710

7-8 فواصل و قطعه خط های نورمال

الف: فاصله (Intervale)

R-R: در شروع P و شروع QRS در زمان 600 تا 1000 میلی ثانیه.

S-T: در ختم موج S, ختم موج T

Q-T: شروع موج Q و ختم موج T

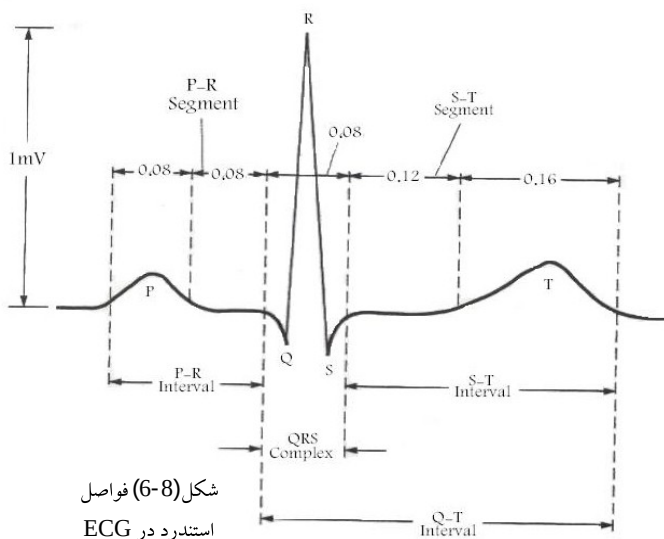
ب: قطعه خط (Segment):

P-R: ختم موج T, آغاز موج Q در زمان 150 تا 200 میلی ثانیه.

S-T: ختم موج S و شروع موج T در زمان 320 میلی ثانیه

ج - کمپلکس QRS

شروع موج Q, و ختم S در زمان 70 تا 110 میلی ثانیه (24).



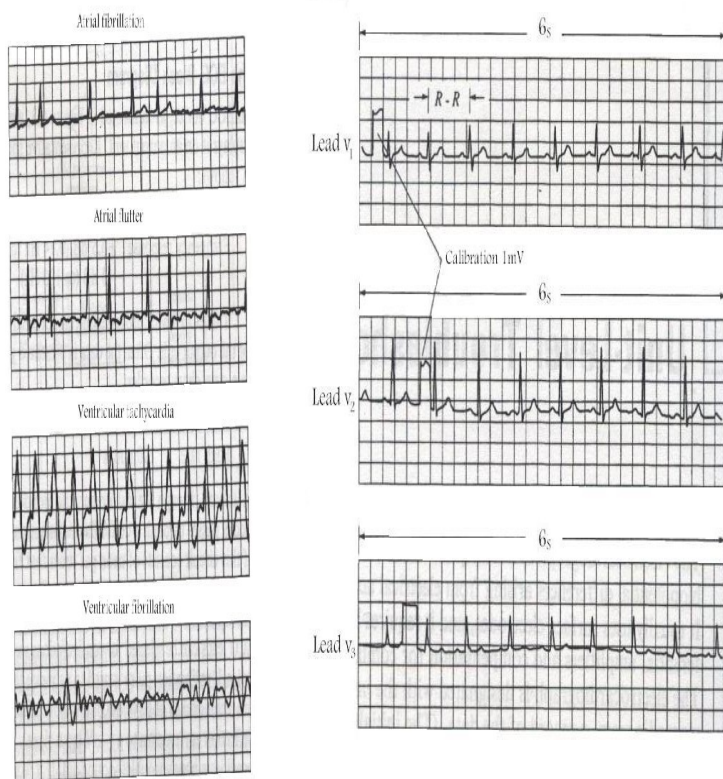
شکل امواج مهم کلینیکی ECG شامل بزرگی ، قطبی و شکل موج میباشد و اندازه زمان انحراف ازین نورم ها علایم بیماری است .

ضربان (Beat) فی (per) دقیقه (Minute) یا BPM در R-R مساویست

به

$$1\text{BPM} = 60/R-R$$

R-R پریود ECG در فی ثانیه است. ضربان قلب بین 60-100 ضربه نارمل است . اگر بیشتر ازین حد باشد Tackycardia و کمتر از حد نارمل Bradycardia نامیده میشود . شکل (7-8) ملاحظه شود .



شکل (7-8) شکل نورمال کاردیوگرام 139

شکل (7-8) شکل غیرنورمال اکاردیوگرام

8-8. لید های ECG

لید 1، مساویت به تفاوت پوتنسیل برقی بازوی چپ (LA) و بازوی راست (RA)

$$\text{Lead 1} = \text{LA} - \text{RA}$$

لید 2، مساویست به تفاوت پوتنسیل برقی پای چپ (LL) و بازوی راست RA

$$\text{Lead 2} = \text{LL} - \text{RA}$$

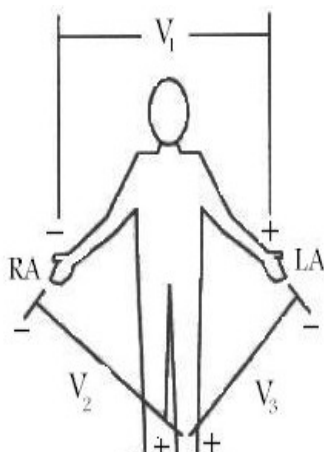
لید 3: مساویت به تفاوت پوتنسیل برقی پای چپ (LL) و بازوی چپ (LA)

$$\text{Lead 3} = \text{LL} - \text{LA}$$

قانون ولتاژ کرشوف KVL طبق شکل (22-12) مساویست به

$$V_1 = V_2 - V_3$$

از نظر تاریخی اتصال سطح RA به LA و به LL و برعکس به RA مثلث انتون نامیده میشود. شکل (8-8). نشان داده شده است.



قیمت های V_1 , V_2 , V_3 امواج شناسائی شده ECG در جدول (1-8) معرفی گردیده است .

جدول (1-8) امواج استاندارد ECG [I4, 2I]

موج	پوتنسیل لید ها به ملی ولت (m v)		
	V(lead 1)	V(lead2)	V(lead 3)
P	0,07(0,01-0,12)	0,01(0-0,19)	0,04(0-0,13)
Q	0,03(0-0,16)	0,03(0-0,18)	0,04 (0-0,28)
R	0,53(0,07-1,13)	0,71(0,18-1,69)	0,38(0,03-1,31)
S	0,10(0-0,36)	0,12(0-0,49)	0,12(0-0,55)
T	0,22(0,06-0,42)	0,26(0,06-0,55)	0,05(0-0,3)

مسلّم است که با اتصال لید های اضافی در ECG یک افزایش کوچک ولتاژ در لید ها رونما میگردد که این افزایش ولتاژ در بازوی راست avR و در بازوی چپ avL و پای راست avF مینامند که مقدار هر یک از روابط ذیل بدست میید .

$$avR = -V_T - V_3/2$$

$$avL = V_1 - V_2 / 2$$

$$avf = v_2 - v_1 / 2$$

ولتاژ های نورمال ثبت شده موجهای ECG بستگی به نحوه قرار گرفتن الکترودها به سطح بدن و فاصله آنها از قلب دارد . اگر یکی از الکترودها مستقیماً بروی بطن ها و دیگری را در نقطه ی دیگر از بدن دور از قلب بگذاریم ، ولتاژ موجهای کمپلکس QRS ممکن به بزرگی 3 تا 4 ملی ولت باشد .

اگر هر دو الکترودها ECG به دست ها وصل و یا یکی آن بدست و دیگری به پا وصل شوند ولتاژ کمپلکس QRS از قله موج R تا پائین S معمولاً 1,0 تا 1,5mv می باشد . فاصله ، P-Q یا P-R مدت زمان بین شروع موج کمپلکس QRS نمایانگر فاصله بین شروع تحریک برقی موج کمپلکس و فاصله بین شروع تحریک برقی دهلیز ها و شروع تحریک بطنهاست . این زمان به فاصله P-Q معروف بوده فاصله نورمال (طبیعی) آن 0.16 ثانیه می باشد . گاهی این فاصله را P-R نیز میگویند .

فاصله Q-T انقباض بطنها تقریباً از شروع Q (یا موج R در صورت نبود موج Q) تا خاتمه موج T طول میکشد ، این فاصله به Q-T معروف است و زمان نورمال 0.35 ثانیه می باشد . سرعت ضربان قلب در ECG عبارت از عکس فاصله زمان بین دو ضربه متوالی است . اگر فاصله زمان بین دو ضربه متوالی با استفاده از نوار مدرج (کاغذ) ECG یک ثانیه باشد سرعت ضربان 60 ضربه در دقیقه است . فاصله نورمال بین دو کمپلکس متوالی QRS در شخص بالغ در حدود 0.83 ثانیه است . لذا سرعت ضربان مساویست به

$$60/0.83 = 72.3 \text{ Puls/min}$$

برای دریافت Rate با استفاده از ECG اگر تعداد مربعات کلان را N و تعداد مربعات کلان بین دو حالت موج 300 باشد ،

$$\text{Rate} = 300/N \quad \dots (9 - 8)$$

با اساس قیمتی که از رابطه فوق بدست میاید Rate نارمل و غیر نارمل تشخیص میگردد. [18،19]

فصل نهم

اشعهء ایکس (X-Ray)

معلومات عمومی

در حالت عادی اتمها دارای چارچ مثبت و منفی مساوی بوده از لحاظ برقی خنثی میباشند. اگر انرژی از یک منبع خارجی به الکترون داده شود، الکترون ممکن است به سطح انرژی بالاتر مدار برود و درینحال اگر الکترون انرژی بیشتر از انرژی پوتنشیل خود را اخذ کند اتم را رها مینماید. این حالت را ایونیزشن (Ionization) مینامند و اتم درین حالت دارای چارچ مثبت است و الکترون آزاد شده دارای انرژی حرکتی $E_K = E - U$ میباشد. E انرژی داده شده به الکترون، U انرژی پوتنشیل لازمه برای رها کردن الکترون از قید اتم است. در جریان هیجانی، اتم میخواهد بحالت پایه دارای خود برگردد، این کار سبب سقوط الکترون از سطح انرژی بالاتر به سطح انرژی پائین برای پر کردن جای خالی میگردد. با انتقال الکترون به جای خالی فوتون نوری تابش میکند که انرژی فوتون برابر به تفاوت انرژی دومدار است. اگر انرژی فوتون بالاتر از 1 kev باشد آن را اشعهء ایکس (X-Ray) می نامند.

9-1 اشعه کاتودیک و مشخصات آن

اشعه کاتودیک سیلی از ذراتی (الکترون ها) است که در اثر گرم شدن کاتود آزاد و به سرعت به انود اصابت می نماید. این اشعه دارای مشخصات ذیل اند :

- اشعه کاتودی در جهت عمود بر سطح منتشر میشوند.
- حامل انرژی هستند.
- در ساحه برقی و مقناطیسی از مسیری اولی شان منحرف میشوند.
- دارای خاصیت ایونایزیشن (Ionization) و ریدکشن (Reduction) بوده باعث تحرک اتم ها و مالیکول های انساج میشوند.
- در بعضی مواد کیمیاوی روشنی تولید میکند (خاصیت فلورسنسی دارد)
- اگر اشعه کاتودی به مانع برخورد و ناگهانی توقف کند قسمتی از انرژی حرکی آن (1%) به موج الکترو مقناطیسی شعاع X و (99%) به حرارت تبدیل میگردد.
- در طبابت بر علاوه X-Ray برای نمایش یک پدیده متغیر مثلاً نمایش ضربان قلب با استفاده از ساحه برقی و مقناطیسی روی دسته شعاع کاتودی از اسیلوسکوپ نیز استفاده میشود .

به علت دارا بودن موج مادی (Matter Wave) با طول موج نزدیک به انگستروم از شعاع کاتودی در میکروسکوپ الکترونی استفاده میگردد.
[19, 14, 9, 11]

9-2. کشف اشعه X

در نوامبر سال 1895 رونتگن¹³ که در حال بررسی و آزمایش با شعاع کاتودیک در تیوب کروکس بود شعاع رونتگن یا ایکس را کشف نمود. رونتگن در هنگام تحقیقات بالای اشعه کاتودیک صفحه باریم پلاتینیو سیانید (Barium Platinu Syanid) را که در مجاورت تیوب کروکس قرار داشت فلورسنسی (Fluorescence) سبز رنگ مشاهده نمود. این فلورسنس در اتاق تاریک زمانی که تیوب را با کاغذ سیاه پوشاند نیز وجود داشت. رونتگن کیفیت فوق الذکر را از سبب شعاعی قسمتی از جدار تیوب که در معرض برخورد اشعه (Catodic)

قرار داشت صادر میشوند پنداشت. رونتگن این اشعه را X (X-Ray) نامیده نشان داد که اشعه X صفحه عکاسی را متاثر میسازد و از ایونیزشن سبب هادی شدن گاز ها گردیده و از اغلب اجسامی که نور مرئی را مانع میگردد عبور می نمایند. این اشعه بعدها اشعه رونتگن نامیده شد .

¹³ رونتگن Wilhelm Conrad Roentgen استاد دانشگاه ورسبورگ المان (1923-
(1845)

زندگی نامه ویلهلم رونتگن
کاشف اشعه ایکس



Born

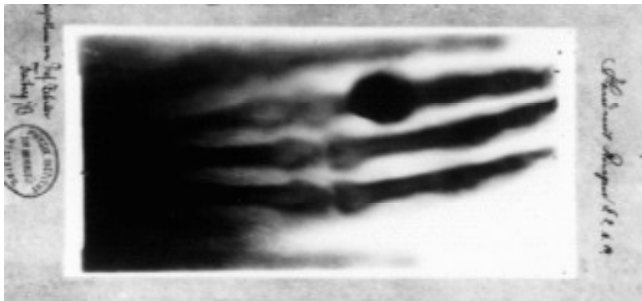
Wilhelm Conrad
Röntgen
27 March 1845
[Lennep, Prussia](#)

Died

10 February 1923
(aged 77)

Hand mit Ringen: print of
Wilhelm Röntgen's

first "medical" x-ray, of his wife's hand
, taken on 22 December 1895 and presented to [Professor Ludwig Zehnder](#) of the Physik Institut, University



9-3. تولید اشعه رونتگن (X-Ray)

معمولترین روش تولید شعاع رونتگن تاباندن الکترون ها با سرعت زیاد به ماده ای که هدف نامیده میشود است. در تیوب رونتگن الکترون ها ذریعه حرارت دادن یک سیم به واسطه جریان برق تولید میشود که این سیم را به قطب منفی یک منبع با ولتاژ بلند و قطب مثبت آن به فلزی که داری وزن اتمی زیاد بوده و حرارت را به خوبی انتقال داده بتواند وصل میکنند . الکترون ها از سیم مذکور که به نام کاتود یاد میشود بطرف فلز فوق الذکر که آنود نام دارد حرکت نموده و سرعت میگیرد. وقتی که به آنود تصادم مینماید تقریباً 99.8% انرژی الکترونها به حرارت تبدیل شده و الکترون ها را متوقف مینماید. اما در حدود 0.2 % انرژی الکترونها به X-Ray بدو میکا نیزم ذیل تبدیل میشود.

1- این الکترونها به الکترون های مدار L و k تصادم نموده آنها را از اتم جدا مینماید و جای آن خلا ایجاد شده وقتی که یک الکترون دیگر جای آن را پر میسازد انرژی خود را به شکل موج الکترومقناطیسی پخش مینماید . چون انرژی آن نهایت زیاد است لذا طول موج کوتاه دارد. موج مذکور، موج الکترومقناطیسی X-Ray میباشد.

2- بعضی الکترونها وقتی که به هسته و یا الکترونها فلز نزدیک میشود سرعت خود را از دست داده انرژی آن به شکل X-Ray از تیوب خارج میگردد. چون 99.8 % انرژی الکترون به حرارت تبدیل میشود لذا لازم است تا آنود

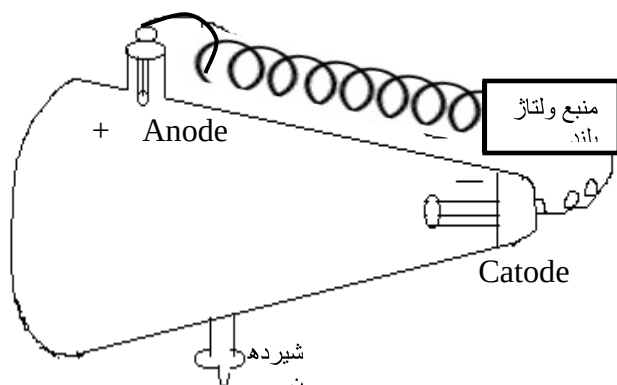
ذریعه جریان یک مایع سردساخته شود تا از ذوب شدن فلزی که آنود ساخته شده جلوگیری بعمل آید.

دیده میشود که بطور کلی هر گاه الکترون های سریع السیر به مانع برخورد نمایند متوقف شده از محل برخورد آنها اشعه X صادر میشود. ولی باید دانست که این اشعه از انعکاس یا پخش اشعه کاتودیک بوجود نمی آید ، بلکه جز بسیار کم انرژی حرکتی الکترون ها به اشعه X و قسمت اعظم آن به حرارت تبدیل میشود. [22،11]

4-9. تیوب تولید اشعه رونتگن

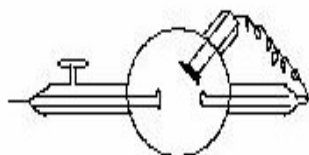
اگرچه تیوب های که X-Ray تولید مینماید با تیوب که رونتگن مورد آزمایش قرار داد شباهتی ندارد ولی چگونگی طرز تولید X-Ray یکی است. برای تولید X-Ray از تیوب های آن، شرایط ذیل برقرار میگردد :

- منبع تولید الکترون.
 - ساحه برقی تعجیل دهنده الکترون ها
 - سطح فلزی توقف دهنده الکترون های با سرعت زیاد (آنود).
- تیوب که رونتگن مورد آزمایش قرار داد شعاع کاتودی به دیوار تیوب برخورد نموده در نتیجه دیوار شیشه ی منبع اشعه رونتگن می شد طبق شکل (9-1).



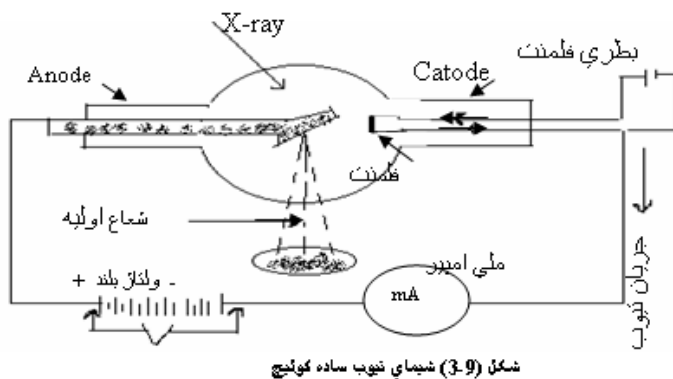
شکل (1-9) تیوب کروکس که رونتگن به آن کار میکرد.

شکل پیشرفته تر آن تیوب گاز دار است که از حباب شیشه ی گرد یا بیضوی شکل ساخته شده و از دو طرف به دو شاخه کوتاه ختم میشود که به داخل یکی کاتود و دیگری آنود است طبق شکل (2-9) چون حرارت زیاد تولید میشود برای جلوگیری از ذوب شدن، آنود را از فلز سنگین و سخت مانند پلاتین و یا تنگستن میسازند و کاتود هم از المونیم است. هنگامی برقراری جریان ایون های موجود در گاز داخل تیوب در اثر ساحه برقی شدید سرعت میگیرد و به علت یورش اشعه کاتودی الکترونهاى پرسرعت از سطح کاتود پرتاب شده و به انود برخورد مینماید و از جایگاه برخورد آنها شعاع رونتگن گسیل میشود. به نسبت اینکه در این نوع تیوب ها نمیتوان شدت و توان نفوذ اشعه رونتگن را تغییر داد در طبابت ساحه استفاده ندارد.



شکل 2-9 طرح نمایشی يك تیوب شعاع رونتگن گازی

برای اینکه تصویر واضح باشد لازم است تا شعاع رونتگن از یک نقطه و یا منطقه بسیار کوچک از آنود تابش یابد. بناءً بجای آن از تیوب های با کاتود گداخته کار گرفته میشود که بنام مخترع آن، کولیدج یاد میگردد.



تیوپ های تشخیصی اشعه رونتگن برای تولید فلم واضح و روشن از اندام های بدن طراحی میگردند. کولیدج¹⁴ نام دارد که در شکل 3-9 شمای آن نمایش داده شده است. در این تیوب منبع الکترونها را یک رشته فلزی (Filament) تشکیل میدهد که در اثر عبور جریان برق بحالت گداخته در آمده و با پدیده حرارت ایونی (Thermo ionic) الکترونها از آن خارج

¹⁴ کولیدج (Coolidge) در سال 1913 تیوب که اشعه X تولید مینمود اصلاح نمود که

امروز اساسا تیوب ها تولید اشعه شبیه تیوب کولیدج است

میشوند که تعداد این الکترونها در فی واحد زمان به حرارت رشته (فلمنت) بستگی دارد. منبع الکترونها در طرف کاتود قرار گرفته و طبیعتاً در برابر آن انود قرار دارد تا از برخورد الکترونها پر سرعت به سطح آن شعاع رونتگن تولید شود. تیوپ کولیچ را تا حدی ممکن تخلیه می کنند تا مانع بر سر راه الکترون ها وجود نداشته باشد. در این تیوپ تغییر حرارت فلمنت اندازه گسیل شعاع کاتودیک را کنترل می کند.

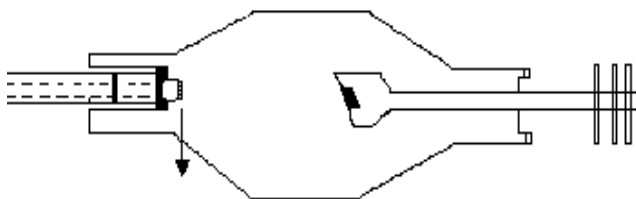
در سال 1941 کرست¹⁵ نوع کاملاً متفاوت از منبع تولید اشعه رونتگن را اختراع کرد که آن را بتاترون (Betatron) می نامند. در تیوپ های معمولی رونتگن، الکترونها انرژی خود را از اختلاف پوتنشیل زیاد میان آنود و کتود بدست می آورند در حالی که در بتاترون الکترون ها انرژی خود را از نیروی وارد بر آنها توسط ساحه برقی حاصل از ساحه مقناطیسی متغیر کسب میکنند. امروز برخی از بتاترون ها چنان تعجیلی به الکترونها میدهد که الکترونها در نتیجه شعاع X با انرژی در حدود بیشتر از ده میلیون ولت بدست می آورد که در رادیولوژی و تحقیقات هسته ی ساحه استفاده دارد.

9-5. تیوپ های تشخیصی و درمانی

تیوپ های که برای تشخیص درمانی در شفاخانه ها استعمال میشود بر پایه مشخصات مورد نیاز در هر مورد با اصول کار یکسان و تغییرات در اجزای تشکیل دهنده میباشند. تیوپ های تشخیصی اشعه رونتگن برای

¹⁵ کرست (Donald Willam Kerst)

تولید فلم واضح و روشن از اندام های بدن طراحی میگردند . برای اینکه تصویر واضح باشد لازم است تا شعاع رونتگن از یک نقطه یا منطقه بسیار کوچک از انود خارج شوند تا انجا که منبع اشعه رونتگن به صورت یک نقطه در آید . ولی عملاً چنین نقطه ی هرگز وجود ندارد. از جانب دیگر شدت اشعه خروجی از یک تیوپ تشخیصی باید تا حدی باشد که بتوان از یک جسم متحرک (قلب) در زمان بسیار کوتاه فلم گرفت. تنها در چنین شرایطی (شدت زیاد شعاع منبع نقطوی) است که میتوان حرکت یک جسم را به اصطلاح رادیولوژیست ها متوقف کرد و از آن فلم واضح و روشن بدست آورد . به همین سبب تیوپ های تشخیصی به قسمی طراحی شده اند که میتوانند با شدت های جریان زیاد (500mA) و آن هم برای زمان های بسیار کوتاه کار کنند. برای آنکه منبع تولید اشعه X تا حدی ممکن کوچک باشد میتوان به سطح آنود زاویه داد که این هم تا حدی ممکن است. از جانب دیگر با زاویه دادن آنود سطح مؤثر برخورد الکترون ها افزایش یافته و حرارت ایجاد شده در سطح گسترده تری برای جلوگیری از ذوب شدن آنود پخش میشود. شکل (4-9) .



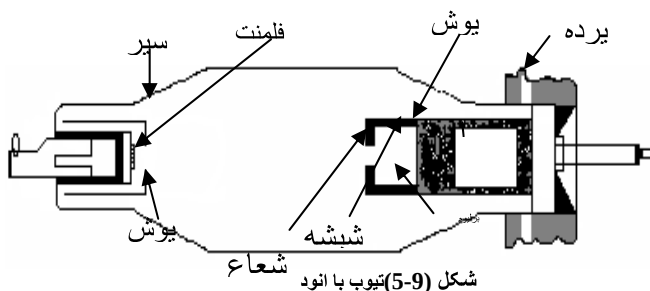
شکل (4-9) تیوپ اشعه رونتگن با آنود زاویه دار

امروز تیوپ های تشخیصی میسازند که با وجود داشتن آنود دورانی و سطح مایل داری دو محراق میباشند. تیوپ های که برای درمانی از آن استفاده به عمل میاید از تیوپ های روتگن تشخیصی فرق دارد. در تیوپ درمانی انرژی لحظ ورودی به تیوپ نظریه انرژی لحظه ورودی در تیوپ تشخیصی کوچک است.

در یک تیوپ تشخیصی در صورتیکه ولتاژ 10^5V و شدت جریان $0.5A$ باشد توان مصرفی $50000W$ در یک تیوپ تداوی ولتاژ 6.10^4V شدت جریان $0.2A$ باشد توانی مصرفی $12000W$ خواهد بود. ممکن است تیوپ درمانی اشعه رونتگن مدت طولانی 10 تا 15 دقیقه در حال کار کردن باشد، حرارت زیاد تولید مینماید که باید این حرارت به طریقی از بین برود. به همین منظور در تیوپ های درمانی غالباً یک مایع سرد کننده در انود جریان میداشته باشد. در تیوپ های درمانی نقط محراقی در مقایسه با تیوپ های تشخیصی بزرگ طراحی میشود ، که مشکل در تحمل انرژی انود وجود نخواهد داشت. اما میکانیسم دقیق برای سرد ساختن انود پیوسته لازم است . انود های درمانی مدرن در روغن قرار دارد و بدین ترتیب حرارت به روغن و از روغن به خارج منتقل میشود.

ساختمان یک انود ساده مانند تیوپ های تشخیصی به علت پدیده انتشار اشعه ثانویه با انرژی بالا مناسب نیست زیرا هنگامی که الکترون به سرعت به انود برخورد میکند تعداد الکترونها از اتم های انود بخارج پرتاب میشوند،

الکترونی ثانویه). اگر این الکترونها پس از خارج شدن در انود به محفظه شیشه‌ای تیوب برسند، می‌تواند چارچ برقی و در نتیجه یک ساحه برقی مزاحم در دیوارهای تیوب به وجود آورد که مانع محراقی شدن الکترون‌های پراثری به روی انود گردند. ممکن الکترون‌های ثانویه محفظه شیشه‌ای را سوراخ نموده باعث تخریب آن شود. از جانب دیگر با برخورد الکترون‌ها به جدار تیوب شعاع رونتگن تولید شود که این شعاع ایجاد شده در خارج انود سبب اخلاص تصویر میگردد. مشکلات مربوط به اشعه ثانویه را با انودهای روکش دار (Hooded anode) تا حدی میتوان برطرف ساخت.



امروز بر حسب نیازهای تشخیصی و درمانی تیوب‌های متنوع با ساختمان و طرح‌های گوناگون می‌سازند مثلاً برای درمان سرطان یا اختلالات پوستی از نوع تیوب درمانی به نام تیوب تماس (Contac tube) استفاده میشود. در این نوع تیوب‌ها انود میان خالی و بسیار نازک است که تقریباً در

تماس با پوست بیمار قرار میگیرد. شکل (9-5) تیوب کولج با انود روکش دار برای کارهای درمانی نشان داده شده است.

9-6. ماهیت اشعه رونتگن

اشعه رونتگن از جمله امواج الکترومقناطیسی با طول موج خیلی کوچک در حدود $0.1\text{m}\mu$ تا $1\text{m}\mu$ و سرعت 3.10^8m/s بوده مقدار انرژی این اشعه از رابطه $E=h\nu$ تعیین میگردد. این اشعه هنگامی عبور از هوا، گازهای موجود در آن را یونیز مینماید. نظر به شدت انرژی و ولتاژ که از این اشعه تولید میگردد در عمق اجسام نفوذ مینماید. قابلیت نفوذ این اشعه زیاد بوده هنگامیکه از بدن عبور میکند بر صفحه عکاسی اثر نموده تصویر منفی (فلم) تولید میکند. حشرات و انساج که به اشعه اجازه عبور میدهند به روی فلم تاریک ظاهر میگردد، زیرا اشعه ایکه از اجسام عبور میکند با شدت بیشتر بالای فلم اثر مینماید. اجسامیکه کثافت شان بیشتر است و به اشعه رونتگن اجازه عبور نمیدهد بروی فلم روشن ظاهر میگردد. هنگامی که اشعه رونتگن از انساج بدن عبور مینماید، انساج را یونیز و مکان الکترون ها تغییر مینماید. این تغییر مکان به تغییرات کیمیاوی منجر میشود که برای حشرات و انساج اثر تخریبی دارد.

9-7. انواع اشعه رونتگن

اشعه رونتگن از نقطه نظر طول موج بر دو نوع است.

- 1- اشعه سخت: این اشعه که داری انرژی زیاد و طول موج کوچک در حدود 0.14 انگسترون و به ولتاژ 200kv تولید میشود در اعماق انساج نفوذ مینماید. بناءً این اشعه برای تخریب غده و درمان عمیق بکار میرود.
- 2 - اشعه نرم: این اشعه داری انرژی کمتر و قابلیت نفوذ عمیق نیست. در حجرات و انساج تغییرات کیمیاوی زیاد تولید نمیکند. معمولاً قابلیت نفوذ این اشعه با طول موج تابش نسبت معکوس دارد. از شعاع رونتگن که به منظور تشخیص و تداوی سطحی استفاده به عمل میاید داری طول موج در حدود 0.5 تا 0.7 و به ولتاژهای 75kv تا 100kv تولید میشود. [4، 12، 22،

8-9. خواص اشعه رونتگن

1- خواص نوری:

تجربه نشان میدهد که اشعه رونتگن تمام خواص ارتعاشی الکترومقناطیس از قبیل انعکاس، انکسار، تفرق و غیره را دارا میباشد. اشعه رونتگن به خط مستقیم انتشار میابد و سرعت آن در خلا همان سرعت نور یعنی km/s 3.10^5 میباشد.

-انعکاس:

در شرایط خاص این شعاع انعکاس مینماید. یعنی اگر این شعاع به سطحی بتابد که برجستگی ها و نا همواریهای آن نسبت به طول موج تابنده کوچک باشد انعکاس مینماید در حالیکه در مورد نور مرئی صرف به سطح صیقلی این شرط صدق میکند.

- انکسار اشعه رونتگن

ضریب انکسار این اشعه برای اکثر محیط های مادی نزدیک به یک است. به همین سبب این اشعه در عین عبور از منشور های از جنس موم یا المونیم و نظیران انکسار نمیکند. طیف این اشعه نیز مانند نور مرئی بوسیله منشور بدست میاید. برای مشاهده انکسار این اشعه از منشور شیشه ی با زاویه 90 درجه استفاده میگردد. طوریکه یکدسته اشعه رونتگن طور مماس در مجاورت خط الرأس منشور تابانده عمل انکسار را مشاهده میکنند.

2- خواص فیزیکی:

از جمله خواص مهم این شعاع ایونایزیشن و فلورسنس است. تابش اشعه رونتگن به ماده سبب ایونایزیشن بعضی اتم ها میگردد. از همین سبب است که گاز ها در نتیجه تابش اشعه رونتگن هادی میشوند. در پدیده فلورسنس مالیکولهای ماده به سبب تابش این اشعه هیجانی شده یعنی مقدار انرژی توسط آن جذب میگردد و با انتقال یکی از الکترون ها از طبقه الکترونی پائین تر به طبقه الکترونی بالاتر انرژی میرود. بازگشت اتم به سویه انرژی اولیه یعنی رجعت الکترون از طبقه دورتر به طبقه نزدیک سبب انتشار تشعشع فلورسنسی میگردد.

3- خواص کیمیاوی:

اشعه رونتگن خواص کیمیاوی مختلف دارد. از جمله مهمترین آن در طبابت متأثر شدن صفحه عکاسی است که اساس رادیولوژی را تشکیل میدهد. این خاصیت یکی از موارد خاص احیا کننده اشعه رونتگن میباشد.

9-9 جذب اشعه رونتگن

هر دسته اشعه رونتگن که از ضخامت مشخص ماده میگذرد دارای شدت شعاع خروجی کمتر از شدت اشعه ورودی است. یعنی مقدار انرژی اشعه در ماده جذب میشود. کاهش شدت اشعه ($I_0 = N_0 h \lambda$) هنگام عبور از ضخامت dx ، به مسیر dx و شدت اشعه بستگی دارد. این تغییرات یا کاهش بصورت فارمول در معادله (9-1) نشان داده میشود.

$$dI = -\mu \cdot dx \cdot I \dots (9-1)$$

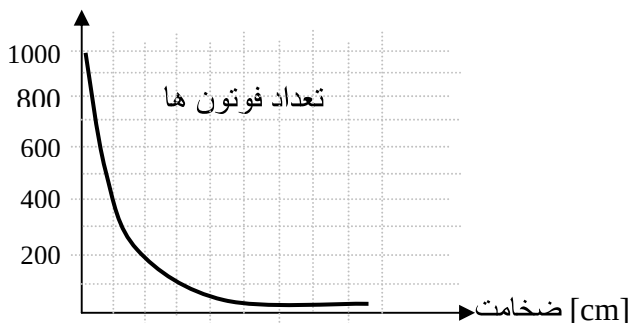
اگر منحنی شدت اشعه را نسبت به ضخامت ورقه رسم کنیم شکل (9-6) به دست میاید. علامت منفی در معادله (9-1) نشان دهنده کاهش شدت اشعه با افزایش ضخامت ماده مربوطه است. در این فارمول dI تغییرات شدت و μ ضریب تناسب است که با جنس ماده جذب کننده و طول موج اشعه تابنده بستگی دارد و بنام ضریب جذب خطی یاد میشود. با بدست آوردن μ از فارمول (9-1) با فرض اینکه dx برابر به واحد باشد. بُعد μ بر حسب Cm^{-1} به

$$\mu = -\frac{dI}{I} \cdot \frac{1}{dx} \quad \text{یعنی دست میاید.}$$

μ کسری از انرژی شعاع است که در یک سانتی متر از مسیر شعاع بر داشته شده است. از روابط بالا این نتیجه میشود که

1. جذب شعاع رونتگن در یک عنصر فقط با تعداد اتومهای بستگی دارد که در مسیر اشعه واقع میشود.

2. مقدار جذب در مواد مرکب مساویست به حاصل جمع مقادیر جذب شده در عناصر ترکیب کننده آنها.



شکل 6-9 منحنی شدت اشعه نسبت به ضخامت ورقه

حل ریاضیکی معادله 2-9 عبارت است از

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu x} \quad \dots (2-9)$$

I_0 شدت اشعه تابنده و I شدت اشعه بعد از عبور از ضخامت x ماده جذب کننده میباشد. [19, 29, 31]

10-9. اشعه ثانویه

هنگامی که یک دسته اشعه رونتگن به ماده برخورد کند قسمتی از آن بدون تغییر کیفیت و جهت از ماده عبور می کند، این قسمت را جز منقل می نامند. قسمتی دیگری که به جز جذب شده موسوم است در ماده مذکور جذب

میشود. تقریباً تمام از انرژی اشعه رونتگن جذب شده به استثنای جز بسیار کوچک آن که به حرارت تبدیل میشود به اشعه رونتگن دیگر که جهت انتشار و کیفیت یا فقط جهت انتشار آنها با اشعه تابانده متفاوت است تبدیل میگردد. هم چنین به انرژی حرکی الکترون های که با سرعتی نسبتاً زیاد از اتم های ماده جاذب خارج میشود مبدل می گردد. مجموع این شعاع اخیرالذکر و الکترون های سریع السیر را اشعه ثانویه مینامند. اشعه ثانویه شامل قسمت های ذیل اند.

1. قسمت از آنها نتیجه پراکنده گی اشعه تابنده استند که به اتم های ماده جاذب برخورد می کند.

2. قسمت دیگر اشعه رونتگن ثانویه اشعه استند که طول موج آنها با جنس عنصر جذب کننده بستگی دارند و آنها را اشعه رونتگن فلورسنس مینامند.
3. در بعضی مواد فوتون اشعه رونتگن که در ماده جذب می شود سبب تولید یک جفت الکترون مثبت و منفی یعنی انرژی آن به ماده تبدیل می گردد. [4، 22، 12،

9-11. اثر متقابل اشعه رونتگن و میخانیک جذب آن

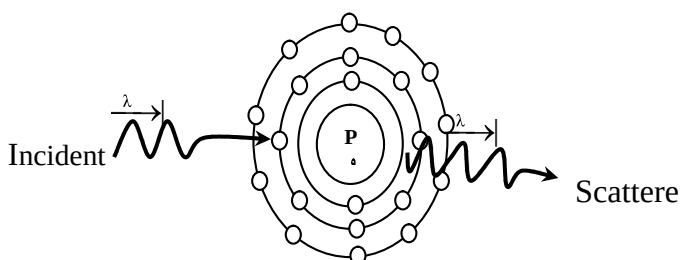
اشعه رونتگن نظر به طول موج داری انرژی معین میباشد. متناوباً یک اشعه رونتگن با انرژی پائین تمایل به برخورد با اتم های دارند که داری قطر های تقریبی 10^{-9} تا 10^{-10} متر هستند. شعاع رونتگن با انرژی بالا به هسته برخورد میکند. پنج میکانیزم اصلی که شعاع رونتگن بوسیله آن در ین سطوح ساختمانی متنوع برخورد میکنند وجود دارد عبارتند از:

1- پراکنده گی کلاسیک (Classical Scattering)

- 2- اثر کامپتون (Compton Effect)
- 3- اثر فوتوالکتریک (Photo electric Effect)
- 4- تولید جفت (Pair Production)
- 5- تجزیه نور (Photo disintegration)

پراکنده گی کلاسیک:

اشعه رونتگن با انرژی پائین (کمتر از 10Kev) با ماده به طریق پراکنده گی یا پخش کلاسیک برخورد میکند که گاهی اوقات پخش تامسون نامیده میشود (شکل 7-9).

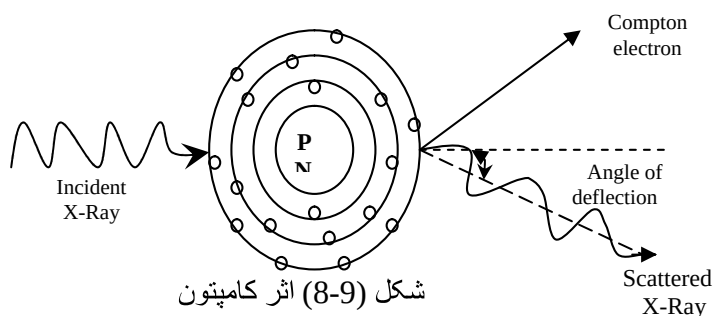


شکل 7-9 پخش کلاسیک یک برخورد بین شعاع رونتگن با انرژی پائین آنها

در پخش کلاسیک فوتون های تابشی با یک اتم هدف برخورد میکند و باعث میشود که اتم برانگیخته (هیجانی) شوند. اتم هدف فوراً این انرژی اضافی را بصورت یک فوتون ثانویه یا پراکنده با طول موج مساوی با فوتون اولی آزاد میکند. بنابراین این انرژی مساوی به انرژی فوتون اولی است و مسیر فوتون ثانویه از مسیر فوتون تابشی متفاوت میباشد. نتیجه کلی برخورد کلاسیک تغییر در مسیر اشعه رونتگن بدون تغییر در انرژی آن است.

اثر کامپتون :

شعاع رونتگن با انرژی متوسط که در تمام مقادیر تشخیصی وجود دارند، میتواند با الکترون های مدار خارجی بر خورد داشته باشند که نه تنها باعث پخش فوتون و کاهش انرژی آن میشود، بلکه به همان نسبت باعث ایونایزیشن نیز میگردد.



این برخورد بنام اثر کامپتون یاد میشود و بطریق شیماتیک در شکل (8-9) نشان داده شده است. در این حادثه فوتون تابشی با یک الکترون قشر خارجی برخورد کرده و آن را از اتم بیرون میکند. بدینوسیله اتم را ایونایز نموده و فوتون اشعه رونتگن راه خود را در جهت دیگر و با انرژی دیگری ادامه میدهد. انرژی اشعه رونتگن پخش شده بوسیله کامپتون مساوی به تفاوت انرژی فوتون تابشی و انرژی داده شده به الکترون میباشد. انرژی داده شده به الکترون مساوی است با انرژی همبستگی آن با اضافه انرژی حرکی که بوسیله آن اتم را ترک میکند. این انتقال انرژی توسط فارمول ذیل نشان داده میشود.

$$E_i = E_c + (E_b + E_{KE}) \dots \dots (3-9)$$

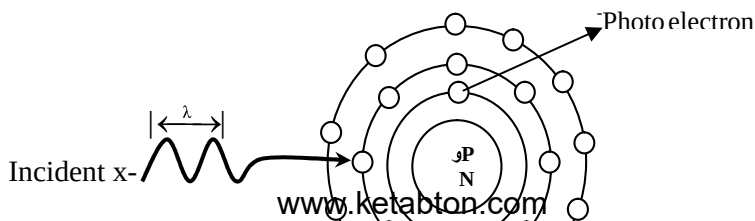
E_i انرژی فوتون اولی (برخوردی)، E_c انرژی فوتون پخش شده، E_b انرژی همبستگی الکترون و E_k انرژی حرکی الکترون می باشد. ضمن برخورد کامپتون اغلب انرژی بین فوتون پخش شده و الکترون ثانویه که الکترون کامپتون نامیده میشود تقسیم میگردد. معمولاً فوتون پخش شده انرژی بیشتر را دارد.

اثر فوتو الکتریک :

شعاع رونتگن در حوزه تشخیصی همچنین میتواند برخورد یونانیزیشنی با الکترون قشر داخلی اتم های هدف داشته باشند. بنابراین شعاع رونتگن پخش نمیشود. بلکه بطور کامل جذب میشوند. این حادثه که در شکل (9-8) نشان داده شده اثر فوتوالکتریک نامیده میشود. اثر فوتو الکتریک یک برخورد جذب فوتون است. الکترونی که از اتم خارج میشود فوتو الکترون نامیده میشود که با انرژی حرکی مساوی با تفاوت بین انرژی اشعه رونتگن تابشی و انرژی همبستگی الکترون بوده و توسط فارمول ذیل نشان داده میشود.

$$E_i = E_b + E_{ke} \dots\dots(4-9)$$

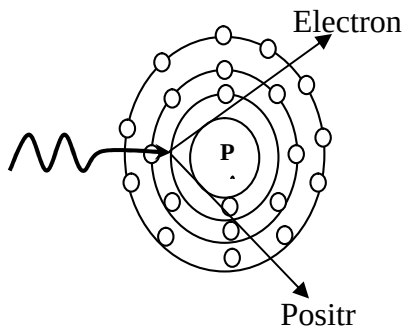
$$h\nu = W + \frac{1}{2}mv^2 \dots(5-9)$$



تولید جفت :

اگر یک X-ray تابشی انرژی کافی داشته باشد. ممکن است پس از برخورد از ابر الکترونی عبور کند و به اندازه کافی به هسته اتم هدف نزدیک شده تحت تاثیر ساحه نیروی هسته ی قرار گیرد. اثر متقابل بین فوتون و نیروی هسته ی باعث ناپدید شدن فوتون شده و بجای آن دو الکترون ظاهر میگردد که یکی پوزیترون¹⁶

¹⁶ پوزیترون پایدار نبوده فوراً با يك الکترون یکجا شده دوفوتون از آنها تولید میگردد که این حادثه بنام Annihilation یعنی نیست و نا بودن شدن یاد میگردند.



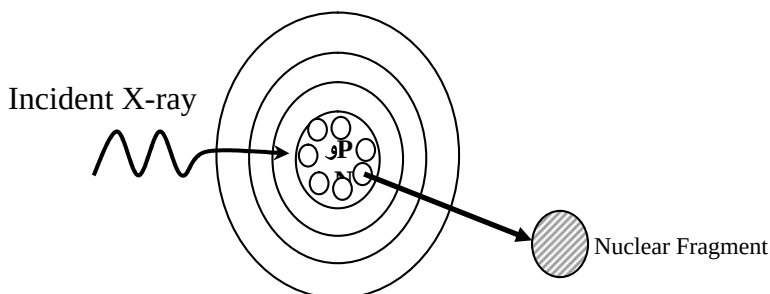
شکل 9-10 تولید جفت با X-Ray که انرژی بیشتر از 1.02 Mev دارند
اتفاق می افتد فوتون مساوی با ساحت نیروی هسته ای برخورد میکند و دو

داری چارچ مثبت و دیگری داری چارچ منفی اند. این حادثه به نام
تولید جفت نامیده شده در شکل 9-10) نشان داده شده است. چون در این
حادثه دو الکترون تشکیل میشوند فوتون تابشی باید حداقل داری انرژی 1.02
Mev باشد تا در یک برخورد تولید جفت نماید. افزایش انرژی بیش از 1.02
Mev به طور مساوی بین دو الکترون به صورت انرژی حرکی آنها تقسیم
میشود.

تجزیه نوری:

شعاع X با انرژی بالا یعنی آنهایی که انرژی بیش از 10 Mev دارند
میتوانند از برخورد با ابر الکترونی و ساحت نیروی هسته
ای فرار کند و مستقیماً به وسیله هسته جذب شود. در چنین حالت هسته
هیجانی میشود و فوراً یک نیوکلون یا ذره هسته ی تابش میکند. این حادثه

تجزیه نوری نامیده میشود و بطور شیماتیک در شکل (9-11) نشان داده شده است. [36، 22، 20]

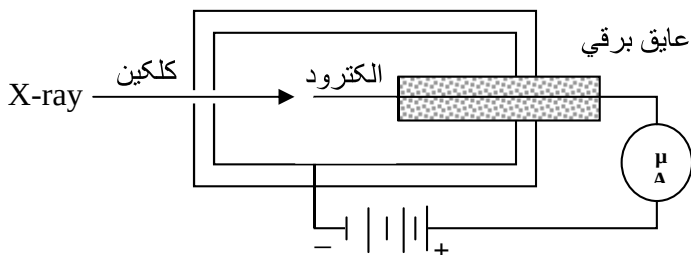


شکل 9-11 تجزیه نوری یک برخورد بین فوتونهای با انرژی بالا و هسته میباشد. فوتون بوسیله هسته جذب میشود ذریعه هسته تابش میشود.

9-12. اندازه نمودن شدت X-Ray

رونتگن بار اول X-Ray را توسط فلورسنسی که در بعضی مواد تولید میکند مشاهده نمود. اگر شدت این نور را به صورت مقداری اندازه نمائیم راجع به شدت X-Ray میتوان معلومات ارایه کرد. چون X-Ray فلم عکاسی را سیاه میسازد و شدت سیاهی متناسب به شدت X-Ray میباشد. لذا برای اندازه نمودن شدت X-Ray و اندازه نمودن مقدار X-Ray که یک نفر در جریان کار میگیرد از فلم X-Ray استفاده به عمل میاید.

اصل دوم اندازه نمودن X-Ray، ذریعه ایونایزیشن چمبر (Ionization chamber) است که در شکل 9-12 نشان داده شده است.



شکل 9-12 شیمای ایونایزیشن چمبر

ایونیزیشن چمبر عبارت از یک قطی فلزی است که در داخل آن الکتروود از یک قسمت عایق برق داخل شده و به قطب مثبت بطری (تقریباً 100 ولت) و جدار قطی به قطب منفی بطری وصل است. بین قطب مثبت و منفی میکرو امپیر متر قرار داده شده است. چون هوا عایق برق است لذا میکرو امپیر کدام جریان برق را نشان نمیدهد. اما اگر x-ray از کلکین به قطی داخل شود هوا ایونایز شده الکترونها را از مالیکول های هوا جدا میکند و این الکترونها بطرف قطب مثبت حرکت نموده در نتیجه در سیم جریان برق پیدا و در میکرو امپیر متر خوانده میشود.

9-13. فلتر کردن¹⁷ X-Ray

¹⁷فلتر کردن (Filtration)

در رادیو تراپی¹⁸ عمیق باید X-Ray به قسمت های نسبتاً عمیق بدن برسند، یعنی قابلیت نفوذ زیاد و طول موج کوتاه داشته باشد. برای این منظور ولتاژ مؤلفه اشعه را زیاد میسازند. در این حالت اشعه نرم و سخت هر دو تولید میشود. اگر مجموع چنین اشعه به بدن بتابد قسمت نرم آن در پوست و قسمت های سطحی بدن و قسمت سخت آن در قسمت های عمیقتر جذب میگردد و این کمیت برای قسمت های سطحی بدن مضر است. به همین سبب این اشعه را قبل از رسیدن به بدن فلتر می نمایند. یعنی بین منبع تولید اشعه ایکس و بدن ورقه ای قرار میدهند تا قسمت های زیاد اشعه نرم در آن جذب و اشعه سخت به بدن برسد. در رادیو تراپی های سطحی و متوسط و همچنین بعضی اوقات در رادیوگرافی نیز بکار بردن فلتر که بتواند اشعه نسبتاً نرم را جذب نماید مفید است. فایده فلتر این است که شعاع نسبتاً نرم

آن را بیشتر جذب کرده و شعاع نسبتاً سخت تر را بیشتر عبور میدهد. [37، 28]

9-14. اشعه ثانویه فلتر

ورقه فلتر تحت تاثیر اشعه تابنده، اشعه ثانوی از خود منتشر میسازد. چون طول موج آنها نسبتاً بلند است باید از رسیدن شان به بدن جلوگیری شود. مثلاً در مورد مس، اشعه فلورسنسی (K) در حدود 1.5 A^0 طول موج دارد

¹⁸ رادیو تراپی (Radio Therapy) تداوی توسط شعاع

و اشعه ثانوی پراکنده نیز داری طول موجهای مختلف هستند، که همه از طول موجها تابنده بیشتر است. برای جلوگیری از اشعه ثانوی فلتر بدو طریق تدابیر اخذ میگردد:

اولاً فلترها را حتی المقدور از بدن دور قرار میدهند و به این طریق اشعه ثانویه که در تمام جهات منتشر میشوند مقدار کمی از آن ها به بدن میرسد. ثانیاً اگر فلتر از فلزات سنگین باشد دور قرار دادن آن از سطح بدن کافی نیست. در این حال بین فلتر و بدن باید فلتر دیگری از فلزات سبک قرار گیرد تا بدین طریق قسمت مهم اشعه ثانویه فلتر اول در فلتر دوم جذب شود. اگر فلتر اول از مس است باید فلتر دوم از المونیم باشد. فلتر دوم نیز شعاع ثانویه منتشر میسازند ولی اشعه فلورسنس المونیم که در حدود ($8 A^0$) طول موج دارند شدت آنها بسیار کم است. بعضی متخصصین رادیو تراپی بکار بردن فلتر سوم از نوع چرم، کاغذ، چوب و غیره ها را تاکید میکنند.

9-15. انواع فلترها

در رادیو تراپی سطحی که ولتاژ مؤلّد اشعه از 100 Kv تجاوز نمیکند، فقط فلتر المونیم به ضخامت 0.5 الی 1mm کار میگیرند. در صورتیکه ولتاژ مؤلّد 100 Kv الی 150 Kv باشد فلتر از المونیم به ضخامت 1 الی 2mm و یا فلتر مس به ضخامت 0.3 الی 0.5mm و یا فلتر دوم از المونیم به ضخامت 1mm قرار میدهند. در رادیو تراپی عمیق که ولتاژ مؤلّد اشعه از 200 Kv تجاوز میکند فلتر اولیه مس به ضخامت 1mm فلتر دوم المونیم به

ضخامت 1 الی 3mm را بکار میبرند. بعضی اوقات فلتر اولیه مرکب از دو ورقه، قلعی و مس (قلعی به ضخامت 0.3mm و مس به ضخامت 0.3mm) انتخاب میگردد. [4، 10، 19]

9-16. اندازه گیری مقدار X-Ray

اندازه گیری جذب اشعه رونتگن در طبابت در ساحه رادیولوژی و رادیوتراپی مسأله مهم را تشکیل میدهد. در مصارف این اشعه در طبابت هر گاه به مقدار یا Dose اشاره شود، منظور از اشعه ایست که در سیستم های زنده مانند بدن جذب میشود، وهدف از اندازه گیری این کمیت یعنی Dosimetry نیز سنجش همین مقدار اشعه است. ظاهراً چنین به نظر میرسد که برای تعیین مقدار جذب اشعه در بدن کافی است مقدار اشعه تابیده را بدانیم و مقدار اشعه خروجی را اندازه بگیریم و از تفاضل این دو کمیت به مقدار جذب اشعه آگاه شویم. اما واقعیت امر این است که اختلاف در مقدار اشعه بین دو نقطه مسیر آن مقدار واقعی اشعه ایکه درین فاصله جذب شده نمیباشد. زیرا درین فاصله تغییرات دیگری در شدت مقدار اشعه نیز شامل است. بناءً بعوض استفاده از روش ریاضی ازین کیفیت استفاده میشود. انرژی اشعه ایکه در محیط مادی جذب میشود عامل بروز کیفیاتی از قبیل تغییر رنگ، ایجاد حرارت، تعاملات کیمیایی و تاثیرات بیولوژیک است. لذا میتوان این آثار را اساس دوزیمتری انتخاب نمود. اما در عین حال باید تست دوزیمتری دارای سه شرط ثبات، دقت و حساسیت باشد. روش های زیادی و دستگاه

مختلف برای اندازه گیری مقدار کلی اشعه یا انرژی X-Ray موجود است ، اما از جمله روشهای که فعلاً برای دوزیمتری این اشعه مروج است مبتنی بر خاصیت ایون سازی آن بوده و بنام دوزیمتری برمینی ایون سازی معروف است .

تجربه نشان داده است که در ایون سازی (یونیزاسیون) گاز ها با شعاعی با انرژی 3 Mev تعداد ایون های حاصل به مقدار جذب اشعه متناسب است . بنابراین با اندازه گیری تعداد ایون ها میتوان به مقدار اشعه جذب شده معلومات حاصل نمود. جذب انرژی در یک محیط مادی مثلاً گاز ها با عدد اتمی محیط جاذب و انرژی فوتون تابنده بستگی دارد و میزان تاثیر عوامل فوق الذکر برحسب اینکه جذب به علت پدیده کامپتون یا فوتو الکتریک باشد متفاوت است. برای اندازه گیری X-Ray گاز انتخابی هوا است. علت انتخاب هوا به اساس دو اصل زیر میباشد.

- 1-نمبر اتمی مؤثر هوا و انساج بدن خیلی ها به همدیگر مشابه اند.
- 2-مالیکول های هوا پس از ایونایزاسیون به سرعت به حالت عادی خود رجعت مینماید.

- بر علاوه دو اصل فوق عوامل زیر هم ذیدخل اند .
- ضریب جذب جمعی هوا تقریباً با انساج بدن برابر است.
 - حد متوسط پوتانشیل ایونایزاسیون برای هر دو محیط 35V است.
 - برای طول موج های مربوط به گاز های رادیوتراپی ،هوا ی انفصال موج را جذب نمیکند. [12، 20، 30]

9-17. واحداث اشعه

مانند هر کمیتی فیزیکی دیگر برای اندازه گیری شعاع نیز واحد مناسبی اندازه گیری لازم است. از نظر طبی و بهداشت اشعه می بایست واحدی وجود داشته باشد که بتواند صدمه های بیولوژیکی را نشان بدهد. اما متأسفانه واحدی که مستقیماً صدمه بیولوژیکی حاصل از شعاع را مشخص سازد وجود ندارد. بنابراین واحداث اشعه بطور غیر مستقیم بدست آمده استفاده میشود.

1- واحد رونتگن (R):

Roentgen که بطور اختصار آن را به (R) نشان میدهند، اولین واحد اندازه گیری بین المللی برای سنجش مقدار شعاع الکترومقناتس X و گاما است. این واحد بطور آنی در پنجمین کنگره بین المللی رادیولوژی در شیکاگو در سال 1937 به عنوان ستندرد برای تعیین مقدار اشعه X و گاما تعیین گردید و چنین تعریف شد. رونتگن مقدار از X-Ray یا گاما است که در یک سانتی متر مکعب از هوا در شرایط متعارفی ($Oc^0, 760mmHg$) یک واحد الکتروستاتیک چارچ برقی مثبت یا منفی ایجاد کند. یک واحد الکتروستاتیک معادل $10^9 \times 2.083^*$ جفت ایون است.

روننگن واحد تابش (Exposure) است. برای تعریف آن در

سیستم SI از فارمول زیر استفاده میشود

$$E(Exposure) = \frac{\Delta Q}{\Delta m} \quad (9-6).$$

یک رونتگن آن مقدار تابشی است که در یک کیلو گرام هوا⁻⁴
 2.58.10 کولن برق از ایون های مثبت و منفی در شرایط ستندرد بوجود
 آورد.

$$1R = 10^3 \text{ mr}$$

$$1R = 2.58 \cdot 10^{-4} \frac{\text{colomb}}{\text{Kg(air)}}$$

معادل های رونتگن (R) عبارتند از:

یک رونتگن اشعه ،

- در یک سانتی متر مکعب از هوا 2.083×10^9 ، (0.001293g) جفت ایون

(یک واحد الکتروستاتیکی چارچ برقی) تولید کند.

- در یک گرام هوا $1.61 \cdot 10^{12}$ جفت ایون تولید میکند.

سبب جذب 83erg انرژی در یک گرام هوا میشود.

- سبب جذب $5.23 \cdot 10^{13}$ erg الکترون ولت انرژی در یک گرام هوا میگردد .

- باعث جذب 6.77×10^{10} ev در 1cm^3 هوا میشود.

- عامل جذب 93erg انرژی در یک گرام از نسج نرم است.

روننگن (R) داری دو محدودیت است:

- این واحد تنها برای شعاع الکترو مقناطس تعریف گردیده است

- فقط بری هوا تعریف شده است.

2 - واحد مقدار (Dose) جذب: کمیسون بین المللی حفاظت از شعاع در سال 1954 واحد مقدار جذب را بنام راد $^{19}(\text{Rad})$ انتخاب نمودند. راد (rad) مقدار اشعه ایست که در 100erg انرژی آزاد کند یعنی یک گرم از هر ماده

$$Dose = \frac{\text{Energy}}{\text{mass}} \quad (8-7)$$

$$1\text{rad} = 10^2 \text{ erg/g} = 0.01 \text{ jul/kg}$$

برای شعاع که انرژی فوتون های آنها از سه ملیون الکترون ولت (3MeV) کمتر باشد تقریباً یک رونتگن با یک راد برابر است، زیرا جذب یک رونتگن اشعه در هوا 84erg در آب 94erg انرژی در هر گرم آن آزاد میکند. اگر از اختلاف 84 و 94 از 100 صرف نظر کنیم یک راد و یک رونتگن برابر میشوند ولی برای فوتون های پرانرژی باید از ضریب تبدیل استفاده نمود. در سیستم جهانی SI واحد جدید بنام Gray (Gy)، بعوض rad پیشنهاد شد درین سیستم 1Gy برابر به یک ژول بر کیلو گرم است.

$$1\text{Gy} = \frac{1 \text{ joule}}{\text{Kg}}$$

واحد های Rad و Gy تعریف های ساده اند که به نوع شعاع ماده جاذب بستگی ندارد. ولی اندازه گیری دوز جذب شده به صورت راد و گری (Rad, Gy) ساده نیست. اما این مشکل با اندازه گیری انرژی داده شده به هوا به R و سپس رابط آن به دوز جذب شده را میتوان برطرف کرد.

¹⁹ راد (rad) علامه اختصاری از جمله انگلیسای Radiation Absorbed Dose

3-دوز معادل (Dose Equivalent)

برای نمایش اثرات شعاع در سامان و وسایل طبی مانند تعقیم کردن، اندازه گیری دوز شعاع بر حسب Gy و Rad کافی است. اما هنگامیکه تأثیر شعاع بر جسم زنده مورد بررسی باشد، با این واحد نمیتوان این تأثیرات را نشان داد و نمی توان واحدی را انتخاب کرد که مستقیماً تأثیر بیولوژیکی شعاع را نشان دهد. ازین جهت چند فکتور برای نشان دادن این تأثیرات وجود دارد. فکتور نسبی بیولوژیکی،

RBE (Relative Biological Effectiveness)

این فکتور نشان میدهد که شعاع مختلف با دوز یکسان اثرات بیولوژیکی یکسان ندارد.

LET (Linear Energy Transfer) :

فکتور نیست که صدمه بیولوژیکی را مشخص میسازد و بر حسب $\frac{Kev}{m}$ بیان میشود. مجموع فکتورهای RBE و LET را فکتور کیفیت (Quality factor) مینامند. عملاً دوز معادل که نمایشگر صدمه بیولوژیکی است طور ذیل تعریف میشود.

فکتور کیفیت . دوز جذب = دوز معادل

$$Q_f \dots = \text{Absorbed Dose} \times 9-7DE$$

واحد دوز معادل در سیستم قدیمی rem بود .

$$Q_f \dots = \text{rad} \times 9-81rem$$

در سیستم SI دوز معادل سیورت (sivert) است که به Sv نشان داده میشود. [33، 12 19، 4، 33]

$$1\text{Sv}=100\text{ rem}$$

فصل دهم

توموگرافی (Tomography)

10-1 تاریخچه

کاشف و مبتکر توموگرافی کمپیوتری (CT-Scan) انجینر انگلیسی بنام (G.Housfiered) است این اختراع از زمان کشف اشعه X تا کنون پیشرفت های زیادی در رادیولوژی نموده است .

مبانی توموگرافی کمپیوتری برای اندازه گیری مستقیم بقایای انرژی یک ساحه اشعه X، پس از عبور آن از قسمتی بدن است . یعنی به عوض اینکه یک فلم رادیوگرافی با تعامل کیمیاوی خود با لای املاح نقره تغییرات انرژی شعاع خارج شده از بدن را بصورت تصویر رادیوگرافی نشان دهد ، درینجا توسط دیدکتور حساس (Detector) میزان انرژی باقیمانده اندازه گیری وبه کمپیوتر فرستاده میشود. کمپیوتر مقدار آن را که برای تمام نقاطی از بدن که در مسیر عبور شعاع X قرار گرفته حساب میکند . در یک رادیوگرام سایه های اعضای بدن که بر سر راه شعاع قرار میگیرد روی هم می افتد و یک دیگر را می پوشاند . بنابراین سایه های انساج سالم ممکن روی انساج مریض قرار گیرد و آن را بپوشاند . برای از بین بردن این حالت رادیولوجست ها از زوایای گوناگون رادیوگراف میگیرند . درین روش تصویر برداری مقطعی از بوجود آمدن سایه های نا خواسته جلوگیری میشود. [9]

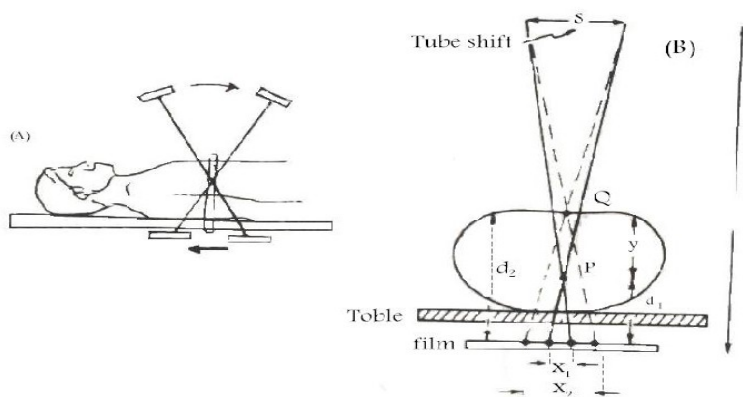
10-2. انواع توموگرافی

توموگرافی (تصویر برداری مقطعی) بدو بخش تقسیم میشود .

- توموگرافی معمولی (BSR(Body Section Radiography)

- توموگرافی کمپیوتری (CT-Scan(Computrized Tomography Scan)

اساس توموگرافی معمولی بر اصل "محو شدن تصویر یک قسمت با حرکت درموقع تصویر برداری" بنا نهاده شده است و بنام های مختلف یاد میشود .
شکل (1-10) .



شکل (1-10) دیاگرام شیماتیک از اصول توموگرافی

شکل A بطور ساده تکنیک توموگرافی را نشان میدهد ، همانگونه که ملاحظه میگردد، هنگام قرار گرفتن مریض در معرض X-ray ، تیوب اشعه X وفلم در جهت های مخالف یکدیگر حرکت داده میشوند تا یک فلم توموگرافی از قسمت بدن تهیه گردد.

زمانیکه تیوب x-ray در یک جهت و فلم در جهت دیگر آن حرکت مینماید ، این دو توسط یک میله بیکدیگر متصل میشوند ،طوریکه

نقطه A به عنوان یک محور برای نقاط مختلف عمل میکند . در تمام مراحل نقطه A ثابت باقی میماند . قسمتی از بدن که در امتداد A قرار میگیرد بطور واضح دیده خواهد شد . [5]

توموگرافی مقطعی یکی از دستگاه های با ارزش طبی است که بنام های گوناگون چون

CDT(Computrized Digital Tomography)
(CTR,omputrized Trans Rreconsration)

CTAT (Computrized Tran Axial omography)
CAT(Computrized Axial Tomography)

، نام گذاری شده است . اما امروز همه آن بنام CT پذیرفته شده است که به کمک آن میتوان ساختمان های اعضای داخل بدن را بررسی نمود. [5و9]

3-10 . ساختمان CT-Scane

دستگاه CT-Scane وسیله مفید جهت تصویر برداری طبی بوده که مانند دستگاه معمولی رادیوگرافی از اشعه X جهت تولید تصاویر مقطعی متعدد از اندامهای مختلف بدن از آن استفاده میگردد. این دستگاه متشکل از یک بدنه اصلی که حاوی یک تونل حلقوی شکل ، یک تخت متحرک که قابلیت حرکت بسمت داخل و خارج رادارد ، یک گانتری که سر یا عضو مورد نظرمریض در آن قرار میگیرد ، کمپیوتر که اطلاعات را بصورت تصویری بروی مانیتور به نمایش میگذارد و کنسول عملیاتی که تکنالوجست عقب آن

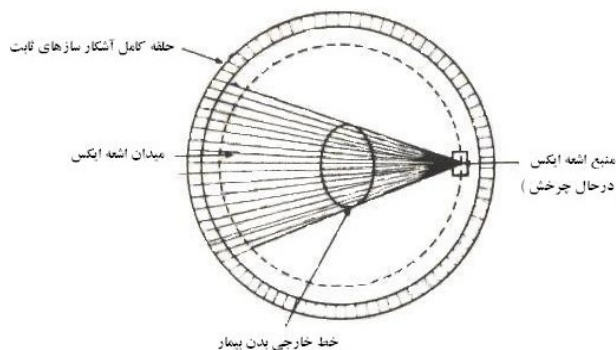
قرار میگیرد میباشد. البته کامپیوتر و مانیتور در اتاق جداگانه جا بگیرد. بدن اصلی دستگاه محل تولید اشعه X میباشد که با دکتورهای برقی متعدد که مقابل یکدیگر در داخل تونل یا محفظهء صندوق مانند بزرگی قرار گرفته بدور قسمتی از بدن مریض (سریاته) که بروی میز دراز کشیده می چرخد. در طی این چرخش از همان قسمت بدن که در داخل تونل قرار دارد از زوایای مختلف در حدود 16 تصویر مقطعی بدست میآید و دوران تکرار میشود. پس از 180 سکن که تقریباً 4 الی 5 دقیقه طول میکشد و ساحه باریک شعاعی که از تیوب اشعه X خارج میشود پس از عبور از ضخامت بدن مریض بروی گیرنده مقابل آن می تابد و کامپیوتر اطلاعات را تحلیل و اندازه گیری مینماید. در شیمیای (2-10) دیده شود.



چون دوران یک ساحه اشعه X مثل یک مقطع عرضی در آن قسمتی از بدن است، از آن سبب بنام توموگرافی یاد شده است. نقش کامپیوتر در محاسبه و جمع بندی انرژی باقیمانده اشعه X پس از عبور از تمام نقاطی است که در آن مقطع قرار گرفته اند و اعدادی که از کامپیوتر بدست میآید در واقع ضریب جذب متوسط هر نقطه که در آن قشر عبوری اشعه است میباشد. تصویری که

بدین ترتیب از کمپیوتر بدست میاید مثل یک مقطع تشریحی عرضی از بدن بوده که در آن تمام قسمت ها را میتوان بخوبی بررسی کرد. زیرا حساسیت این گیرنده ها چنان است که تراکم نسجی خیلی نزدیک بهم را میتواند ازهم متمایز سازد. مثلاً دریک سکن کمپیوتری مغز میتوان ماده خاکستری و سفید مغز را ازهم تفکیک و ساختمان داخل مغز را نیز با مایع نخاعی محتوی آن از نسج خود مغز تشخیص داد.

شکل (10-3)



(10-3) دیاگرام ارتباط تیوب اشعه X و حلقه های دکتورها دریک CL

body scanner جدید نشان میدهد. [5]

یک نوع جدید CT-Scan که بنام CT مارپیچی (Spiral-CT) ساخته شده که نسبت به CT ستندرد سریع تر بوده و جزئیات بیشتر از اعضا و انساج را به شمول رگهای خونی نشان میدهد. که ازین روش در برداشتن تومورهای بسیار کوچک استفاده میشود. مقدار کاهش شعاع بصورت یک مقیاس دلخواه بیان

میشود که واحد آن نسفیلد (Nounsfield) است که نام مخترع CT-Scan می باشد.

10-4. تشخیص اعضای بدن به روش CT-Scan

ازین روش تشخیصی میتوان جهت تصویر برداری از تمام نقاط بدن استفاده نمود. اما در تشخیص اختلالات و ضایعات قسمت های ذیل ارجعیت خاص دارد. اعضا و جوانب داخل بطن و قفس صدری مانند جگر، گرده ، پانقرانس ، روده ها و ششها . استخوانها و جمجمه ، مغز. اوعیه جهت بررسی وضعیت جریان خون به قسمت های مختلف بدن .

10-5 . اختلالاتی قابل تشخیص توسط CT-Scan

تشخیص و درجه بندی تومورها (بویژه در بطن و قفسه صدری):
برخی آسیب های استخوان و اعضای داخلی مانند التهابات یا ضایعات که در اثر عوامل میخانیکی و فیزیکی ایجاد شده.
طراحی و برنامه ریزی جهت انجام رادیوتراپی و اعمال جراحی ، ارزیابی امراض قلبی و بررسی بیماری های استخوان ها در اورتوپدیک [3]،

10-6. شرایط اجرای CT-Scan

اشیای فلزی شریط اجرای CT-Scan را اخلال مینماید . لباس مریض در قسمت مورد نظر، زنجیرک ، انگشتر، دندان های مصنوعی ، کمر بند و دکمه نیز بالای نتیجه CT-Scan اثرات منفی دارد.

دربعضی از CT-Scan ها ضروراست تا مریض چیزی نخورده و نه نوشیده باشد، بخصوص برای سکن معده و احشای حوصله.

برای انجام سکن باید مریض بروی تخت آرام دراز بکشد و در بعضی حالات به پهلوی بخوابد. در هنگام فعالیت دستگاه، مریض باید حرکت نه کند و در بعضی حالات نفس خود را حبس نماید. در مورد اطفال ممکن است برای مواظبت اش به والدین یا فرد دیگری در اتاق CT اجازه داده شود و برایش لباس مخصوص غرض جلوگیری از اثرات شعاع پوشانده شود (به خانمها در دوره حاملگی اجازه داده نشود).

در بعضی از انواع تصویر برداری ضرورت است تا ماده حاجب (Contrast Medium) به بدن مریض قبل از CT تزریق گردد تا قسمت از عضو مورد نظر از سایر قسمت ها متمایز گردد و تصویری با کیفیت بدست آید . موادی حاجب شامل ترکیبات ایودین اند. هدف از تزریق ماده حاجب ایجاد کدورت است .

در برخی حالات وجود در مقابل ماده حاجب حساسیت مینماید که بعد از 2 الی 3 دقیقه برطرف میگردد و در صورت تداوم معالجه گردد.

برای کسانی که سنگ کرده دارند زرق ماده حاجت ضرر دارد و هم چنان ما در آن نیکه طفل شیرخوار دارند در صورت ضرورت اگر ماده حاجب تزریق میشوند باید تا 24 ساعت به طفل اش شیر ندهد.

زمان واقعی انجام CT-Scan بستگی به نوع دستگاه داشته در حدود چند دقیقه است. جهت آماده سازی و کیفیت لازم تصویر در مجموع به مدت 20 دقیقه تا یک ساعت نیاز است.

در مقایسه به رادیوگرافی معمولی میزان اشعه X ناشی از CT به مراتب بیشتر است. با این حال تصاویر حاصله از CT بسیار دقیق و ارزشمندتر از رادیوگرافی معمولی میباشد.

باید خطرات احتمالی بعد از مقایسه به اساس ضرورت در جهت حفظ سلامتی مریض توصیه شود، [1،3].

10 - 7. ویژه گی های تصویر CT-Scan

در تصویر رادیوگرافی X-ray به قسم مستقیم روی فلم تصویر پنهان و سپس تصویر اشکار بوجود می آید.

در CT-Scan شعاع X یک تصویر الکترونیکی را بوجود می آورند که به قسم ماتریکسی (Matrix) از شدت ها نمایش داده میشود. [9]

فصل یازدهم

تصویر برداری با استفاده از ریزونانس مقناطیسی (MRI)

11-1. تعریف :

روشی است که بنام تصویر برداری با استفاده از ریزونانس مقناطیسی هسته (NMRI)²⁰ و یا تصویر برداری با استفاده از ریزونانس مقناطیسی (MRI) یاد شده منحنی وسیله قوی و مؤثر تشخیصی کلینیکی معاصر است که با گذشت زمان گستره استفاده آن وسعت یافته است .

با استفاده از این روش میتوان با گرفتن تصویر دقیق و واضح از اندام های داخل بدن معلومات کسب نمود.

11-2. تاریخچه MRI

در سال 1819 هانس کریستین اورستد بطور تصادفی متوجه شد که عقربه قطب نما در ساحه یک جریان برقی منحرف میگردد و چنین نتیجه گرفت " چارچهای برقی میتوانند ساحه مقناطیسی بوجود آورد". 19 سال بعد مایکل فرادی ثابت نمود که عکس این قضیه هم صادق است ، یعنی مقناطیس هم میتواند چارچ برقی تولید کند که این قانون اساس سیگنال های MRI را تشکیل میدهد.

²⁰ Nuclear Magnetic Resonance Imaging (NMRI)

در ده 1960 جیمز کلازک ماکسویل (Jemes Xlark Maxioell) سکا تلیندی جهت و سرعت امواج الکترومقناطیسی را محاسبه نمود، بر علاوه امواج ماورای بنفش و ماتحت قرمز رانیز پیشگویی کرد. 8 سال بعد هنریش هرترز (Hanrish Hertz) آلمانی به وجود امواج نامرئی والکترومقناطیسی آگاهی یافت و بیان نمود که تمام امواج مذکور را میتوان به اساس مقدار فریکونسی شان مشخص نمود.

تمام این حوادث وپژوهش ها شرایط را به ویلهیم کونارد رونتگن المانی مساعد گردانید که وی اشعه رونتگن را که جزء امواج الکترومقناطیسی است کشف نمود.

در سال 1886 فریدریک ژولیت (Fredric joliot) و ماری کیوری (Mari Curic) اشعه γ را کشف کرد و با کشف آنها این مسأله روشن شد که انرژی امواج با فریکونسی بالا را میتوان تشخیص و اندازه گیری نمود. هم چنان آسیب های بیولوژیکی این تشعشعات نیز به اثبات رسید. تا شروع قرن 20 که عصر اتم آغاز یافت و فزیک قسمتی از روش های MRI را طرح ریزی نمودند که مهمترین آنها در سال 1905 توسط البرت انشتین صورت گرفت. در سال 1911 ارنست رادر فورد و جی جی تامسن و در سال 1913 نیلز بور و یرو دور اسحاق رابی اولین آزمایش ریزونانس هسته ی را انجام داد. در سال 1946 دو فزیکدان امریکائی بنام های فلیکس بلوچ (Flix Bloch) و ادوارد پار سل (Adward Parcell) که بطور جداگانه روی اتمها کار میکردند متوجه شدند که تیو ب آزمایشی را که محتوی یک ماده خالص میباشد توسط

امواج الکترو مقناطیسی انرژی داده شود اتمها در حالت اهتزاز قرار میگیرند و پس از برگشت به شکل اولی یک مقدار انرژی را به شکل امواج الکترو مقناطیسی از دست میدهند. این زمان برگشت بصورت عموم در مرکبات مختلف متفاوت است. آنها با شناسائی این پدیده تلاش کردند تا ازین ویژه گی برای ایجاد تصویر استفاده کنند که اساس روش MRI را تشکیل داده است. در سال 1970 فزیکدان امریکائی بنام داکتر ریموند نا ما دین که شخص فهیم و آینده نگر بود تصمیم گرفت سکتری را غرض تصویر برداری از بدن انسان بسازد. او در آزمایشات خود تومور را از طریق جراحی وارد بدن موش نموده و سپس آن را در ساحه مقناطیسی مورد آزمایش قرار داد. دامادین متوجه شد که نسج تومور موش در تحت ساحه مقناطیسی علایمی از خود پخش میکند. هر یک از انساج سالم و نا سالم یک نوع سیگنال خاص خود را منتشر میسازد. این سیگنال ها بر حسب اینکه مربوطه به انساج سالم یا ناسالم باشد میتواند انرژی خاص را بروی تصویر ایجاد کند. همین مساله باعث شد تا به فکری دستگاه تصویر برداری گردد. او و همکارانش جهت تصویر برداری کل بدن مدت 7 سال را برای طراحی و ساخت MRI صرف کردند. در سال 1971 جنریک تصویر دو بعدی از MRI گرفت. اولین تصویر از حیوانات زنده در 1973 گرفته شد.

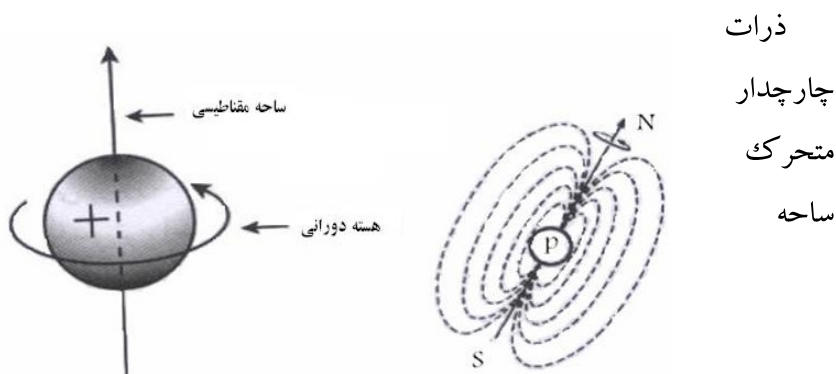
پس از سعی و تلاش فراوان و مشکلات در روز سوم جولای 1977 اولین سکتر را ساخت و مدت 4 ساعت و 45 دقیقه طول کشید تا که تصویر از بدن انسان اخذ کرد.

داکتر مادین نام اولین سکتر خود را سرکش (Indomitable) گذاشت که نشان دهنده عزم و اراده خستگی ناپذیر وی در ساخت این دستگاه بود. این دستگاه منیث دست آورد بزرگ در مرکز تکنالوژی اسیتون واشنگتن قرار داد. [9 و 3]

11-3. مفاهیم و اساسات فزیکى MRI

اصول اساسى MRI به این واقعیت که هسته های بعضی عناصر وقتى در یک ساحه مقناطیسی قوی قرار داده شوند با یک قوه مقناطیسی در یک جهت قرار میگیر د بستگی دارد .

قبلاً ارائه شد که ذرات هسته داری ویژه گى سپین (spin) اند و مشابه فرفره (چرخه) به گرد محور خود حرکت دورانی وضعی دارند . به قسم ساده تعدادی زیادی از ذرات هسته میتواند مانند فرفره دورانی در نظر گرفته شوند . سپین یکی از ویژه گى های طبیعى ذرات هسته اند که بوسیله میخانیک کوانت توضیح شده است . همانطوریکه مجموع چارچ های برقی ذرات تشکیل دهنده هسته مساوی به چارچ کلی هسته اند، بنابراین هسته میتواند مانند یک ذره مثبت دورانی در نظر گرفته شود .



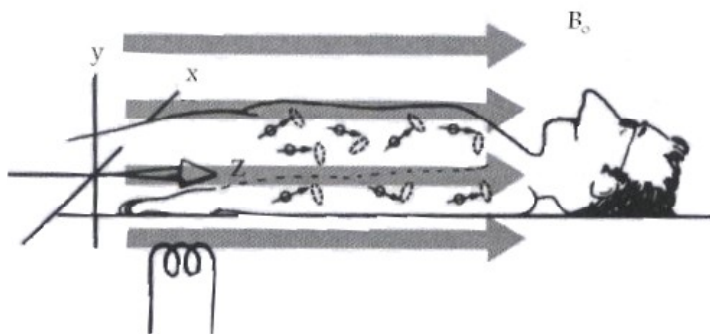
شکل (11-1) ایجاد ساحه ومومنٹ مقناطیسی به وسیله یک پروتون دورانی

مقناطیسی تولید میکنند . پس میتوان پنداشت که جسمی داری چارچ بوده و می چرخد ، داری ساحه مقناطیسی است . بدین منظور هسته اتم هایدروجن را مطالعه مینمایم . در شکل (11 - 1) ساحه مقناطیسی و مومنت مقناطیسی بوسیله یک پروتون دورانی رادیده میتوانیم .

این هسته داری ساحه مقناطیسی بوده میتوان آنرا یک مقناطیس کوچک داری قطب شمال و جنوب پنداشت . گفته میشود که هسته یک دیپول مقناطیسی است که در بیشتر اجسام مانند نسج نرم این هسته های مقناطیسی دورانی داری جهت دو قطبی نا منظم هستند . یعنی اگر یکی از آن داری مومنت مقناطیسی بطرف بالا باشد ممکن هسته پهلوی آن داری مومنت مقناطیسی بطرف پائین باشد . شکل (11-2) دیده شود.



مومنت های مغناطیسی در جهات گوناگون خواهد بود و محصله کلی مومنت مغناطیسی به علت خنثی کردن یکدیگر این مومنت ها صفر است. هرگاه جسم یا مریض در یک ساحه قوی مغناطیسی BO قرار گیرد طبق شکل (11-3)



شکل (11-3) قرارگرفتن دیپولهای در یک ساحه مغناطیسی خارجی مساوی به محور Z ها در یک ماشین NMR

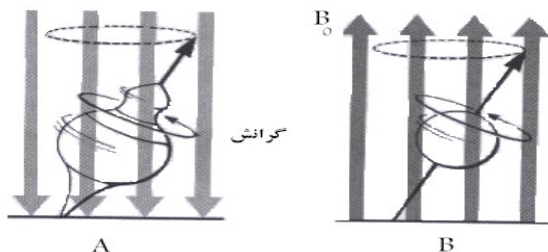
قرار گرفتن دیپول ها در یک ساحه مغناطیسی خارجی دیپول ها یا مومنت های مغناطیسی، خود در جهت ساحه مانند یک عقربه مغناطیسی کوچک در جهت شمال و جنوب قرار خواهند گرفت. چگونگی قرار گرفتن

دیپول ها در جهت شمال و جنوب به این سادگی نیست و تنها یک ملیونم این دیپول هاهم جهت ساحه و بهمین اندازه در جهت مخالف قرار خواهند گرفت .

11-4 دوران انتقالی

بر علاوه سپین و مومنت مقناطیسی ، هر هسته در موجودیت یک ساحه مقناطیسی خارجی مانند یک فرفره (Gyroscope) کار میکند . و دردوران یک فرفره نه تنها حرکت دورانی وضعی به گرد محور عمودی وجود دارد ، بلکه محور دوران در مسیر یک دایره و با یک زاویه نسبت به محور دوران خواهد کرد . که این نوع حرکت دورانی انتقال نام دارد . شکل (4-11) .

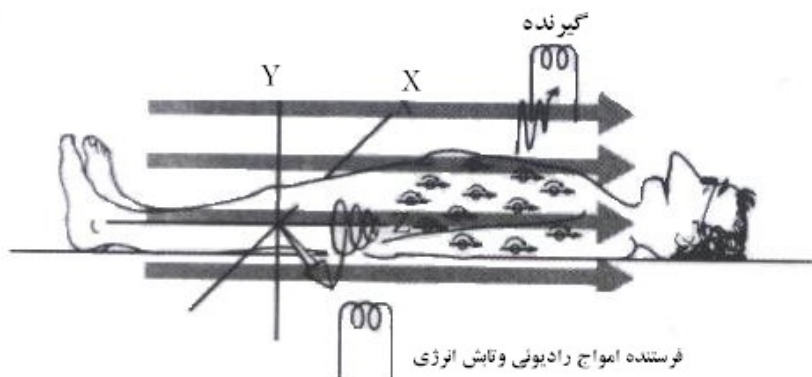
حرکت های وضعی و انتقالی هسته اتم هایدروجن دوران انتقالی فرفره به علت ساحه جاذبه زمین یک اصل ژيروسکوپی میباشد .



شکل (4-11) حرکت های وضعی و انتقالی هسته اتم هایدروجن ونمایش حرکت فرفره [9]

اگر ساحه دوران قوی تر شود فریکونسی دوران انتقالی نیز افزایش خواهد یافت . چنانچه اگر ساحه جاذبه از بین برود فرفره دوران انتقالی نخواهد داشت ، بلکه تنهابه حرکت دورانی وضعی باقی خواهد ماند . این دوران انتقالی در یک هسته نیز انجام میگردد. بطور مثال هسته اتم هایدروجن نه تنها کاملاً در جهت ساحه خارجی قرار نمیگیرد ، بلکه دوران انتقالی در راستائی با زاویه ی نسبت به خطوط ساحه مقناطیسی خارجی انجام خواهد شد. شکل (11-5) .

فریکونسی دوران انتقالی به بزرگی یا شدت ساحه خارجی و نوع هسته بستگی



شکل (11-5) تحریک شدن دیپول ها با گرفتن انرژی امواج رادیویی ، برگشت به حالت آسایش و تابش امواج رادیویی

دارد و شکل (11-5).

فریکونسی دورانی انتقالی از معادله

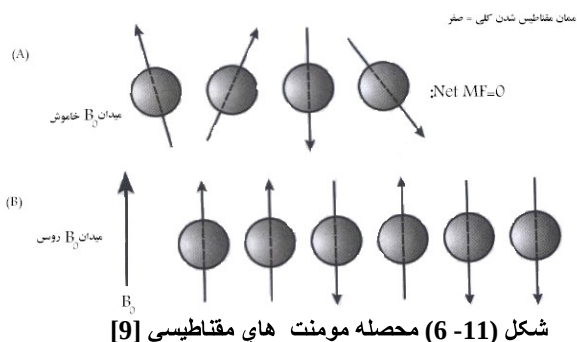
$$\omega = \gamma \cdot B_0 \quad \dots (1-11)$$

بدست میاید ، که در آن ω فریکونسی دورانی بر حسب MHz و B_0 ساحه

مقناطیسی به تسلا (T) و γ ثابت است بنام نسبت ژيروسکوپیک که این ثابت از ویژه گی های یک هسته بوده و داری بعد MHz/T میباشد . . معادله فوق بنام معادله لارمور (Larmor) یاد میشود و فریکونسی دوران انتقالی را بنام فریکونسی لارمور میگویند.

به عبارت ساده هنگامیکه مریض در یک ساحه مقناطیسی قرار میگیرد ، مومنت های مقناطیسی هر یک از اتمهای هایدروجن کوشش میکنند که خود را با جهت ساحه همانند کنند . این مومنت ها با هم جمع شده ، محصله یک وکتور بزرگ را طبق شکل (11-5) به وجود میآورد .

گرچه هسته اتم هایدروجن منفردانه با فریکونسی انتقالی که از معادله (11-1) بدست میاید دوران میکند اما هم فاز نیستند . بنابراین محصله مومنت های مقناطیسی هسته ها به قسمیکه در شکل (11-6) نشان داده شده است میباشد .

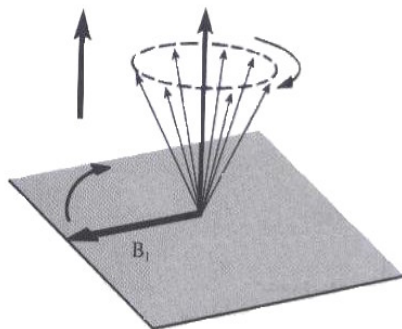


باید دانست که اگر نسج یک مریض را بطور نمونه در ساحه مقناطیسی با شدت معین قرار دهیم و بتوانیم فریکونسی دوران انتقالی آنرا بدست آریم سپس با استفاده از معادله (1-11) میتوان نسبت ژيرو مقناطیسی هسته تحت مطالعه را تخمین نمود. چون هر هسته داری نسبت ژيرو مقناطیسی خاص خود اند که این نسبت بما هسته را معرفی مینماید. شدت هر سیگنال کثرت نسبی هر گونه هسته را نشان خواهد داد. بر علاوه اگر ما بتوانیم کثرت نسبی را در نقاط مختلف در یک مثال مشخص کنیم، تصویری از داخل آن تهیه خواهیم نمود. همه این معلومات ذکر شده به این بستگی دارد که ما بتوانیم فریکونسی دورانی انتقالی را بدست آریم [9و17].

5-11. ریزونانس (Resonance)

واضحست که برای ساحه های پر توان فریکونسی دوران انتقالی بیشتر هسته های اتمهای انساج بدن ما در گستره فریکونسی امواج رادیوئی (RF) میباشد. اگر مریضی را که داری هسته های با حرکت دوران انتقالی است با فریکونسی ویژه ی که بتواند با فریکونسی لار مور ریزونانس کند نباشد، ملاحظه چانس این اثر اندک است. اما اگر فریکونسی RF مساوی به فریکونسی هسته های دروجن باشد، پدیده ریزونانس رخ خواهد داد. یعنی انرژی اعظمی به اتمهای هایدروجن داده میشود و بنا بر مدل ساده ی که در باره مقناطیسی بودن هسته های دروجن فرض کردیم، دیپول هسته های دروجن چرخانده (Flip) خواهد شد و بدین قسم هسته ها با جذب انرژی از امواج

RF داری انرژی اضافی شده و در راستای ساحه مقناطیسی بیرونی قرار خواهند گرفت. بر علاوه چرخیدن هسته های اتم هایدروجن و رفتن به سویه انرژی بالا تر و قرار گرفتن در جهت مخالف ساحه مقناطیسی BO، نتیجه دیگری بدست میایدو آن اینکه هسته ها وادار میشوند با هم همفاز شوند. یعنی نه تنها همه با فریکونسی لارمور حرکت انتقالی دورانی میکنند، بلکه در فضا هم جهت شده و به قسم سمبولیک عملیه مقناطیسی شدن بدوران میاید شکل (7-11).

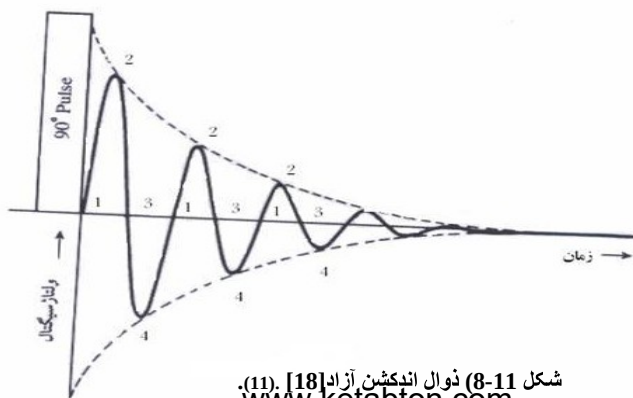


شکل (7-11) وکتور ساحه مقناطیسی شدن حالت تعادل

پیش از تابش و انتقال انرژی از امواج رادیویی گفته میشود هسته ها در حال تعادل ساحه مقناطیسی خارجی هستند. پس از تابش امواج RF این هسته ها انرژی گرفته برانگیخته میشوند. دامنه وکتور مقناطیسی شدن در تعادل و بدون تابش امواج RF با وکتور MO نشان داده شده است. ازین رو MO وکتور مقناطیسی شدن حالت تعادل است و اندازه آن با تعداد هسته های موجود یا کثافت سپین نسبت ژيرو مقناطیسی γ و ساحه مقناطیسی خارجی B0 مشخص

میشود. هر قدر MO بزرگتر باشد، شکل تصویر ریزونانس مقناطیسی MR روشنتر است. پس از دریافت انرژی امواج RF ، هسته ها در جهت مخالف BO راستا شده و در حال برانگیخته هستند. شکل (11-7).

اگر امواج RF به شکل ضربه به بدن مریض تابانده شود، انگیختگی هسته تنها به قسم لحظه ی وجود خواهد داشت. هسته ها جدا، جدا بحالت اولیه برگشته و در امتداد BO جا خواهند گرفته و هم فازی که بوجود آمده از میان میرود. این برگشت بحالت تعادل را آسایش (Relaxation) میگویند. و زمان لازم برای برگشت بحالت اولیه را زمان آسایش مینامند. هنگام آسایش یک موج الکترومقناطیسی از ماده به فریکونسی RF تابش میگردد. شکل (11-8). این فریکونسی رادیوئی سیگنال MRI است که بر آن تصویر ریزونانس مقناطیسی را میسازد. فریکونسی تابش شده بوسیله بدن مریض از برگشت هسته بحالت تعادل انجام خواهد شد. برگشت به حالت آسایش ذوال اندکشن آزاد یاد میشود که بستگی شدت سیگنال را نسبت بزمان مشخص میسازد. این حالت در شکل (11-8) نشان داده شده است.



11-6. ریزونانس مقناطیسی هسته 21

میتوان طیف NMR را با تجزیه و تحلیل ذوال اندکشن آزاد (Free Induction Decay) بدست آورد. به قسم تیوری میتوان مریض را با فریکونسی های گسترده امواج رادیوئی جاروب کرد. یعنی همان کاریکه برای دریافت دستگاه رادیوئی در یک آخذ رادیوئی انجام میدهم با چنین روش طیف MRI هسته های مختلف بدست میاید. چون اتم هایدروجن در تمام بدن فراوان است و نسبت ژيروسکوپی بالائی دارد. ازین رو میتوان امواج رادیوئی با فریکونسی لارمورهسته اتم هایدروجن را برای انگیزش اتمهای هایدروجن و تشکیل تصویر MRI بکار برد. هسته ها با دوران انتقالی در یک ساحه مقناطیسی خارجی با ریزونانسی بدست آمده با استفاده از فریکونسی امواج رادیوئی اشکار میشوند. تعدادی از هسته های مهم حیاتی ریزونانس هسته خوبی نشان میدهند که در جدول (11-1) نشان داده شده است.

جدول (11-1) ویژه گی های ریزونانس مقناطیسی هسته برای تعدادهسته های مهم حیاتی.[9]

نسبت	فیصدی	هسته
------	-------	------

- 11

زمان

ژيروسکوبی MHz/T	فراوانی	
43	99.9	1H
6.5	0.015	2H
11	1.11	13C
40	100	19F
11	100	23Na
17	100	31P
2	93.1	39K

. 7

آسایش (Relaxation)

زمان آسایش در دو مرحله صورت میگیرد که در مطالعه تصویر MRI بسیار مهم است .

زمان آسایش سپین -لاتیس (T_1 (Lattice)

زمان آسایش سپین - سپین (T_2 (spin)

T_1 زمانی است که در آن سپین پس از ضربان 900 درجه 63 فیصدهسته به حالت انرژی پائین تر بر میگردد، یا به تفسیر دیگر یک ضریب سرعت است (تعداد هسته ها در واحد زمان) سرعتی که هسته ها از حالت انرژی بالا به پائین تر انتقال میکنند بستگی به تعداد هسته های موجود مستعد برای این انتقال و یک ضریب ثابت T_1 دارد که تابع محیطی است که هسته خود را در آن می یابند .

زمان آسایش (T_2) به اثر از بین رفتن سیگنال در نتیجه سپین هر هسته از کنار هسته دیگر بوجود میاید و به آن زمان آسایش سپین به سپین میگویند . و یک مشخصه مواد تحت آزمایش اند . گاهی زمان آسایش T_1 طولتر از T_2 و گاهی تقریباً مساوی اند ، مانند مایعات .

زمان های آسایش T_1 و T_2 انساج مختلف بدن در جدول (2-11) داده شده است. [3و15و17]

جدول (2-11) کثافت سپین ، و زمان های آسایش انساج مختلف بدن. [39].

انساج	کثافت سپین SD	زمان آسایش (ms) Ti	زمان آسایش (ms) T2
آب	100	2700	2700
ماهیچه	79	720	55
ماهیچه قلب	80	725	60
کبد	71	290	50
چربی	.	360	30
استخوان	<12	<100	<10
سپرز	79	570	.
کلیه	81	505	50
قشر خاکستری	84	405	105
ماده سفید	70	345	65

8-11. اساس تصویر برداری ریزونانس مغناطیسی (MRI)

همانطوریکه در مباحث قبلاً ارائه گردید. هسته هر اتم داری حرکت وضعی و دو قطب میباشد . هسته حاوی پروتون و داری چارچ مثبت اند . بناءً هسته به عنوان یک ذره مثبت در حال دوران میباشد و این ذرات چارچدار متحرک در اطراف خود ساحه مغناطیسی تولید میکنند . ازین خاصیت اتمهای بدن برای

تصویر سازی به شیوه MRI استفاده میشود . چون تقریباً 70 فیصد وزن بدن انسان را آب تشکیل میدهد و آب از دو اتم هایدروجن و یک اتم اکسیجن تشکیل شده ، بنابراین هسته اتم هایدروجن برای تصویر سازی مناسب میباشد . زیرا بطور طبیعی و بمقدار زیاد هایدروجن در انساج بدن انسان وجود دارد . هر گاه این اتم هایدروجن در یک ساحه مقناطیسی خارجی قرار داده شود ، تعدادی ازین هسته ها با نظمی خاص در محور مقناطیسی جدید قرار گرفته و از حالت تصادفی اولیه خود خارج میشوند و در همان جهت به دوران خود ادامه میدهند . حال اگر کایل القائی بدور این اتمهای هایدروجن قرار داده شود و در همین حال یک موج رادیوئی با طول موج معین به اتمهای مذکور برخورد کند و سبب انحراف محور اتمهای هایدروجن بمیزان 90 درجه گردد ، درین صورت پروتون ها یک قوه محرکه برقی کوچک را تولید میکند که بوسیله کایل القائی قابل اندازه گیری میباشد . پس از تقویت این جریان ضعیف میتوان آنرا

بوسیله اسیلوسکوب نمایان کرد ، که این جریان بصورت نزولی کم شده و صفر میگردد . مدت زمانی را که طول میکشد تا این جریان به صفر برسد زمان استراحت عرضی مینامند . حالا اگر ما یک موج رادیوئی با طول موج دو برابر طول موج اولی به پروتونهای که در همان جهت مقناطیسی می چرخد وارد کنیم ، محور مقناطیسی آنها 180 درجه تغییر جهت خواهد داد . مدت زمانی طول بکشد تا دوباره پروتونها به حالت اولیه باز گردند . این زمان نسبت

حالت قبلی افزایش می‌آید که زمان آسایش (استراحت) شبکه های دورانی نامیده میشود. زمان های T_1 و T_2 برای انساج مختلف بدن متفاوت میباشد. لذا این زمان ها پس از ورود به کامپیوتر مورد سنجش قرار گرفته و نوع انساج و عضو مربوطه در کامپیوتر مشخص میشود و این اطلاعات به نقاط سیاه و سفید یا رنگی تبدیل و روی صفحه کامپیوتر نشان داده میشود که در حقیقت تصویر یک مقطع از عضو مورد نظر میباشد. هر چه تعداد اتمهای هایدروجن یک عضو بیشتر باشد، زمان های آسایش بیشتر و جزئیات تصویر روشن تر میباشد. پس بصورت مختصر میتوان چنین بیان کرد. در یک MRI انساج بدن را با سه پارامتر مقناطیسی هسته، یعنی کثافت اسپین (SD) برای تعدادی از هسته های هایدروجن موجود در انساج، زمان آسایش T_1 و T_2 ، عکس العمل انساج پس از انگیزش اسپین ها بوسیله امواج RF مشخص نمود. پس تصویر MRI نتیجه آمیختن این سه پارامتر اساسی است [3 و 9]

9-11 ساختمان ماشین MRI

ماشین MRI دارای قسمت های ذیل اند:

- دارای یک سلندر مقناطیسی که در بین آن یک سکتر کامپیوتری قرار دارد.
- یک کامپیوتر برای تحلیل تصویر و یک کامپیوتر برای تهیه راپور.
- دارای یک بستر ی که مریض بالای آن خوابانده میشود.
- منبع فرستنده شعاع $(\alpha, \beta, \gamma, X)$.

در شکل 11-9) شیمای ماشین MRI را ملاحظه نمایید .



11 -

10 طرز

کار

ماشین

MRI

شکل (11-9) شیمای MRI

سلندر

مقناطیسی قوه جاذبه مقناطیسی تولید میکند که این قوه سبب ایونایزیشن ایون های در وجود میگردد که 2000 الی 3000 مرتبه بزرگتر از قوه جاذبه زمین است .

بمبارد با تابش شعاع رادیواکتیف.

ایونایز حجرات مریض به ایونهای (Fe,Co, H ,P,S,Na,K) که بعد از قطع برق به سرعت تعجیل و ارجاع میگردد .

ارجاع موج تشکیل شده در هنگام حرکت آنها ، یعنی ارجاع دو باره ایونها .تحلیل تصویر تشکیل شده این امواج توسط سنکر کمپیوتری .

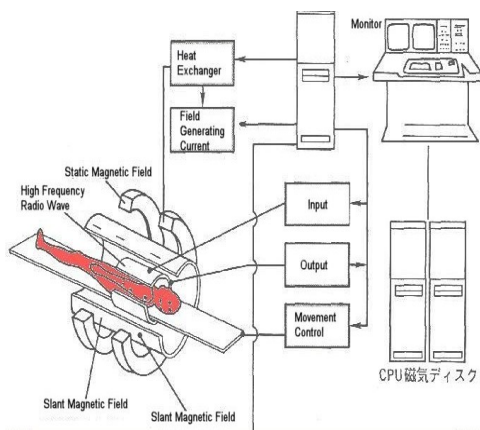
11 - 11 . میخانیکیت کار دستگاه MRI

ماشین MRI شکل یک محفظه یا غرفه را داشته و حاوی دو مقناطیس بزرگ حلقوی است. در اطراف این مقناطیس کایل (coil) پیچانده شده که فرستنده امواج RF و داری مدارهای حلقوی برای دریافت سیگنال و یک میز متحرک که در آن مریض قرار میگیرد میباشد. هسته های که تعداد نیوکلون آنها طاق است بدور محور خود حرکت دورانی دارند. این ویژه گی را اسپین و این هسته را هسته فعال میگویند. علاوه برین هسته ها را میتوان مانند یک مقناطیس کوچک با قطب شمال و جنوب در نظر گفت.

در بدن انسان هسته های که این ویژه گی را دارند عبارتند از ^{15}N , ^{17}O , ^{13}C , ^{31}P , ^{23}Na , ^1H میباشند. هسته هایدروجن که یک پروتون داردوهم فعال است در تمام قسمت های بدن وجود داشته در نتیجه در تصویربرداری میتواند مورد استفاده قرار بگیرد. هنگامیکه مریض داخل دستگاه میشود برق بداخل کایل جریان پیدا میکندو کایل ها تنبیه و امواج RF رابطرف مریض میفرستد و این امواج بالای هسته هایدروجن موجود درآب و یا انساج شحمی که در عضویت وجود دارد اثر وارد میکند. پروتون های اتم هایدروجن که در ابتداءاستقرار منظم نداشتند در جهات مختلف در حرکت هستند، با تاثیر این امواج بالای هسته هایدروجن نحوه استقرار خود را تغییر داده بروی مدار معین می چرخند و اتم هایدروجن مانند مقناطیس کوچک عمل نموده و هنگام برگشت به حالت اولی یک مقدار حرارت و سیگنال را ایجاد میکند. این برگشت در حدود 10^{-3}Sec صورت میگیرد. این سیگنال ها در ابتداء بسیار ضعیف و بعد از اینکه تحت اثرساحه مقناطیسی قرار میگیرد

تقویه گردیده درین حالت سیگنال ها به موازات مقناطیس قرار داشته توسط مدار های حلقوی که در جنب مریض قرار دارند اخذ و به CPU دستگاه MRI انتقال میشود . دستگاه عامل، این سیگنال را تجزیه و تحلیل نموده به مونیتور انتقال و مونیتور تصویر واضح برای معالج تشکیل میدهد . در تمام این روشها ایجاد ساحه مقناطیسی توسط مقناطیس ها رول عمده را بازی میکند ، زیرا در ابتداء سیگنال ها بقدر ضعیف اند که مدار های حلقوی قادر به جذب این سیگنال ها نمیشوند . بناءً اساس کار دستگاه را ساحه مقناطیسی تشکیل میدهد . یکی از برتری های دستگاه MRI اخذ تصویر سه بعدی که عبارت از مقطع محوری (Axial) و مقطع تاجی (coronal) و مقطع جداری (Parietal) از مریض میباشد . این میخانیکیت در اثر موجودیت سه محراق x, y, z دستگاه میباشد . [9 و 15]

شیمای فیزیکی کار دستگاه MRI در شکل (10-11) نشان داده شده است .



شکل (10-11) شیمای فیزیکی MRI [27]

11-12. مراحل اخذ MRI

برای دریافت تصویر دقیق توسط MRI باید مراحل ذیل در نظر گرفته شود .

- از نزد اشخاص مریض تحت آزمایش باید تمام اشیا فلزی از هر قبیل که باشد (انگشتر ، ساعت ، مفصل مصنوعی ، آلات زینتی و غیره) دور ساخته شود . حتی اشیای فلزی نزدیک دستگاه قرار نداشته باشد زیرا ساحه مقناطیسی روی آن اثر گذاشته باعث اختلال تصویر و ضمناً به شخص نیز آسیب میرساند . به همین اساس دستگاه MRI را در اتاق مخصوص قرار میدهند تا امواج الکترو مقناطیسی در آن قابل نفوذ نباشد .

- بمریض لباس مخصوص پوشانده میشود که شامل مواد فلزی نباشد .

- هنگام تصویر برداری مریض آرام نگهداشته میشود .

- مریض روی تخت دستگاه خوانده و تقاضا میگردد تا طور عادی نفس بکشد . بعد از خوابیدن مریض روی تخت خواب دستگاه ، محل تصویر گیری توسط نور روشن و سکن کردن آغاز گردد .

- عملیه تصویر برداری باید بطور اوسط 10-15 دقیقه را در بر گیرد و درین حالت هیچگونه حرکت صورت نگیرد ، زیرا هر گونه حرکت از کیفیت تصویر میکاهد .

در فواصل زمانی که سکن قطع می‌گردد مریض می‌تواند حرکت نماید اما نه انقدر که تغییر موقعیت دهد .

- در حین MRI مریض صدا ها می‌شنود که برای حد اقل نمودن آن باید از گوشی مخصوص استفاده شود .

در ختم پروسه اطلاعات تصویری به کامپیوتر داده و کامپیوتر بعد از بررسی تصویر ایجاد و روی فلم منعکس می‌شود .

11-13 . انواع ماشین MRI

- نظر به هدف و طرز استفاده ماشین MRI به انواع ذیل ساخته شده است .
- ماشین موضعی : چون MRI بکمک شعاع رادیو اکتیف صورت می‌گیرد ، بناً در بعضی حالات از ماشین های موضعی استفاده می‌شود .
- نوع دیگر این ماشین طوریست که صرف از ستون فقرات تصویر برداری مینماید .
- ماشینهای که بمنظور تصویر برداری احتشاطنی استفاده می‌شود .

11-14. فرق MRI و CT-Scan

- دستگاه MRI با استفاده از ساحه مقناطیسی و امواج RF تصویر برداری میکند ، اما CT-Scan بکمک X-ray تصویر برداری میکند.

- MRI قادر به تشکیل تصویر سه بعدی بوده اما CT-Scan تصویر سه بعدی تشکیل داده نمیتواند.
- از نظر اقتصادی معاینه با MRI قیمت ترنسبت CT-Scan است
- MRI در تشخیص تقلصات غیر نارمل ، کوچک و کشف خونریزی شدید اعضای داخل بدن نظر به CT-Scan اساس است.
- آفات و امراض مانند تومور های مغزی ، تجمع خون در دماغ ، تجمع آب در دماغ و میرکی (صرعه) توسط CT-Scan قابل تشخیص نبوده اما با MRI قابل تشخیص است.
- توسط CT-Scan موقعیت و حالت عضویت تشخیص نمیشود اما با MRI میتوان حجرات سفید و خاکستری دماغ را تفکیک نمود [9و15و24].

11-15. موارد عدم کار برد MRI

- به علت استفاده از ساحه مقناطیسی قوی نمیتوان آن را در مورد تمام مریضان اجرا کرد .از جمله که داری بطری قلبی و پاره گی در عروق مغزی و پیوند های فلزی در چشم . زیرا ساحه قوی مقناطیسی میتواند باعث گرم شدن ، کشیدن یا انتقال اجزای فلزی شود که منجر به آسیب های انساج یا بد عمل کردن آنها وحتى مرگ گردد.
- عدم تصویر برداری از استخوان .
- وزن بسیار زیاد مقناطیس داخل دستگاه (در حدود 4 تن) و قیمت بالای آن.
- زمان طولانی مورد نیاز جهت تصویر برداری (بطور معمول 45دقیقه).

- وجود هر گونه وسایل فلزی در اتاق محل آزمایش که ساحه مقناطیسی سبب کشیدن آن وسایل بطرف دستگاه شده و ممکن است خطرات جانبی برای مریض بوجود آید. [9 و 24]

مأخذ

- 1- آرمسترانگ، پتر، 1382. اصول تصویر برداری تشخیصی، ترجمه نوید یاری، چاپ پنجم، انتشارات مؤسسه؛ سماط تهران، صص 23-41
- 2- اندرسن. آنتونی. باز تابش های دوپلری، ترجمه بابک، تیمور پور. رشد آموزش فزیک، سال نهم، شماره 36، سال 1373؛ تهران.
- 3- آرمسترانگ، پتر مارین ل، داستی. اندر یا ج. راکل. 2004. تصویر برداری تشخیصی، ترجمه؛ فریرز، ویتی فیروز آبادی و مژگان صفدر خالی؛ مؤسسه نشراتی؛ اندیشه تهران صص 16-21.
- 4- بهروز. محمد علی، 1371. مقدمه ای بر فزیک پزشکی، مؤسسه نشراتی؛ استان قدس تهران. صص 283، 330-342، 351-361، 364-385، 421-482.
- 5- بهیل. تری، 1374. مهندس پزشکی، ترجمه سید محمد رضا، هاشمی. گلیگانی، مهیا زردشتی، نشرات داشگاهی؛ تهران، 20، 25، 32.
- 6- بوشانگ. آرچر، 1378. سونوگرافی تشخیصی فزیک بیولوژیو دستگاه؛ مؤسسه نشراتی یز، تهران. صص 3، 4، 27-33، 41-46، 51، 58، 63، 64،
- 7- پار کر. پ. روی، اسمیت. اس. پیتراج، تیلور. دیودام، 1371. علوم پایه در فزیک هسته ای. مؤسسه نشراتی؛ داشگاهی تهران. صص 9-20، 26، 28-36، 122-125.
- 8- تکاور. عباس، 1389. فزیک پرستاری؛ مؤسسه نشراتی؛ ارجمند تهران. صص 194، 206-222، 224-240.
- 9- تکاور. عباس، 1389. فزیک پزشکی، چاپ نهم. مؤسسه نشراتی؛ یز، تهران. صص 129-137، 241، 288، 423-445.
- 10- تاسی. ال. جی، 1367. فزیک ذرات بنیادی، مؤسسه نشراتی؛ داشگاهی تهران، صص 1-6، 147-164،

- 11- رهبری . غلام حسین ، خدا دوست . علی اکبر ، شیرازی . حسن عسکر ، دیگران .
1378 . فزیک پزشکی . چاپ سوم ؛ انتشارات دانشگاهی ، تهران ، ص ص
399-311 , 305-250
- 12- سیتوارد . سی ، بشومگ . 1369 . علوم رادیولوژی برای تکنالوژیست ها ،
ترجمه اشرف . احمد یان ؛ مؤ سسه نشراتی دانشگاهی ؛ تهران . ص ص 52-33 ,
139-111 , 145-155 , 164-176 , 181 .
- 13- سمیر وهرمان ، 1371 . فزیک بهداشت از دید گاه پرتو شناسی ، ترجمه محمد
ابراهیم . ابو کاظمی ، هوشنگ . سپهری ، علی رضا . بینش ، چاپ اول . مؤ سسه نشراتی ؛
دانشگاه تهران ، ص ص 80-85 , 103-184 , 185-186 , 240-296 , 270-
323 .
- 14 - کامرون . جان . آر ، جیمز اسکو فرونیک . جیمز . جی ، 1389 . فزیک پزشکی ،
ترجمه عباس تکاور ، چاپ دوم ، مؤ سسه ای نشراتی ؛ یز تهران . ص ص 282-252 .
- 15 - کاری واس ، دودی . ثی ، موری . ثی ، 1384 . فزیک رادیولوژی تشخیصی
کریستینس . ترجمه بهمن . محتشمی مؤ سسه نشراتی ؛ سمات تهران . ص ص 1-63 ,
276-246 , 244-138 , 87 .
- 16- گوپال . ب . ساها ، 1381 . فزیک در رادیولوژی پزشکی هسته وی ، ترجمه
عباس . تکاور ، محمد افتخاری ، مؤ سسه نشراتی ؛ یز تهران ، ص ص 1-8 , 11-17 ,
199-190 , 170-167 .
- 17- نیو . کارل . آر ع نیو . براندسی ، 1372 . فزیک در خدمت علم بهداشت . ترجمه ،
علی اصغر تکالو ، مؤ سسه نشراتی ؛ آستان قدس تهران . ص ص 400-389 , 520-
559 .
- 18- وهال . گیتون . 2006 . فزیولوژی پزشکی ، ترجمه احمد ضیا . نیاورانی ، جلد
اول چاپ یازدهم مؤ سسه نشراتی ؛ سمات تهران . ص ص 94-92 , 61-69 .

19-Aston.Rechard .1990. Principles of Biomedical instrumentation. Maxmillan international Publitiong New York . pp 11-49,445-469 .

20 -Arthur.C.Guyton .1991 Text book of Medical Physiology . vol-1 , Edition 8th PP ,112,253,-267 , 646-669 .

21- Devey .G.B, wells , 1978. Ultrasound In Medical Diagnosis Scientific U.S.A

22- Filter .Hossel Howard .1988 .Physic in Nursing , Edition U,S.A .PP 227-248, 155-159

23- [http:// www surgrydoor .co .uk./medical condition/indices/l/Lithotropsy](http://www.surgrydoor.co.uk/medical/condition/indices/l/Lithotropsy) .

24- [http://www umscience.com/ozmikroskop](http://www.umscience.com/ozmikroskop).

25- [http://www google .com.Ataal.peszushky.sonography](http://www.google.com.Ataal.peszushky.sonography) .

26-[http:// bionuclear mihanblog .com](http://bionuclear.mihanblog.com) . 2007 .

27- [http: // daneshnama .voshd. ir](http://daneshnama.voshd.ir) . 2007-04-08

28-Lands Berg .G.S , 1972, Textbook of Elementary Physics Vol-3 Translated From Russian by A Troisky Moscow.

30- Macgrate .Johnton.2002 MidicalCardiology. Edition 8th ,printed pakistan pp86,90 .

31- Nelkon .M . 1993Principles of physicin Nursing .Edition 8th Rrprinted Longman UK .pp 545-547 .

- 32- Resnic .Hllyday.Karane.2002 .Physics. Vol,1-2 .New york, pp 427-430,432-433 ,1181,1186,1153,1157 .
- 33- www .sciencedaily.co.uk
- 34- www,encarta, encyclopedia delax .2004.
- 35- www. en wikipedia.org /.wiki /cystoscopy .
- 36 -www . en . wikipedia .org/wiki/esophagas.

End

اینجناب میر محمد ظاهر (حیدری) فرزند میر غلام حیدر در یک خانواده با ضمیر روشن در سال



1331 در شهر تالقان ولایت تخار چشم به جهان کشودم . و در سال

1337 شامل مکتب و در سال 1349 از لیسه تالقان وقت از صنف 12

فارغ و بعد از یک مدت خدمت در سال 1354 شامل فاکولته ساینس

پوهنتون کابل و در سال 1357 از رشته فزیک فارغ التحصل گردیدم. بعد

از فراغت از پوهنچی بحیث سوپر وایزر ساینس در تعلیم و تربیه تخارمقرر

گردیدم بعد از یک مدت به خدمت عسکری بعد از ترخیص در تربیه

معلم ولایت تخار به حیث استادمقرر گردیدم. بعد از چند مدت بحیث

معاون تدریسی خدمت نمودم . و در سال 1364 شامل پروگرام ماستری اکادمی تربیه معلم وبعد از

اخذ دیپلوم ماستری بحیث استاد و بعداًمدیر عمومی خدمت نمودم . در سال 1368 بحیث استاد

نامزد پوهنیار دانشکده طب بلخ تبدیل و بعداً بحیث معاون و تا سال 1370 درین سمت قرار داشتم .

در سال 1373 مجدداً بحیث معاون و یک مدت بحیث سر پرست درین پوهنچی و بعد از یک مدت

انفصال ازین پست در سال 1378 مجدداً بحیث معاون مقرر و تا سال 1381 در ین پست قرار داشتم

.بمنظور انجام کار های علمی و تحقیقی ازین پست استعفاء نمودم وحدود 23 سال می شود که در

فاکولته طب پوهنتون بلخ مصروف تدریس هستم که در فوق گزارش یافت.

بر علاوه وظایف استادی در کمیته و سایر فعالیت های اکادمیک شمولیت داشتم که مختصر گزارش

می گردد.

اولین رئیس کمیته امتحانات پوهنتون بلخ با طرح اولین طرزالعمل کاری ، عضو شورای علمی

پوهنتون بلخ ، عضو شورای علمی پوهنچی، رئیس کمیته بررسی اسناد فارغان ، مسول کمیته انسجام

ترفیعات علمی فاکولته طب و عضو کمیته تضمین کیفیت و اعتبار دهی پوهنتون بلخ می باشم.

رتبه دولتی ام خارج رتبه و رتبه علمی ام پوهاند بوده تعداد اثار علمی ام در حدود 22 اثر علمی

تالیفی، تحقیقی ورساله علمی به نشر شده و 2 اثر تحت کار دارم که انشاء اله آماده چاپ میگردد.

با احترام

پوهاند میر محمد ظاهر حیدری

استاد فزیک طبی پوهنچی طب

پوهنتون بلخ 1391

Abstract:

Literature Review:

Significant developments in the field of medical are correlated with the advancement of the technology of machinery that is manufactured with the help of physics' rules. These machines are used for providing sound health services to the public. Today all the hospitals and health clinics are equipped with diagnostic machines and tools. With the passage of time and expansion of new technology some of the new facilities are added to these machineries that we have recently been the witness of some these advancements.

Objective:

Gaining the skills to use the machines and tools such as medical diagnostic machines and proper application in accurate diagnosing of the patients are the major objectives of this book.

Material and Method:

The sources which are used in this book are from journals, internet, etc. In addition this book is a guide for those students who are after gaining adequate information on biophysics and its application. It will lead them to autodidact learning on different aspects of physics.

Usefulness:

Knowing the fundamental of physics is vital in application of the diagnostic machines. The medical staffs who are working in different fields are eager to put these machines into use for diagnosing different diseases. This vital need will be solved with gaining adequate knowledge on the fundamentals of physics.

Conclusion:

Today all private and governmental hospitals and health clinics are equipped with diagnostic machines. Therefore, to use these machineries properly, you need to have enough information about the fundamentals of physics. Without deep understanding on how to use the machines, the life of both patients and doctor is in danger and this unawareness from the use of machines will include huge financial loss too.

Publishing of textbooks and providing support For the medical colleges in Afghanistan

Honorable lecturers and dear students,

The lack of quality text books in the universities of Afghanistan is a serious issue, which is repeatedly challenging the students and teachers alike. To tackle this issue we have initiated the process of providing textbooks to the students of medicine. In the past two years we have successfully published and delivered copies of 60 different books to the medical colleges across the country.

The Afghan National Higher Education Strategy (2010-1014) states:

"Funds will be made ensured to encourage the writing and publication of text books in Dari and Pashto, especially in priority areas, to improve the quality of teaching and learning and give students access to state-of-the-art information. In the meantime, translation of English language textbooks and journals into Dari and Pashto is a major challenge for curriculum reform. Without this, it would not be possible for university students and faculty to acquire updated and accurate knowledge"

The medical colleges' students and lecturers in Afghanistan are facing multiple challenges. The out-dated method of lecture and no accessibility to update and new teaching materials are main problems. The students have easy access to low quality and cheap study materials (copied notes & papers), hence the Afghan students are deprived of modern knowledge and developments in their respective subjects. It is vital to compose and print the books that have been written by lecturers. Taking the critical situation of this war torn country into consideration, we need desperately capable and professional medical experts. Those, who can contribute in improving standard of medical education and public health throughout Afghanistan, thus enough attention, should be given to the medical colleges.

For this reason, we have published 60 different medical textbooks from Nangarhar, Khost, Kandahar, Herat, Balkh & Kabul medical colleges. Currently we are working on to publish 60 more different medical

textbooks, a sample of which is in your hand. It is to mention that all these books have been distributed among the medical colleges of the country free of cost.

As requested by the Ministry of Higher Education, the Afghan universities, lecturers & students they want to extend this project to non-medical subjects like (Science, Engineering, Agriculture, Economics & Literature) and it is reminded that we will publish textbooks for different colleges of the country which are in need.

As stated that publishing medical textbooks is part of our program, we would like to focus on some other activities as following:

1. Publishing Medical Textbooks

This book in your hand is a sample of printed textbook. We would like to continue this project and to end the method of manual notes and papers and publish each year 100 different textbooks for Afghan Higher Education Institutions.

2. Interactive and Multimedia Teaching

In the beginning of 2010, we were able to allocate multimedia projectors in the medical colleges of Balkh, Herat, Nangarhar, Khost & Kandahar. To improve learning environment the classrooms, conference rooms & laboratories should also be equipped with multimedia projectors.

3. Situational Analysis and Needs Assessment

A comprehensive need assessment and situation analysis is needed of the colleges to find out and evaluate the problems and future challenges. This would facilitate making a better academic environment and it would be a useful guide for administration and other developing projects.

4. College Libraries

New updated and standard textbooks in English language, journals and related materials for all important subjects based on international standards should be made available in the libraries of the colleges.

5. Laboratories

Each medical college should have well-equipped, well managed and fully functional laboratories for different fields.

6. Teaching Hospitals (University Hospitals)

Each medical college should have its own teaching hospital (University Hospital) or opportunities should be provided for medical students in other hospitals for practical sessions.

7. Strategic Plan

It would be very nice if each medical college has its own strategic plan according to the strategic plan of their related universities.

I would like to ask all the lecturers to write new textbooks, translate or revise their lecture notes or written books and share them with us for publication. We assure them quality composition, printing and free of cost distribution to the medical colleges. I would like the students to encourage and assist their lecturers in this regard. We welcome any recommendations and suggestions for improvement.

We are very thankful to the German Federal Foreign Office; German Academic Exchange Service (DAAD) for providing funds for 90 different medical textbooks and the printing process for 50 of them are ongoing. I am also thankful to Dr. Salmaj Turial from J. Gutenberg University Mainz/Germany, Dieter Hampel member of Afghanic/Germany and Afghanic organization for their support in administrative & technical affairs.

I am especially grateful to GIZ (German Society for International Cooperation) and CIM (Centre for International Migration &

Development) for providing working opportunities during the past two years in Afghanistan.

In Afghanistan, I would like cordially to thank His Excellency the Minister of Higher Education, Prof. Dr. Obaidullah Obaid, Academic Deputy Minister Prof. Mohammad Osman Babury and Deputy Minister for Administrative & Financial Affairs Associate Prof. Dr. Gul Hassan Walizai, the universities' chancellors and deans of the medical colleges for their cooperation and support for this project. I am also thankful to all those lecturers that encouraged us and gave all these books to be published.

At the end I appreciate the efforts of my colleagues Dr. M. Yousuf Mubarak, Abdul Munir Rahmanzai, Ahmad Fahim Habibi, Subhanullah and Hematullah in publishing books.

Dr Yahya Wardak

CIM-Expert at the Ministry of Higher Education, November, 2012

Karte 4, Kabul, Afghanistan

Office: 0756014640

Email: textbooks@afghanic.org

wardak@afghanic.org

Message from the Ministry of Higher Education

In the history, book has played a very important role in gaining knowledge and Science and it is the fundamental unit of educational curriculum which can also play an effective role in improving the quality of Higher Education. Therefore, keeping in mind the needs of the society and based on educational standards and new learning materials, new textbooks should be published for the students.

I appreciate the efforts of the lecturers of Higher Education institutions and I am very thankful to them who have worked for many years, and have written or translated textbooks. I also warmly welcome more lecturers to prepare textbooks in their respective fields. So, that they should be published and distributed among the students to take full advantage of them.

The Ministry of Higher Education has the responsibility to make available new and updated learning materials in order to better educate our students.

At the end, I am very grateful to the German Federal Foreign Office, the German Academic Exchange Service (DAAD) and all those institutions and its people who have provided opportunities for publishing medical textbooks. I am hopeful that this project should be continued and publish textbooks in other subjects too.

Sincerely,
Prof. Dr. Obaidullah Obaid
Minister of Higher Education
Kabul 2012

Book Name	Physical Principles of Diagnostic Instruments
Author	Prof. Mir M. Zaher Haidary
Publisher	Balkh Medical Faculty
Website	www.ba.edu.af
No of Copies	1000
Published	2012
Download	www.ecampus-afghanistan.org
Printed at	Afghanistan Times printing press

This Publication was financed by the German Academic Exchange Service (**DAAD**) with funds from the German Federal Foreign Office.

Administrative and Technical support by Afghanic organization.

The contents and textual structure of this book have been developed by concerning author and relevant faculty and being responsible for it. Funding and supporting agencies are not holding any responsibilities.

If you want to publish your text books please contact us:

Dr. Yahya Wardak, MoHE, Kabul, Afghanistan

Office 0756014640

Email wardak@afghanic.org

ISBN 978849280827-4

All rights are reserved with the author.

Printed in Afghanistan 2012



Balkh Medical Faculty

AFGHANIC

Prof. Mir M. Zaher Haidary

PHYSICAL PRINCIPLES OF DIAGNOSTIC INSTRUMENTS

DAAD Deutscher Akademischer Austausch Dienst
German Academic Exchange Service



2012

This document was created with Win2PDF available at <http://www.win2pdf.com>.
The unregistered version of Win2PDF is for evaluation or non-commercial use only.
This page will not be added after purchasing Win2PDF.

Get more e-books from www.ketabton.com
Ketabton.com: The Digital Library