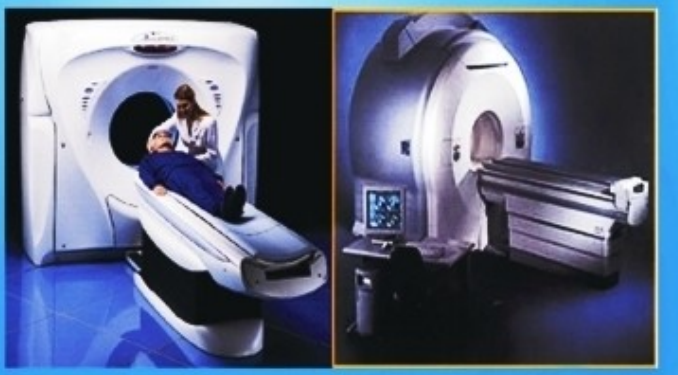
پوهنځی طب بلخ

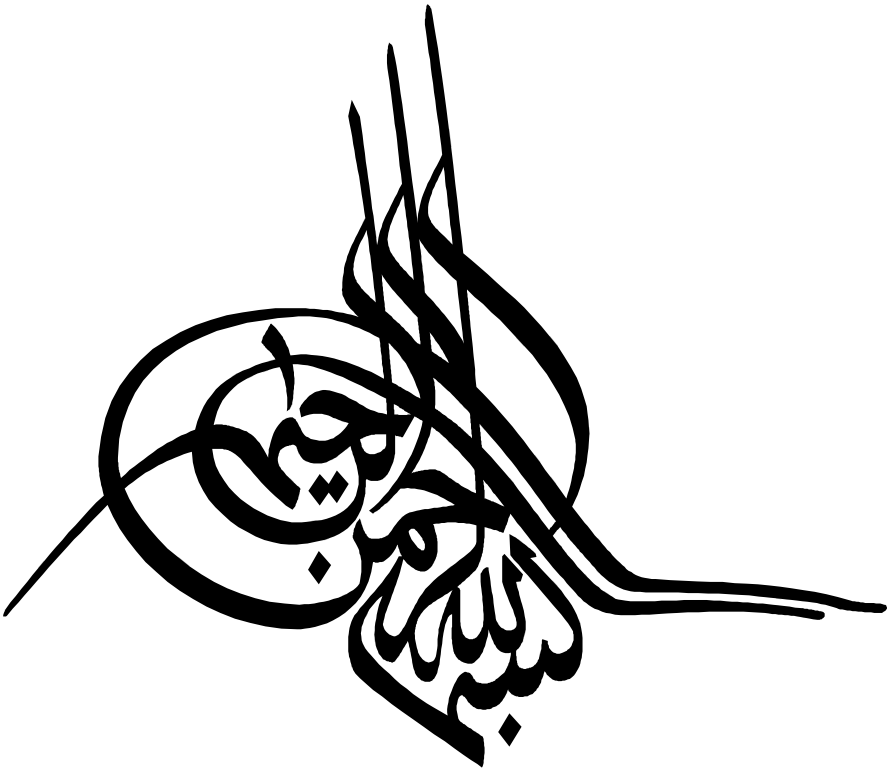
توضیح اساسات فزیکي وسایل تشخیصیه طبی

چاپ دوم



پوهاند میرمحمدظاهر حیدری

۱۳۹۱


بسم الله الرحمن الرحيم

توضیح اساسات فزیکی

وسایل تشخیصیه طبی

مولف: پوهاند میر محمد ظاهر حیدری

1391

اسم کتاب توضیح اساسات فزیکی وسایل تشخیصیه طبی
مؤلف پوهاند میر محمد ظاهر حیدری
ناشر پوهنځی طب بلخ
ویب 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 تخنیکی کتاب توسط موسسه افغانیک انجام یافته است.
مسؤلیت محتوا و نوشتن کتاب مربوط نویسنده و پوهنځی مربوطه میباشد. ارگان های کمک کننده و تطبیق کننده مسؤل نمی باشند.

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

آی اس بی ان 978849280827-4

تمام حقوق نشر و چاپ همرای 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 چا پ 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 دررشته 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 پوهنځی 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.

بااحترام

پوهاند دوکتور عبیدالله عبید
وزیر تحصیلات عالی
کابل ۱۳۹۱

چاپ کتب درسی برای پروگرام بهبود پوهنځی های طب

استادان گرامی و محصلین عزیز!

کمبود 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 پوهنځی های طب پوهنتون ها ی کشور را آغاز نمودیم وتا اکنون ۶۰ عنوان کتب درسی را چاپ نموده و به تمام پوهنځی 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 وعلمی 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 پوهنځی 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 زیادتر برای پوهنځی های طب جلب گردد.

تا به حال ما به تعداد 60 عنوان کتب مختلف طبی برای پوهنځی 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 پوهنځی های طب کشور توزیع گردیده اند.

به اثر درخواست وزارت محترم تحصیلات عالی، پوهنتون ها، استادن محترم ومحصلین عزیز در آینده می خواهیم این پروگرام را به بخش های غیر طبی (ساینس ، انجنیری ، زراعت و سایر بخش ها) و پوهنځی های دیگر هم توسعه دهیم و کتب مورد نیاز پوهنتون ها و پوهنځی 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 میخواهیم 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 کشورسالانه به تعداد 100 عنوان کتاب درسی چاپ گردد.

۲. تدریس با میتود جدید و وسایل پیشرفته

در جریان سال ۲۰۱۰ توانستیم در تمام صنوف درسی پوهنځی 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.

۳. ارزیابی ضروریات

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

۴. کتابخانه های مسلکی

باید در تمام مضامین مهم و مسلکی کتب به معیارهای بین المللی به زبان انگلیسی خریداری و به دسترس کتابخانه های پوهنځی 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 کدری
هر پوهنځی طب کشور باید دارای شفاخانه کدری باشد و یا در یک شفاخانه شرایط برای ترینینگ 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. بعدا 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.
ازمحصلین عزیز نیز خواهشمندیم که در امور ذکر شده با ما و استادان محترم همکاری نمایند.

از وزارت محترم خارجه آلمان ومؤسسه 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 وحمایت نمودند.
همچنان از همکاران محترم دفترهرکدام 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

پیشگفتتار

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، مصؤنیت، راحتی و بلا خره در جهت دریافت صحت وسلامتی استفاده به عمل می اید.

شفا خانه های کشور با الات و تجهیزات طبی که در تشخیص و تداوی مریضان از آن استفاده به عمل آید مجهز بوده وطبابت 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 اید 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 اگاهی از اساسات فزیکی دستگاه های تشخیصه طبی.
- جلو گیری از حوادث و مصؤنیت 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 اماده 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 فزیکی وسایل تشخیصه طبی

مقدمه:

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

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

موج یکی از طریق انتقال انرژی ازیک جای به جای دیگر است. موج انواع مختلف داشته اماطرز انتقال انرژی توسط همه آنها یکسان انجام میگرددو 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 مختلفه که امروز شامل طبابت گردیده است از قبیل، CT-Scann , MRI,Ultrasound و... امواج الکترو مقناطیسی کار برد دارد که اطبای کشور ما در کلینیک ها شخصی و رسمی استفاده مینمایند. بنا برین در ذیل با معرفی مختصر اصطلاحات و مفاهیم فیزیکی و با ساختمان و

طرز استفاده انها 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.
- طرزمصؤنیت و جلو گیری از حوادث درهنگام استفاده.

رعایت پرنسیپ های اساسی تخنیک بی خطر در اصول کار و هم چنان دربعضی موارد به اساس ضروت 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 فریکی در وسایل تشخیصه طبی و به هیج وجه کامل و پاسخگوی همه نیاز ها در ابعاد وسیع و گسترده درعرصه خدمات طبی نمیباشد. کسب معلومات بیشتر در غنا مندی مسلکی نیاز به معلومات و مطالعات بیشتر دارد که به مأخذ مراجعه شود.

فهرست مطالب

مقدمـــــه 1

فصل اول

اصطلاحات و مفاهیم پدیده های صوتی

1-1 اصطلاحات 3

2-1 سرعت صوت 6

3-1 ماورای صوت 6

4-1 پدیده های صوتی 7

5-1 شدت صوت 10

6-1 واحدات شدت یا توان صوتی 11

7-1 کاهش شدت صوتی 12

8-1 امپیدانس صوتی 13

9-1 کار برد صوت در بدن انسان 14

فصل دوم

ستاتسکوپ

1-2 ستاتسکوپ چیست 20

2-2 تاریخچه 20

3-2 اجزای ستاتسکوپ 22

4-2 اساسات فزیکی ستاتسکوپ 22

فصل سوم

الترسوند

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

فصل چهارم

داپلر

4-1	تاریخچه پدیده داپلر	56

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

فصل پنجم

لیتوترویپسی

1-5 تعریف لیتوترویپسی 62
2-5 تدابیر وقایوی درعملیه لیتوتریپسی 65
3-5 اختلاطات عملیه لیتوتریپسی 66

فصل ششم

اندوسکوپ

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

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

فصل هفتم

الکترو انسفالوگراف(EEG)

7-1 تاریخچه الکترو انسفالو گراف 101
7 - 2 ا لکترو انسفالوگرافی چیست ؟ 102
7-3 استفاده کلنیکی از الکترو انسفالوگراف 104
7-4 روش استفاده ازالکترو انسفالو گراف 105

5-7 الکترو میو گرافی 105

فصل هشتم

الکتروکاردیوگراف(ECG)

8-1 الکتروکاردیوگراف(ECG) 108
8-2 تاریخچهECG 108
8-3 فعالیت های برقی بدن 109
8-4 وسایل اندازه گیری پیام های برقی 113
8-5 موجهای ECG 114
8-6 روش کار برد E CG 115
8-7 فواصل و قطعه خط های نور مال 119
8-8 لید هایECG 121

فصل نهم

اشعه ایکسX-ray

9-1 اشعه کاتودیک و مشخصات آن 127
9-2 کشف اشعه ایکس 128
9-3 تولید اشعه ایکس 130
9-4 تیوب تولید اشعه ایکس 131
9-5 تیوب های تشخیصی و در مانی 135

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

فصل دهـــم

توموگــرافی

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

7-10 ویژه گی تصویر CT-Scan 198

فصل یازدهم

تصویر برداری با استفاده از ریونانس مقناطیسی(MRI)

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

فصل اول

اصطلاحات ,مفاهیم و پدیده های صوتی

1-1 اصطلاحات

موج چیست ؟

موج دراثرحرکت اهتزازی ماده تولید وانرژی حاصل ازمنبع اهتزازی راباخودحمل میکند . بحث ما روی امواج صوتی آغاز میگرددکه در مجموع این موج به اشکال ذیل ظاهر میگردد.

موج طولی:

هرگاه انتقال ذره حامل موج میخانیکی درجهت انتشار انجام گیرد ،موج طولی گفته میشود. این امواج شامل التراصوت، ا نفراصوت وصوت اند .

موج عرضی:

هرگاه حرکت ذرات ماده حامل موج به سرعت انتشار موج عمودباشد،موج عرضی نامیده میشود. تمام امواج الکترومقناطیسی، اهتزازات مایع ،X-ray و رادیو باوجودیکه امواج میخانیکی نیستند امواج عرضی اند.
امواج صوتی هم ازنوع امواج میخانیکی بوده امواج طولی اند. انتشار امواج صوتی درانساج بدن بصورت امواج طولی میباشد.

امواج سطحی:

بخش امواجیکه طولی و عرضی نمیباشند بنام امواج سطحی یاد میگردد . حرکت ذره به قشر نازک در سطح محیط انتقال دهندۀ امواج محدود میشود.

تعریف صوت:

عبارت از هیجانات یا اهتزازات میخانیکی اند که دراجسام جامد، مایع وگاز تولید شده وبه خارچ ازمنبع خویش باسرعت ثابت انتشار می یابد.

قوانین وتوسعه صوت بوسیله عالم بزرگ فیثاغورث(570-1600) صورت گرفت .

اهتزاز:

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

امپلیتود:

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

پریود:

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

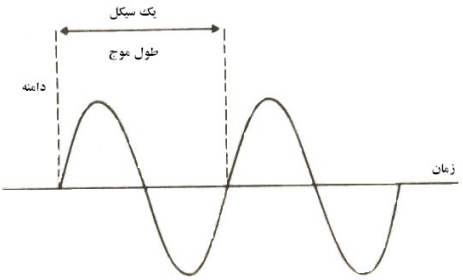
فریکونسی :

تعداد اهتزازات مکمل یک جسم درفی واحد زمان فریکونسی نامیده شده وبه هرتز(Hz) اندازه میگردد. بنابر تعریف، یک هرتز معادل یک اهتزاز است .

$$1\,Hz = 1\,0^{-3}\,KHz = 10^{-6}\,MHz = 10^{-9}\,GHz$$

طول موج :

فاصله ایکه موج دریک دورمکمل طی میکند، طول موج نامیده شده وبه (λ) نشان داده میشود طبق شکل (1-1) .



شکل (1-1) دامنه وطول موج

فاز:

هرگاه دوموج درزمان های متفاوت ازیک نقطه آغاز نشوند، گفته میشود که فاز متقاوت دارند یعنی بین شان تفاوت فاز وجود دارد.

1-2. سرعت صوت

فاصله ایکه صوت دریک زمان انتشار مینماید ، سرعت صوت نامیده میشود یعنی طی نمودن این فاصله دریک زمان راسرعت صوت گویند. مثلاً

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

$$V = \lambda\gamma \quad ....(1-1)$$

$$v = \sqrt{E/D} \quad .....(2-1)$$

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

درگازات خواص الستیکی مربوط به فشار است . بادرنظرداشت تغییرات حجم با تغییر فشار در پروسه ادیاباتیک این رابطه صدق میکند .

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

δ ثابت بوده قیمت آن مربوط به نوعیت گاز است. سرعت صوت درمحیط $v = \sqrt{\delta P/D}$ (4-1)

های مختلف درجدول (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 نمیباشد . از امواج ماورای صوت درطبابت برای تشخیص (سونوگرافی) وتداوی برخی از امراض استفاده میشود.

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

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

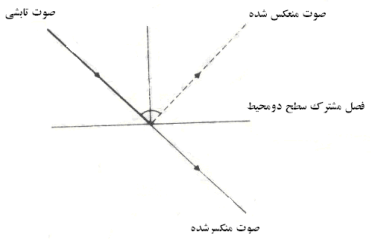
هوا	330	0.000150	استخوان جمجمه	4080	3,1
خون	1570	0.2	آب	1480	1
مغز	1570	0.9	کلیه	1561	0
شحم	1450	0.6	نسج	1540	0
ماهیچه	1590	2.3			

4-1 . پدیده های صوتی

- صوت نیزمانند نور وقتی که به سرحد مشترک دومحیط 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 غظلت دومحیط دارد شکل (12-2).
- اگر امواج صوتی به مانع برخورد کند قسمتی ازامواج انعکاس وقسمتی دیگر آن وارد محیط دوم میگردند. مانند برگشت (انعکاس) صوت ازقشرانساج بدن. پس نتیجه میشود که اگر امواج صوتی ازمحیط رقیق وارد محیط غلیظ گردد، قسمتی بیشتر امواج وارد محیط دوم میشود . مثلاً اگراین امواج از نسج نرم بدن وارد نسج استخوانی گردد، درینصورت تقریباً تمام امواج ، وارد نسج استخوانی میشوند. اگر ازمحیط غلیظ وارد محیط رقیق شوند، قسمت بیشتر آن درسرحد

محیط اول انعکاس میکند . بفرض اینکه اگر محیط اول انساج استخوانی ومحیط دوم انساج نرم باشد، امواج صوتی به انساج استخوانی برگشت پیدا می کند که اساس ایکوگرافی پژواک صوت است .[6و8]

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



شکل(1-2) نمایش پدیده هاي انعکاس

انعکاس (Reflection):

عملی متقابل که نخست مسؤول تشکیل تصویر صوت یا ماورای صوت میباشد انعکاس نامیده میشود. اگر یکدسته اشعه صوتی درجهت عمودی به فصل مشترک بزرگ هدایت شود، قسمتی ازآن ازفصل مشترک عبوروقسمتی ازآن برجهت عکس منعکس میگردد.

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

تداخل (Interference):

امواج صوتی درصورت هم فاز بودن دچارتداخل 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 ازهم ویا دورشدن ازمنبع صوت میباشد . درجه تفرق به اندازه منبع وابسته است . یک منبع کوچک باعث تفرق بزرگ میگردد. هرقدر فریکونسی صوت کمتر باشد خاصیت تفرق بیشتر وبرعکس آن ضعیف میباشد. [4 و6]

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 بطورمستقیم انرژی را از امواج صوتی میگیرد . سه فکتور بمقدار جذب اثرگذار است. لزوجیت ، زمان آسایش و فریکونسی .

لزوجیت (Viscosity):

لزوجیت یک محیط هدایت کننده به پیوستگی مالیکول های تشکیل دهنده آن بستگی دارد .لزوجیت زیاد اصطکاک داخلی مالیکول های درحال حرکت را افزایش میدهد، بناءً به جذب انرژی وتولید 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.

فریکونسی (Frequency):

درجذب صوت برعلاوه 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.

پراگنده گی (Scattering):

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

1- 5. شدت صوت انسان ها

شدت صوت را که درنتیجه اندازه اثرآن به گوش خود درک میکنند ، کیفتی است که بوسیله آن موج ضعیف وقوی را میتوان تعیین کرد.

از لحاظ فزیکی 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 دوایر متحدالمرکز درمحیط مادی منتشر میشوند، اگر نتوانیم آنها را دریک جهت مشخص هدایت کنیم شدت صوت به نسبت عکس جذر مربع فاصله کم میشود . ولی اگر صوت را دریک جهت معین هدایت کنیم ، دیگر این رابطه صادق نخواهد بود. که به اساس این خاصیت ستاتسکوپ ساخته شده است. [9و 17]

6-1. 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 ومنبع صوت محاسبه نمود ولی دربسیاری ازمقاصد لازم نیست که شدت مطلق یک موج صوتی را بدانیم . طوریکه میدانیم وسعت یا اندازه تغییر مکان ذرات تعیین کننده شدت صوت میباشد. برای ا ینکه بتوانیم ازمقایسه 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 تلیفون ابداع نمود که به لوگاریتم نسبت دوموج صوتی برابر است یعنی ؛

$$Log\ (I_1/I_2) = 1Bell$$

اگر شدت یک موج صوتی 10 برابرشدت موج صوتی دیگر باشد

$$Lo\ (I_1/I_2) = 1$$

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

$$1Bell = 10dB$$
$$1dB = 1Phon$$

صوت باشدت های مختلف کاربرد های متفاوتی طبی دارد که درجدول(1-2) نشان داده شده است.[9]

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

شدت به [W/Cm2]	موارد استعمال طبی (Medical Usage)

بزرگتر از10	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. بنابرین برای فرق محیط های مختلف ازیک ثابت کاهش صوت استفاده بعمل می اید . 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 (1-3) ضریب کاهش بیولوژیکی بعضی مواد نشان داده است [6,9].

جدول 1-3 ثابت کاهش بری مواد بیولوژیکی در فریکونسی $1MH_Z$[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

1-8. امپیدانس صوتی (acoustic impedance):

موج انرژی رابه صورت حرکی و پوتنسیل حمل میکند که در ین عملیه ماده انتقال نمی یابد . شدت انرژی صوتی وماورای صوتی به اندازه انرژی است که ازیک متر مربع دریک ثانیه میگذرد ،و به w/m^2 نشان داده میشود . برای یک موج ساکن مستوی اندازه شدت انرژی I ازمعادله ذیل بدست می ید.

$$I = \frac{1}{2}\rho C A^2 (2\Pi \nu) \ldots\ldots (5-1)$$
$$= \frac{1}{2}\rho C W^2 A^2 \ldots\ldots (6-1)$$
$$= \frac{1}{2} Z (AW)^z \ldots\ldots (7-1)$$

درمعادله (1- 5) , (4-1) ρ کثافت محیط ، C سرعت موج ، ν فریکونسی ، ω سرعت زاویوی و A دامنه اعظمی انتقال اتمها یا ذرات ازحال تعادل اند . درمعادله (1-7) ، $Z = \rho C$ ، 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 وسرعت ماوررای صوت درماده است . که این امپیدانس برای تعیین اندازه انعکاس ماورای صوت دریک فصل مشترک بکار برده میشود. فیصدی دسته امواج ماورای صوت که دریک فصل مشترک نسج انعکاس می یابد به امپیدانس صوتی هرنسج بستگی دارد .

واحد امپیدانس صوتی ریلز (Rayls) است.

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

.

1-9 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 نا هنجاری 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

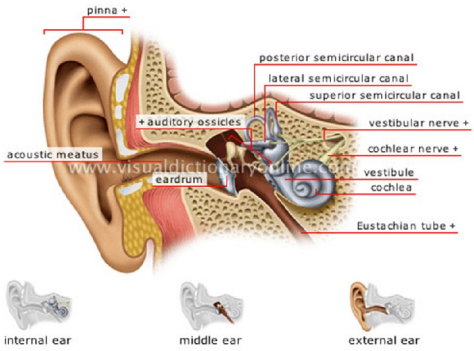
ساختمان این وسیله ارتباط انسانها با محیط، ازنظر خصوصیات ویژه اش به سه قسمت زیر تقسیم شده است چون :گوش خارجی ، گوش داخلی گوش وسطی که هر یک شامل اوصاف خاص اند .

گوش را در شکل (1-3) مشاهده نمائید .

1. گوش خارجی (Outer External Ear):

که شامل پکه گوش تا پرده صماخ اند . وظیفه اش جمع اوری امواج صوتی و انتقال ا ن 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 .

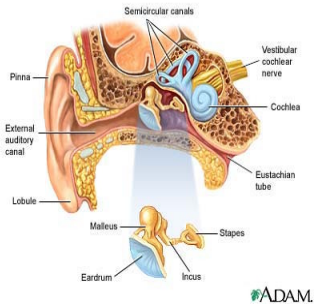
پرده گوش که حدود 0.1 ملی متر ضخامت دارد و سطح مقطع آن حدود 0.5 ملی متر مربع می باشد ، امواج صوتی را به استخوانهای گوش وسطی منتقل می کند .



شکل(1-3) ساختمان گوش

2. گوش وسطی(Middle Ear) :

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



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

شکل(1-4)گوش وسطی

3. گوش داخلی (Inner Ear):

بعد از گوش وسطی قرار داشته و از طریق دریجه بیضی (قاعده استخوان رکابی) به آن مربوط می شود که امواج ازینطریق وارد گوش داخلی می شوند . در گوش داخلی ساختمان های پیچیده استخوانی که حاوی مایع بنام کوکلیا (cochlea) که درحدود 8000 هادی گیرنده پلس ها الکتریکی از گوش وسطی را دارد، تحریک این اجزا ی مذکور و ارتباط آن با اعصاب شنوائی و اطلاعاتی ازقبیل فریکانس و شدت به این اعصاب داده می شودو 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 تغییرا ت فشار اتمسفیر به وحود امده

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 ، وتوانائی شنیدن بالاتر از ان را ندارد .گفته می توانیم که حساسیت گوش نظر به سن تغییر می کند .

گستره طِیف اصوات قابل شنیدن 20-20000هرتز 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 نا شنوا اند . افرادی که استانه شنوائی شان بیشتر از 55dbمی باشد از وسایل شنوائی برای شنیدن بهتر صوت استفاده نما یند .

اودیو متری (audiometry)

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

در یکی از روشهای اودیومتری استانه حس شنوائی را برای تمام فریکانسهای قابل شنیدن چه از راه هواو چه از راه استخوان تعیین می نمایند . اساس کار

چنان است که با شدت متغییر اصوات هماهنگی را ایجادمی کنند (فریکانس انتخابی را از 350-8000 هرتز به کار می برند و مریض به گوش این صدا را می شنود ، البته درعدم صدا های پارازیت در اتاق معاینه .) و به این طریق استانه شنوائی 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 شنوائی فرد بنا بر ضایعات کم شود ، برای تشخیص محل اسیب دیده شنوائی از ازمایش های استفاده بعمل می آیدکه مهمترین آن آزمایش رین(rein) ، ازمایش وبر(weber و ازمایش شوباخ (schwapch) می باشد .

در ازمایش رین میزان شنوائی از راه استخوان و هوا مقایسه می شوند ، بدین صورت که پنجه صوتی را به اهتزاز اورده و پایه آنرا به استخوان جمجمه و دندانهای فک قرار می دهند به محض نشنیدن مریض پنجه صوتی را بدون اینکه دو باره به اهتزاز اورند به فاصله 2 سانتی متر گوش مریض می برند . درینصورت اگر مریض از شنیدن صوت اطمینان داد ،رین او مثبت وعیب گوش مریض در گوش داخلی ویا عصب شنوائی 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 وسمبولی به اندازه ستاتسکوپ بانام طبیب قرین نیست . این وسیلۀخیلی ساده که در شنیدن اصوات تولید شده دربدن انسان (اساساً قلب وشش ها) طبیبان ونرسان راکمک می نماید که یک وسیله مهم کلینیکی شمرده میشود. عملیه شنیدن بوسیله ستاتسکوب بنام Auscultation بمعنی نظارت تشخیص بر اصوات ایجاد شده دراعضای بدن یاد میشود.

2-2 . تاریخچه :

درقرن هجدهم برای اولین بار استفاده از طبل دربدن انسان به عنوان یک وسیله تشخیص گزارش شده است. درسال 1761 ال . لوئن بروگر1 کتابی کوچکی بنام "درباره دق قفسه سینه " منتشر کرد. او طی هفت سال باطبل (دق) سینه مریضان درقسمت های مختلف، صوت های گوناگون تولید کرد وکتاب فوق حاصل این مشاهدات کلینکی است. باید گفت که لوئن بروگر موسیقدان وپدرش هوتل دار بود. احتمالاًاو تکتیک طبل رااز طبل کردن بشکه های شراب پدرش آموخته وباگوش های آشنا به موسیقی به تفسیر پرداخته بود. بروگر درکتاب خود تکتیک طبل را تشریح کرده است که در بخشی ازکتاب آمده است . " صوت ایجاد شده از ین طریق دریک سینه سالم ، همانند صوت

1 - L. Auenbragger

خفه شده ی است که ازیک طبل یا پوشش ضخیم پشمی یا پوششهای دیگر تولید میشود. او صوت های تولید شده ازسینه افراد بیمار وسالم را بررسی کرد. بروگر خاطر نشان میسازد که بااستفاده ازطبل توانسته است سرطان های وجود، حفره ای غیر طبیعی دریک ارگان و بیماری های دیگری راکه درآنها مایع درمنطقه سینه انباشته میشود تشخیص دهد. وبا کالبد شکافی بیماران، بسیاری از تشخیص های خود راثابت کند. [30.14]

تاسال های قبل از 1818 شنیدن آوازهای قلبی وشش هاازطریق تماس با دست (Percussion) وگذاشتن گوش بصورت مستقیم بالای سینه مریض صورت میگرفت که این عمل ازچندین جهات معقول وپسندیده نبود بخصوص درجوامع اسلامی ومذهبی بیشتر به عکس العمل ها مواجه و سبب ناراحتی مریض وطبیب میگردید. درسال 1818 آر.تی.اچ لینک2 به اساس یک انگیزه تصادفی این مفکوره درفکرش خطورکرد که صوت از منبع توسط واسطه مادی انتقال می یابد . وی یک صفحه کاغذ را به شکل استوانه آورده یک سرآن رابه گوش وسردیگرش رابه سینه مریض قرار داده آوازه های قلبی را شنید. به اساس این تجربه ، لینک کارش را تعقیب وتکمیل نموده استوانه چوبی بطول 30cm، قطر داخلی 1cm وقطر خارجی 7.5cm ساخت وآن را ستاتسکوب نامید.

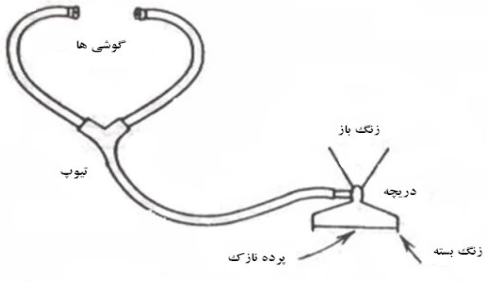
3-2 . اجزی مهم ستاتسکوب

R.T.H.Laennc -2

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

- تیوب ستاتسکوب
- وسیله ارتباطی باگوش
- پرده نازک

درشکل (2-1) نشان داده شده است .



شکل (2و1) ساختمان ستاتسکوپ

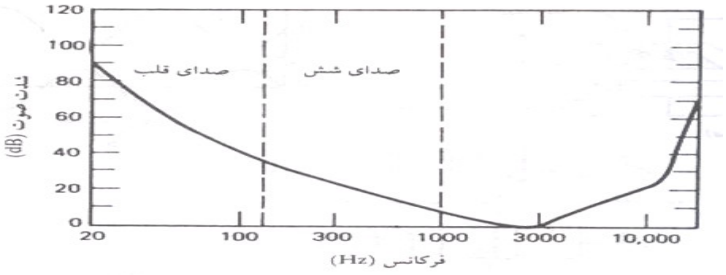
2-4 . اساسات فزیکی وطرز استفاده از ستاتسکوب

بل (Bell) که داری ساختمان قیف مانند است زمانیکه بالای پوست بدن قرار میگیرد جریان هوا را مانع شده اهتزازت صوتی راکه ازسینه بوسیله جلد بطرف تیوپ ستاتسکوب وبدنیوسیله به گوش انتقال میدهد. چون جلد بدن دارای فریکونسی ذاتی اند، امواج صوتی را از داخل به خارج انتقال داده ومانند اهتزاز ازیک تار یاسیم کنترول میگردد. بلندی آواز باقرار دادن صفحه ستاتسکوب باز بروی سینه به فشار کم ویا زیاد وبزرگی صفحه ستاتسکوب ارتباط دارد. هرگاه ستاتسکوب به سینه محکم قرار داده شود، آواز فریکونسی

های بلند را ودرصورت بزرگی صفحه ستاتسکوب آوازهای فریکونسی کوچک راشنیده میتوانیم .بناءً باتغییر دادن بزرگی صفحه ستاتسکوب وبه فشار قرار دادن آن رنج شنیدن آوازهای قلب وشش 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 آوازهای که دارای فریکونسی بلند اند شنیده میشوند.

در شکل (2-1) گراف رنج آوازهای قلبی وشش ها نشان داده شده است .[14]



شکل (2-2) گراف رنج آواز هاي قلبي. (9و14)

درشکل (2-2) دیده میشود که اکثر آوازهای قلبی دارای فریکونسی پائین اند، یعنی درمحدوده ی قرار میگرند که حساسیت گوش ناچیزاست . بصورت نارمل توسط ستاتسکوب ازقلب دو آواز شنیده میشود.

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

و ابهرشنیده میشود . این آواز ها شبیه Lapو Dap هستند . اگر تعداد آوازهای Lap و Dap دریک دقیقه حساب شود سرعت ریتم قلب تعیین میگردد. ستاتسکوب به طول های25cmوقطر 0.3cm بحیث ستاتسکوب ستندرد قبول شده وازآن استفاده بعمل می آید و اشکال مختلف تجارتی دارد .[13] 18.14

فصل دوم

ستاتسکوپ(Stethoscope)

2-1 . ستاتسکوپ چیست ؟

هیچ وسیله وسمبولی به اندازه ستاتسکوپ بانام طبیب قرین نیست . این وسیلۀخیلی ساده که در شنیدن اصوات تولید شده دربدن انسان (اساساً قلب وشش ها) طبیبان ونرسان راکمک می نماید که یک وسیله مهم کلینیکی شمرده میشود. عملیه شنیدن بوسیله ستاتسکوب بنام Auscultation بمعنی نظارت تشخیص بر اصوات ایجاد شده دراعضای بدن یاد میشود.

2-2 . تاریخچه :

درقرن هجدهم برای اولین بار استفاده از طبل دربدن انسان به عنوان یک وسیله تشخیص گزارش شده است. درسال 1761 ال . لوئن بروگر3 کتابی کوچکی بنام "درباره دق قفسه سینه " منتشر کرد. او طی هفت سال باطبل (دق) سینه مریضان درقسمت های مختلف، صوت های گوناگون تولید کرد وکتاب فوق حاصل این مشاهدات کلینکی است. باید گفت که لوئن بروگر موسیقدان وپدرش هوتل دار بود. احتمالاًاو تکتیک طبل رااز طبل کردن بشکه های شراب پدرش آموخته وباگوش های آشنا به موسیقی به تفسیر پرداخته بود. بروگر درکتاب خود تکتیک طبل را تشریح کرده است که در بخشی ازکتاب آمده است . " صوت ایجاد شده از ین طریق دریک سینه سالم ، همانند صوت

---

1 - L. Auenbragger

خفه شده ی است که ازیک طبل یا پوشش ضخیم پشمی یا پوششهای دیگر تولید میشود. او صوت های تولید شده ازسینه افراد بیمار وسالم را بررسی کرد. بروگر خاطر نشان میسازد که بااستفاده ازطبل توانسته است سرطان های وجود، حفره ای غیر طبیعی دریک ارگان و بیماری های دیگری راکه درآنها مایع درمنطقه سینه انباشته میشود تشخیص دهد. وبا کالبد شکافی بیماران، بسیاری از تشخیص های خود راثابت کند. [30.14]

تاسال های قبل از 1818 شنیدن آوازهای قلبی وشش هاازطریق تماس با دست (Percussion) وگذاشتن گوش بصورت مستقیم بالای سینه مریض صورت میگرفت که این عمل ازچندین جهات معقول وپسندیده نبود بخصوص درجوامع اسلامی ومذهبی بیشتر به عکس العمل ها مواجه و سبب ناراحتی مریض وطبیب میگردید. درسال 1818 آر.تی.اچ لینک4 به اساس یک انگیزه تصادفی این مفکوره درفکرش خطورکرد که صوت از منبع توسط واسطه مادی انتقال می یابد . وی یک صفحه کاغذ را به شکل استوانه آورده یک سرآن رابه گوش وسردیگرش رابه سینه مریض قرار داده آوازه های قلبی را شنید. به اساس این تجربه ، لینک کارش را تعقیب وتکمیل نموده استوانه چوبی بطول 30cm، قطر داخلی 1cm وقطر خارجی 7.5cm ساخت وآن را ستاتسکوب نامید.

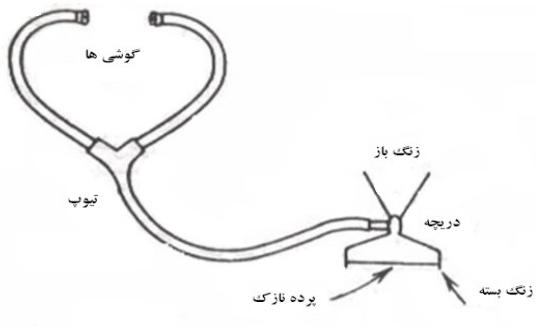
3-2 . اجزی مهم ستاتسکوب

R.T.H.Laennc -2

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

- تیوب ستاتسکوب
- وسیله ارتباطی باگوش
- پرده نازک

درشکل (2-1) نشان داده شده است .



شکل (2و1) ساختمان ستاتسکوپ

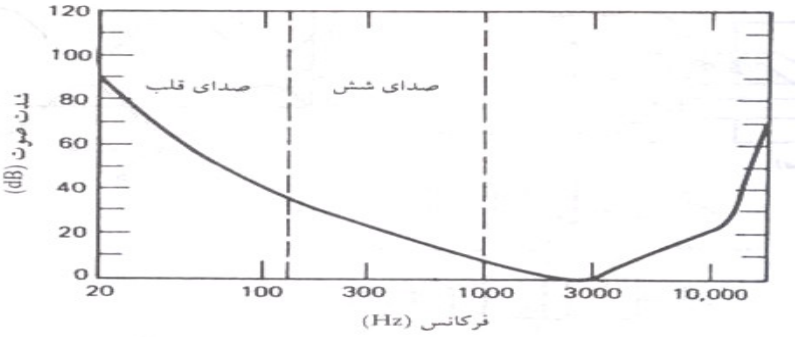
2-4 . اساسات فزیکی وطرز استفاده از ستاتسکوب

بل (Bell) که داری ساختمان قیف مانند است زمانیکه بالای پوست بدن قرار میگیرد جریان هوا را مانع شده اهتزازت صوتی راکه ازسینه بوسیله جلد بطرف تیوپ ستاتسکوب وبدنیوسیله به گوش انتقال میدهد. چون جلد بدن دارای فریکونسی ذاتی اند، امواج صوتی را از داخل به خارج انتقال داده ومانند اهتزاز ازیک تار یاسیم کنترول میگردد. بلندی آواز باقرار دادن صفحه ستاتسکوب باز بروی سینه به فشار کم ویا زیاد وبزرگی صفحه ستاتسکوب

ارتباط دارد. هرگاه ستاتسکوب به سینه محکم قرار داده شود، آواز فریکونسی های بلند را ودرصورت بزرگی صفحه ستاتسکوب آوازهای فریکونسی کوچک راشنیده میتوانیم .بناءً باتغییر دادن بزرگی صفحه ستاتسکوب وبه فشار قرار دادن آن رنج شنیدن آوازهای قلب وشش 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 آوازهای که دارای فریکونسی بلند اند شنیده میشوند.

در شکل (2-1) گراف رنج آوازهای قلبی وشش ها نشان داده شده است .[14]



شکل (2-2) گراف رنج آواز هاي قلبي. (9و14)

درشکل (2-2) دیده میشود که اکثر آوازهای قلبی دارای فریکونسی پائین اند، یعنی درمحدوده ی قرار میگرند که حساسیت گوش ناچیزاست . بصورت نارمل توسط ستاتسکوب ازقلب دو آواز شنیده میشود.

سیستولیک (Systolic) که در اثر بسته شدن دسامات دهلیز ها و بطن ها بوجود میاید.دیاستولیک (Diastolic) دراثر بسته شدن دسامات شریان ریوی و ابهرشنیده میشود . این آواز ها شبیه Lapو Dap هستند . اگر تعداد آوازهای Lap و Dap دریک دقیقه حساب شود سرعت ریتم قلب تعیین میگردد. ستاتسکوب به طول های25cmوقطر 0.3cm بحیث ستاتسکوب ستندرد قبول شده وازآن استفاده بعمل می آید و اشکال مختلف تجارتی دارد .[13] 18.14

فصل سوم

التراسوند (Ultrasound)

3- 1 . التراسوند چیست؟

التراسوند (ماورای صوت) عبارت ازاهتزازات میخانیکی درمحیط مادی اند که با فریکونسی بیشتر از $20KH_z$ انتشار می یابد ویا امواج صوتی که فریکونسی آن بیشتر از 20KHz بوده وانسان قادر به شنیدن آن نبوده اما بعضی حیوانات قادر به شنیدن این امواج اند . چنانچه سگ تا فریکونسی $40\ KH_z$ وپروانه هاتا 75KHzرا می شنوند. فریکونسی ν امواج التراسوند بزرگ وطول موج λ شان کوچک میباشد زیرا ؛

C سرعت نور درمحیط مورد نظراست. به اساس $\lambda = \frac{C}{\nu}$ این فارمول برای امواج $20KH_z$طول موج درهوا 16.5mm ودرآب 7.5mm و درفولاد22.5mm میباشد.

برای امواج$1KH_z$طول موج درهوا 0.33mm ، درآب 1.5mm ودر فولاد 3.5mm اند. علت این کوچک شدن موج پدیده های تفرق، افزایش وقابلیت جهت دادن (Duectivite) اند. [6و16و32]

پدیده التراسوند مانند اشعه ایکس یک پدیده موجی است ،اما امواج التراسوند از امواج الکترومقناطیسی شامل x-ray ودیگر امواج متفاوت اند. دسته بندی صوت به اساس فریکونسی درجدول (3-1) نشان داده شده است .[4 و9]

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

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

امواج صوتی کمتر از 20Hz را مادون صوت (انفراصوت) مینامند. این امواج بوسیله پدیده های طبیعی مانند زلزله وتغییرات فشار اتمسفیر بوجود می آید وقابل سمع نمی باشند. اما عوارض ازقبیل سردردی واختلاطات 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 .[4و6]

3 - 2 . تاریخچه التراسوند

درسال 1876 میلادی فرانسیس گالتون برای اولین بار به وجود امواج التراسوند آگاه شد. درجریان جنگ جهانی اول انگلستان برای جلوگیری ازغرق شدن کشتی های شان توسط زیر دریا های کشور آلمان دراقیانوس شمالی دستگاه کشف کننده زیر دریائی رابه کمک امواج صوتی یا سونار[5] (SONAR) ابداع نمود . این دستگاه امواج اولترا سوند تولید می نمود که درپیدا کردن مسیر کشتی استفاده می شد. این تکتیک درزمان جنگ جهانی دوم تکمیل وبعداً طورگسترده مورد استفاده قرار گرفت.

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

جی ویلد درسال1951 بانشان دادن اینکه التراسوند قادر به تمیز انساج سالم ومرضی میباشد درمقام پیش گامان قرار گرفت. [4و30]

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

---

1 - SONAR(Sound NArigation and Ranging [5]

میگردد که در آن بااستفاده از التراسوند اعضای داخلی بدن وعضلات ازنظر شکل، جسامت وحالت غیرنارمل فزیکی انسان مطالعه میگردد. ازین روش در سویدن درسال 1953 دردانشگاه لوند توسط کاردیولوجست ها هریک انگی ادلروکارل هلموت هرتز پسر گاستف لودیک هرتز 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 دوطبیب استعمال ودرسال 1954 این تحقیقات انجام یافت . [4و14]

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 دیگراین موجودات با گوش خود می بینند؛ اما صداهای که گوش انسان آنها را درک نمی کند .او آنها را اولتراسوند (فراصوت) نامید.

روش اول : درسال 1876 گالتون نخستین کسی بودکه درتولید این امواج پیش قدم گذاشت وبوسیله شپلاق قادر به تولید امواج التراسوند گردید. چون فریکونسی اصوات حاصله برای تشخیص وتداوی طبی کافی نیست کاربرد طبی ندارد.

روش دوم: استفاده ازخاصیت مگنتواستریکسیون (magnetostricton) است. این خاصیت در مورد مواد فیرو مقناطیس تحت تأثیر ساحه مقناطیسی بوجود میآ ید. مواد مذبور در ین ساحه تغییر طول

میدهند و بسته با فریکونسی جریان متناوب به نوسان میآید و میتواند امواج التررا صوت تولیدنماید. درین روش نیز فریکونسی تولید شده درطب قابل استفاده نیست.[33,18]

روش سوم: تولید امواج التراسوند بااستفاده ازخاصیت پیزوالکتر یسته[6] است، که این روش درسال 1880 توسط پاریس ژکویس (Pirres Jacques) بمیان آمد، مهمترین طریقه است که درطبابت مورد استفاده قرار گرفته و تا اکنون به قوت خود باقیست .این خاصیت ابتدا درکوارتز کشف شد ولی بلورهای دیگر ی مانند تارترات گالیم وسودیم که سرامیک های مصنوعی اند نیز داری این خاصیت هستند استفاده میشود .[3و13و26]

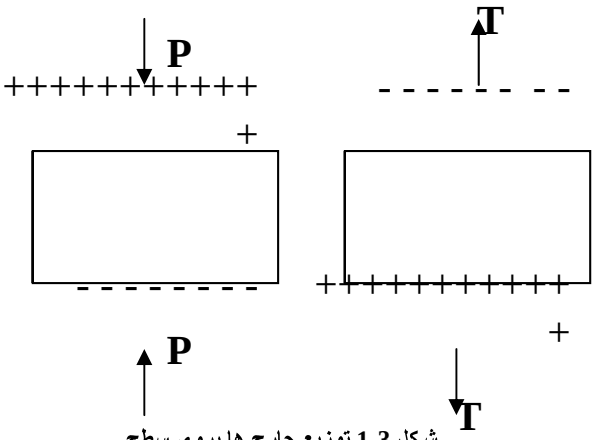
4-3 .روش پیزوالکتریسته

دریک بلور کوارتز که شکل طبیعی آن منشور مسدس القاعده است که بدوهرم ختم میشود ،وخطی که رؤس این دو هرم راباهم وصل می نمایند محور نوری کوارتز نام دارد. اگر از یک بلور کوارتز تیغه ی عمود برمحوری نوری آن بریده شود وسپس تیغه متوازی سطوح عمود بریکی ازمحور های 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.

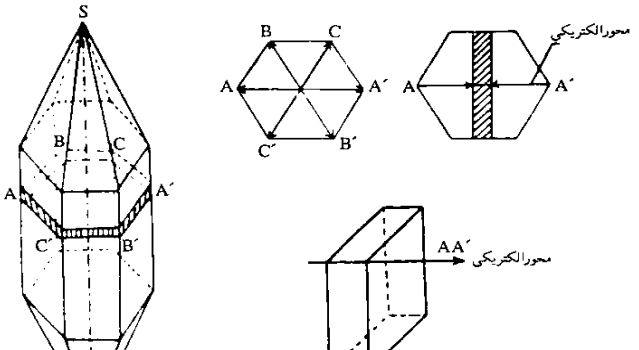
Pieso بمعنی فشرده است. در طبعیت موادیکه دارای درجه سختی بلند اند دارای همین خاصیت میباشد مانند کرستل کوارتز [8و33]

سازند .آن گاه آن را در دوصفحه فولادی قرار داده ودو انجام صفحات به یک منبع برق به فریکانس بلند وصل گردد طبق شکل (3-1) بلور مذکور درامتداد محور الکتریکی خود به انقباض وانبساط درمی آید وفریکونسی اهتزازات حاصله همان فریکانس منبع جریان است .



شکل 3-1 توزیع چارچ ها بروي سطح مسطحه

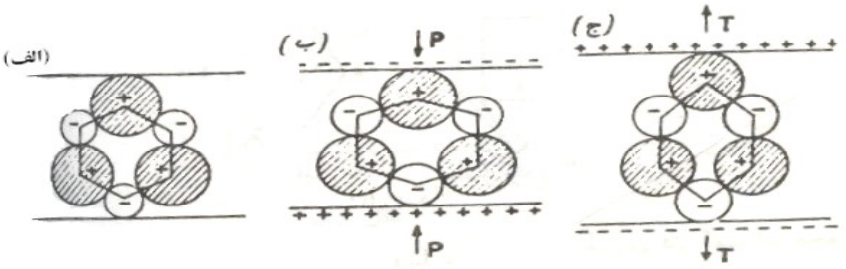
اگر فشار روی صفحه تیغه بلوری درامتداد محور الکتریکی A Á شکل (3-1) وارد کنیم روی دوسطح چارچ های برقی مساوی باعلامت مخالف Q+ و Q– ایجاد میشود، واگر یک کشش وارد کنیم پدیده معکوس میشود. طبق شکل (3-2).



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

$$\delta = Kp \ldots\ldots \quad (1\text{-}3)$$

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



شكل (3-3) مقتطع بلور كوارتز داراي ساختمان شش ضلعي

انتخابی دارد. مقطع بلور کوارتزSIO_2 که داری ساختمان شش ضلعی است طبق شکل (3-3).در روابط اشتراکی بین Si و O_2 الکترون ها مشترک اند وبیشتر توسط O_2 جذب میشوند ، بطوریکه این رابطه دارای مشخصات یک رابطۀ قطبی بوده سلیکان بصورت چارچ مثبت واکسیجن بصورت چارچ منفی است .

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

شکل (3-3ج) 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

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

D قدرت اتحاد کننده وe چارچ الکترون میباشد بناءً پوتنسیل خازن مساویست به

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

برای اینکه تنها یک موج بتواند حرکت رفت وآمد در دوسطح بلوررا انجام دهد باید فاصله بین دوسطح نصف طول موج آن باشد.

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

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

بُعد بحرانی یک بلور پیزو الکتریک کلفتی آن است . هربلور داری یک فریکونسی ریزونانس طبیعی است که به کلفتی آن مربوط میباشد . انتقال انرژی عظیمی بین حالت میخانیکی وبرقی درزمانی که کلفتی بلور نصف طول موج التراصوت یا ضریب ثابت آن باشد رخ میدهد. مساوات که این اوصاف رابیان میکند عبارت از

τ کلفتی بلور (Sone grapt) است .

با درنظرداشت معادله (3-2) و(3-3) معادله (3-4) مساویست به

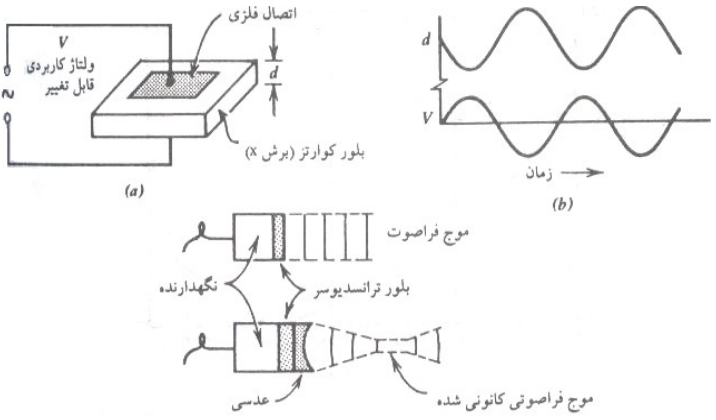
$$V = \delta S.\frac{e}{DS} = \frac{e\delta}{D} ..(5-3)$$

بادرنظر داشت معادله (3-1) 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 تصوری از مقدار این اختلاف پوتنسیل داشته باشیم میتوان گفت که این تیغه بلور کوارتز به ضخامت یک سانتی متر و اختلاف پوتنسیل درحدود 5.3Volt ایجاد میکند، درصورتیکه تحت تاثیر یک اتمسفیر (1at) فشار قرار گیرد.

بنابرین میتوان کوارتز را برای کشف واندازه گیری فشار های ثابت یا متغیر بکار برد. توضیح روابط فوق درشکل (3-3) نشان داده شده است .



شکل(3-4) روش یک کرستل کوارتزی در تولید التراسوند

بنابرین، عمل متقابل میخانیکی وقوه برقی رادریک محیط اثر پیزوگویند . فشردن برخی از بلورها در راستای خاص بلور قوه برقی ایجاد میکند وبرعکس در دوانجام بلور اختلاف پوتنسل ودرهمان ر استا باعث فشرده گی وانبساط آن

میگردد، ویاعبارت دیگر تغییربعدی درآن به وجود می آورد . میتوان گفت که تغییر پولرایزسیون برقی دریک بلور باعث تغییر الستکی بلورشده واین تغییر باعث دی پولرایزسیون آن میگردد. اثر پیزوالکتریسته تنها دربلورهای که داری تقارن مرکزی نیستند وجود دارد . جهتی که درآن کشش یافشار پولرایزیشنی به موازات قوه وارده پدید می آورد ، محور پیزوالکتریکی بلورنامیده میشود وموادی داری این ویژه گی راموادپینروالکتریک میگویند . بلور کوارتز ازین دسته مواد اند واز نخستین اجسامی اند که این ویژه گی درآن کشف گردیده واکنون هم برای تولید امواج التراسوند بکار برده میشود. شکل (12-6).موادیکه مانندکوارتز انرژی برقی رابه میخانیکی وبرعکس انرژی میخانیکی رابه انرژی برقی تبدیل میکند بنام پروپ (Probe) یا تراسدیوسر (Transducer) مینامند .[4و7]

5-3 . دستگاه مؤلد امواج التراسوند

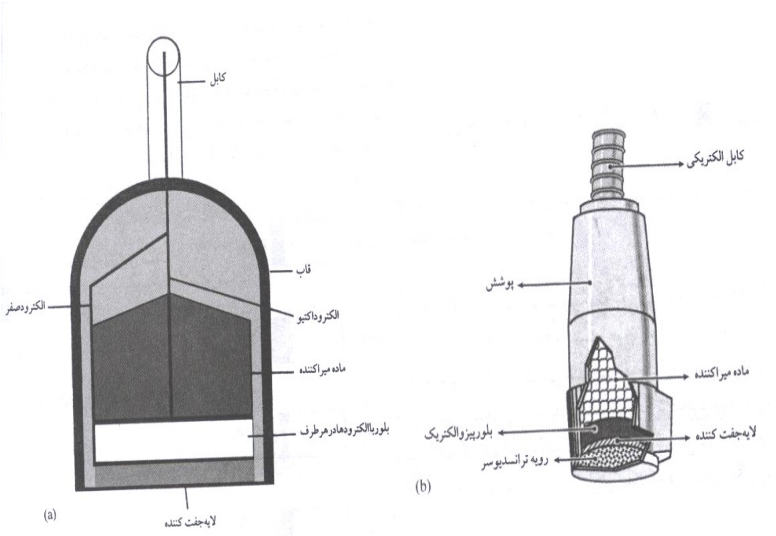
این دستگاه عمدتاً از سه بخش اصلی تشکیل گردیده است که قرار ذیل اند .

- منبع تولید جریان فریکونسی بلند ، که در داخل یک محفظه قرار داشته و برای تولید امواج بکار میرود .
- میزکنترول ،که عبارت از صفحه ایست که کلید ها و همه وسایل تنظیم و کنترول شدت وزمان و ... در آن نصب است .

- منبع اهتزازات امواج التراسوند، که در قسمت انتهای 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 کرستال پیزوالکتریک میباشد که مهمترین قسمت دستگاه است .[4]

6-3 ترانسدیوسر وانواع آن

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

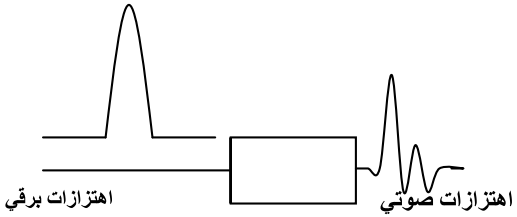


شکل (3-5) شیماي ترانسدیوسر

میدهد. هرترانسدیوسر بیک فریکونسی ریزونانس، نوسان دارد. هرقدر کرستل نازکترباشد فریکونسی های که درآن نوسان مینماید بالاترخواهد بود .در شکل

(3-6) تولید موج التراسوند نشان داده شده است . در کرستل کوارتز به ضخامت2.85mm فریکونسی ریزونانس 1MHz است

.فریکونسی های که درساحه طبابت استفاده میگردد درحدود1 - z 5MH میباشد



شکل (3-6)تولید موج التراسوند

جدول3-2 ترانسدیوسر مورد استفاده روز . [8]

ترانسدیوسر	تولید میکند	از
التر ا صوت	انرژی میخانیکی	الکتربسته
توستر	حرارت	//
موتور اتومات	حرکت	نفت
چراغ	نور وحرارت	الکتربسته
ژنراتور	الکتربسته	حرکت
تلویزون	نوروصدا	امواج الکترومقناطیسی
لودسپیکر	صدا	الکتربسته
میگروفون	الکتربسته	صدا

قلب ترانسدیوسر ، بلور پیزوالکتریک یاعنصر ترانسدیوسر میباشد. مواد بلوری بسیاری (کوارتز، نیوبات لیتوم ، سؤلفات لیتیوم ومواد سرامیکی تیتانات

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

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

- ترانسدیوسراستوانوی(Cylindrical): برای سکن گیری و تداوی بکار میردد.
- ترانسدیوسر پهن (flat) : صفحه مانندبوده برای آزمایشات طویل مانند مطالعات جنینی درطول زایمان استفاده میگردد.
- ترانسدیوسرگره ی (Per vascular) : مانند حلقه یاگره ی اطراف ورید وشریان را میگیرد ، درهنگام جراحی برای اندازه گیری شدت جریان خون نصب میگردد.
- ترانسدیوسرکتیترمانند (Catheter tipped) : برای ارسال بداخل رگهای خونی یامجرای ادرار . مثلاً برای شکستن سنگ گرده استفاده بعمل می ید.
- ترانسدیوسر تنفسی (Aspiration): داری سوزن مخصوص بیوپسی اند که بوسیله آن درهنگام ورود سوزن درمحل ضایعه سونوگرافی بعمل می ید .
- ترانسدیوسر کرستلی یا مولتی کرستل : این ترانسدیوسر حداقل 64 عدد کرستل دارد که برای سکن به هنگام (Real time scanning) که حرکات اناتومیکی اعضا راثبت میکند بکار میرود.[5 و7]

3- 7 . موارد استعمال طبی التراسوند

پس ازجنگ جهانی دوم انجینیران طبی ، فنونی برای استفاده از التراسوند درتولید تصاویری که درتشخیص های طبی ارزش دارد بوجود آوردند . اصولاً یک منبع التراسوند ، امواجی از ضربان های صوتی درفریکونسی حدود 1- 5MHz رابداخل بدن می فرستند . بااستفاده اززمان لازم انعکاس ضربان ها، میتوانیم به اندازه ساختمان ها واعضای مختلفه بدن که درمسیر امواج التراسوند قراردارند اطلاعات بدست آوریم [14].

درهنگام استفاده از التراسوند درتشخیص باید همیشه تعادل میان تحلیل وتجزیه (Resolution) وقدرت نفوذیه(Penetration) برقرار گردد.با درنظرداشت بنیه مریض (چاقی ولاغری) وموقعیت ساختمان مورد مطالعه ، درتناسب این دوفکتورتغییر وارد گردد. طورمثال دراشخاص چاق از فریکونسی 2.5MHzبا قدرت نفوزیه زیاد دراشخاص لاغر اطفال ازفریکونسی بلند 7MHz داری Resolution عالی استفاده گردد. از التراسوند درطب بدو هدف ذیل استفاده بعمل می ید. [9،14]

1- تشخیص

ازامواج التراسوند درتشخیص ضایعات ومعاینه داخلی بدن استفاده میگردد. اساس کاربه این اصول استوار است، امواج صوتی بوسیله ترانسدیوسرهای مناسب بداخل اعضا فرستاده شده کیفیت امواج منعکسه تحت بررسی قرار میگیرد. به این طریق از روی تغییرات آن نوع وضایعه را تشخیص میدهند. ازین

روش برای مطالعه اجسامی خارجی تمورهای چشم ، اعضای داخل شکم ، لگن خاصره ، تخمدان ، موجودیت طفل طبیعی وغیرطبیعی دربطن مادر، مطالعه جمجمه ، سرطان های مغز، گرده ها، خصیه ها وصدر به شریط ذیل معین وتشخیص میشوند:

- جنین به فریکونسی درحدود 7-12MHz
- اعضای عمیق (گرده ها کبد) به فریکونسی 1-6MHz
- چشم به فریکونسی 10 MHz
- خصیه ها وتیروئید 7MHz
- مریضان لاغرواطفال 5MHz
- حوصله وبطن 3MHz واعضای عمیق 1.5MHz ضرورت دارد .[5و،6 24،]

2- تداوی

از امواج التراسوند بیشتر در تداوی موارد ذیل استفاده بعمل می آید .

- تشدید موضیعی جریان خون تسریع فعالیت میتابولیکی یک ناحیه ی ازبدن .
- تسکین درد وبرطرف نمودن سپاسم عضو .
- ترمیم انساج زخم های ناشی از تاثیرات شعاع .
- پاک کردن دندان ها .
- پارچه نمودن سنگ های مجرای ادرار، سنگ صفرا وی ومواد اصلی داخل انساج .

در مواردی که سطح عضونامنظم باشد (مفاصل) ویا به فشار حساس ویامحل 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 نظررا 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 وبه 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 وتصویر گیری ازیک نسج ثابت

میتود A سکن A- scan (Amplitude Modulation)

A-.mode (Amplitude modulation)

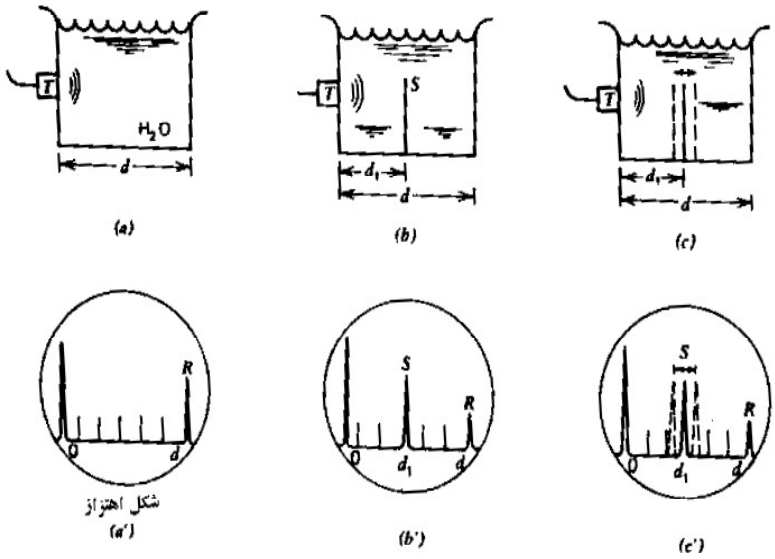
برای بدست آوردن عمق ساختمان جسم ، دسته امواج التراصوت را به جسم فرستاده و زمانی را که این امواج به سطوح مختلفه جسم برخورد نموده وامواج

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. [11و14 ،16]

روش A-Scan بطور شیمانیک در اشکال (12-11) نشان داده شده است .

درشکل 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 (3-7) شیماي A-Scen

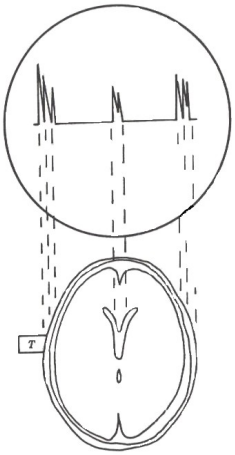
با درجه بندی کردن این مقیاس با استفاده از اندازه سرعت صوت در آب از جدول (3-3) میتوان زمان زیاد شده را به فاصله تبدیل کرد.

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

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

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

بااستفاده ازالتراسوند 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 درمکان 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 التراصوت به ناحیه ظریفی ازجمجمه اندکی بالای گوش ارسال و پژواکها از ساختمان های مختلف درون کاسه سر روی اسیلوگراف پدیدار میشود. شکل (3-8)



شکل (3-8) روش A-Scan براي مشخص کردن خط وسط مغز

از ین شیوه ها غالبأبرای مقایسه پژواکهای راست وچپ و تشخیص انحراف در ساختارخط وسطی مغز استفاده میشود .وجود سرطان در یک طرف مغز ، خط وسطی را به سمت مقابل منحرف میسازد . بطور کلی این تغییربیش از سه ملی متردر اشخاص بالغ و یا دو ملی متر در اطفال طبیعی نیست .

3-9. موارد استعمال A-scan

یکی از مواردداستعمال 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 ین مورد از فریکونسی های20 MHz استفاده میشود . این فریکونسی در تشکیل تصویراز چشم باقدرت تفکیک بهتر است ، زیرا درچشم 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 میتودB-scan یاB-mode تصویر های دو بعدی از قسمت های مختلف بدن حاصل میگردد . این میتود مشابه A-scan بوده تنها درین میتود ترانسدیوسر حرکت میکندکه 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 ترانسدیوسر در نقطه ی از بدن، تعدادنقاط روشن و تاریک در امتداد یک خط تشکیل میشود .

موارد استعمال میتودB-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

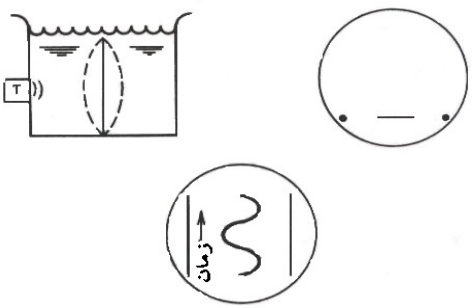
برای بدست آوردن معلومات در مورد حرکت در بدن توسط الترا صوت دو روش ذیل بکار میرود .

1- M-scan

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

2-روش داپـــلر (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 ترانسدیوسرثابت است و همانند B-scan صدا ها بصورت نقطه پدیدار میشود . شکل (3-9).



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 التراصوت 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 دیگرساختمان های آن معلومات بدست می اید .همچنان بدینوسیله جمع شدن ماده بلورائیدرا در کیسه

های دیوار خارجی اطراف قلب وشش ها تثبیت می نمایند. [14]

3 -10کاربرد امواج فراصوت

1. کاربرد تشخیصی (سونوگرافی)

2. در بیماریهای زنان و زایمان (Gynocology) 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. یاایکوانسفالوگرافی

4. بیماریهای چشم (ophthalmalogy) 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 اندازه‌گیری ضخامت انساج نرم در حفره‌های دهانی.

8. این امواج به علت اینکه مانند تشعشعات ایونیزان عمل نمی‌کنند. بنابرین برای زنان و کودکان بی‌خطر می‌باشند.

9. کاربرد درمانی (سونوتراپی)

10. کاربرد گرمایی

با جذب امواج فراصوت بوسیله بدن بخشی از انرژی آن به گرما تبدیل می‌شود. گرمی موضعی حاصل از جذب امواج فراصوت بهبودی را تسریع می‌کند. قابلیت کشسانی کلاژن (پروتئینی ارتجاعی) را افزایش می‌دهد. کشش در scars (اسکار=جوشگاه های زخم) افزایش می‌دهد و باعث بهبود آنها می‌شود. اگر اسکار به

شکل (4-4) معاینه با التراسوند

باانساجهای زیرین خود چسبیده باشد، باعث آزاد شدن آنها می‌شود.
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 ثیرات فزیولوژیک را بار میآورد.اندازه ا ین تأثیرات به فریکونسی و امپلیتود صوت بستگی دارد .در شدت های بسیار کوچک که به منظور تشخیص از آن استفاده میشود (بین توان وسطی $0.01W/Cm^2$ و توان اعظمی $20w/cm^2$) هیچ تأثیر زیان آورمشاهده نمیگردد .با افزایش توان، الترا صوت در تداوی استفاده میشود .التراصوت بمنظور عامل حرارتی بیک توان متمادی نزدیک به $1W/Cm^2$ میتواند مانند یک عامل گرم کننده عمیق عمل کند . انساج بدن به توان $10^3W/Cm^2$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 بین1- $10W/Cm^2$بوده و

فریکونسی در حدود 1MHz است .طوریکه قبلاً ذکر شد تغییر امپلیتود در توان $1W/Cm^2$ در نسج در حدود 10^{-6} cm و فشاراعظمی 15at است .خاطر نشان باید ساخت که تغییراز فشار اعظمی به اصغری در مسافه نصف طول موج صورت میگیرد .مثلاًبرای موج 1MHz درنسج $\lambda/2=7mm$ است . دریک دسته امواج التراسوند با شدت $35\ W/Cm^2$ 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 آردکافیست تا رابطه کیمیاوی شان را بشکند . امواج التراصوت شدید میتواند آب را به H_2و O_2تجزیه و مالیکول های DNA را پاره کند .در توان های $10^3W/Cm^2$توسط امواج التراسوند، محراقی تخریب انساج انتخابی در عمق دلخواه امکان پذیر است .بنابرین محدودیت در شریط استفاده برای تداوی سرطان ها به تحقیقات بیشتر نیاز دارد .

12- 3 خواص عمومی امواج التراصوت

1- ضربه: این موج درحد فاصل دومحیط مادی که از لحاظ وزن مخصوص وجنس 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 دراثر کم شدن فشار وبه علت وجود گازهای

محلول ، حباب های کوچک در ظرف ظاهر میشود. این حباب ها حرکت میکنند وبوسیله چشم قابل رویت هستند و به اثرشگافتن شان مقدار انرژی تولید میشود.

3- ایجاد حرارت: در نتیجه جذب انرژی واهتزاز مالیکول ها حرارت تولید میشود.بنابرین درسونوگرافی برای جلوگیری از تولید حفره وفشار باید در توان های پائین کارکرد.

خواص کیماوی : از زمره خواص کیمیاوی 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 ومیخانیکی آنهاست .بطور کلی انتقال امواج به بدن به سبب اهتزازات سریع مالیکلول ها میشود. این اهتزازات بر عروق شعریه وعروق لمفاوی اثر میگذارد وخاصیت 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 کیمیاوی و بیولوژیکی ظاهر میگردد . [4،2]

13-3 .مقایسه التراصوت باراديوگرافی

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

ترتیب اطلاعات مربوط به ساختمان داخلی بدن بطور عمده از ین انعکاس ها بدست میاید . گاهی از قسمت عبورموج ازانساج نیز درتشخیص استفاده میکنند.

دررادیو گرافی یا تصویر برداری شعاع، از اطلاعات بدست آمده از عبور اشعه X استفاده میکنند.التراصوت جای تصویر بر داری 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 .مثلاًدر مورد استخوان و انساج و یا با ایجاد کانتراست مصنوعی با دادن غذا باریم را بطور مصنوعی وارد بدن نموده و به رادیولوجست امکان میدهد که این نقایص را مشاهده کند . در کاملترین شکل از تصویر گیری با اشعهX 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 وتراکم های مختلف باشد و تنها لازم است که ساختمان محیط تغییر کند تا انعکاص صورت گیرد .بدین طریق برعکس تصویر بر داری با x-ray انواع

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

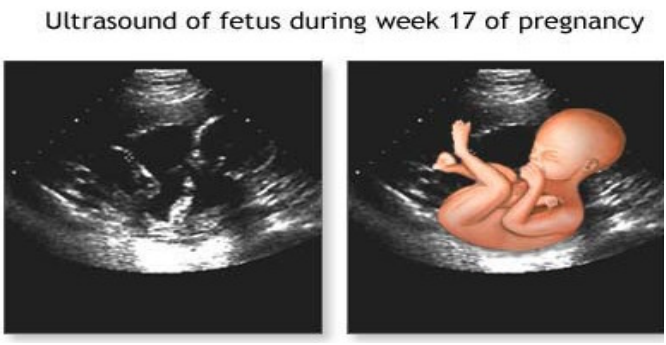
رادیوگرافی(شعاع یون ساز)عبارت از اثر طولانی مدت و بسیارکوچک و غیر قابل انکار آن بروی قسمتی از جمعیت جهان میباشد. [14و15]

14-3 .خطرات سونوگـرافی

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 میایند باعث ایجاد خالیگاه های داخل نسجی گردیده فضای دیگر اعضا را تنگ تر میسازد [8و14و28] شکل(4-5)



شکل (4-5)معاینه طفل در داخل رحم

فصل چهارم

داپلـــــــر

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 تردارد.این پدیده نخستین مرتبه در سال 1842توسط 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 ومشاهده کننده بستگی دارد . داپلر تصوری ازین نداشت که اصول وی شامل فن طبابت گردد . تا دهٔدوم قرن بیست استفاده ناچیز و عملی از اصول داپلر صورت گرفت . تصادم کشتی تیتانیک با یک کتله بزرگ یخ ، در سال 1912توجه 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 وسایلی که سرعت ستندرد خون را اندازه گیری می نمود توسط

فرانکلن[7] .روشمر[8] ،بوهر[9] و همکارانش انکشاف یافت .این دستگاه به اساس پدیده داپلرکه سمت سرعت یک جسم متحرک ، مانند خون را تعیین می نمود استوار بود .[2و6و31]

4- 2 . اثر داپلـر (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 زمانیکه به عیین فاصله از شخص دور میشود اوج صدای الارم بسیار ضعیف میباشد . این تغییرات صوت و مشاهده آن را که در حرکت باشد اثر دوپلر مینا مند .

4-3 . معادله داپـلر

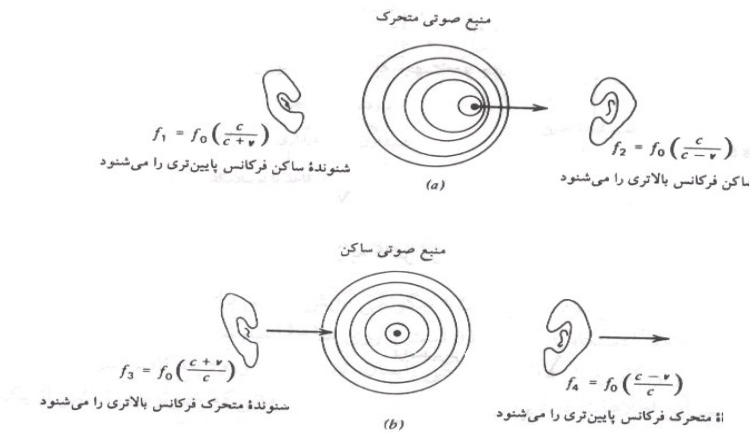
فریکونسی تغییر داپلر مساویست به تفاوت فریکونسی فرستنده و فریکونسی تشعشعی باز گشت کننده به ترانسدیوسر یعنی ،

$$\nu D = \nu R - \nu 0 \rightarrow ...(1-4)$$

νD تغییر داپلر ، νR تشعشی باز گشت 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 v_D ، منفی است .وقتی که یک منبع صوت بافریکونسی 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 زمانیکه شنونده به منبع صوت نزدیک و یا از آن دور میگردد فریکونسی صوت به تر تیب بیشتر و کمتر میگردد .شکل (4-1 ب) . هنگام حرکت منبع صوت بطرف شنونده و یا نزدیک شدن شنونده به منبع ، امواج صوتی فشرده میگرددو از ین 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 ؛

$$\nu D = \nu T \quad (2U/T) \quad ....(2-4)$$

νT فریکونسی ترانسدیوسر است .

$$U = \frac{\nu_{D} \cdot}{2} T \cdot \nu_{T} \quad .....(2-4)$$

4-4 زاویه داپلر

با استفاده از تکتیک داپلر میتوان سرعت اجسام متحرک یا مایعات داخل بدن مانند خون را دانست .زمانیکه یک دسته امواج متمادی الترا صوت به کره ویات خون که در شر یان جریان دارد میرسد،درین حالت چون کر ه ویات خون در جریان است ،از منبع دور گردیده و موجی که به کریوات مذکور میرسد داری فریکونسی نسبتآ 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

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

تنها برای چنین حرکتی موازی محور ، دسته شعاعی الترا صوت 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 التر ا صوت با جهت جریان میسازد . در ین حالت تغییر فریکونسی داپلر مساویست به

$$\nu D = \nu T \ (\ 2U/T)\ \text{cosin}\ \theta \ldots (\ 4\text{-}\ 4\ )$$

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

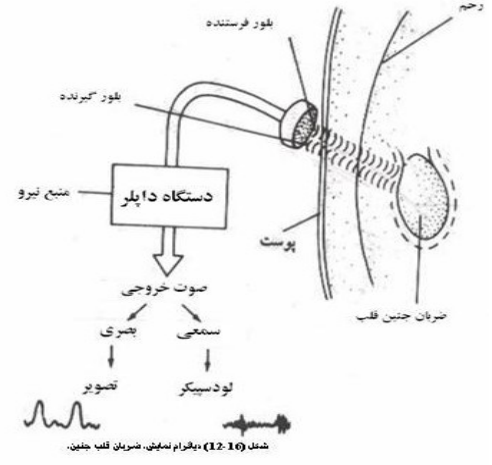
جدول 4-1 اندازه زوایای کوساین برای زوایای داپلر. [6]

زاویه داپلری(θ)		cosin θ	
0			1,000
15			0,966
30			0,866
45			0,707

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

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

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



شکل(4-3)دیاگرام ضربان قلب

فصل پنجم

لیتو ترویپسی

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 لیتوترپسی 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، مانندلیتو تریپسی .

شکل (5-1) شیماي ماشین لیتوتروپسي [23].

در لیتو تریپسی چند چیز خاص بکار برده شده است که مهمترین آن دو چیز است .

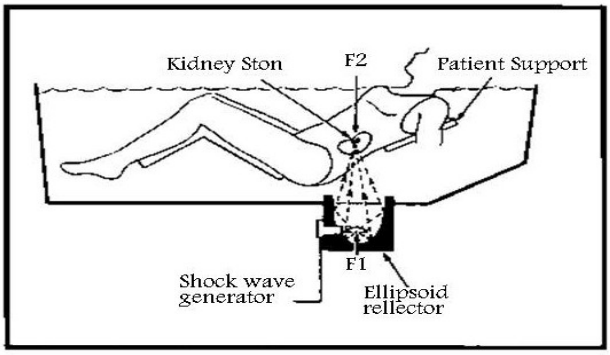
فلوروسکوپی:

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

امواج صوتی :

زمانیکه ولتاژ برق بالا تر از 15-20هزار ولت برسد امواج صوتی تولید میشود . این امواج صوتی توسط خازن ها ذخیره شده بعداًبه 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 مینا مند .ریفلکتور آله ایست که به الکترود رسیده آن را هدف قرار میدهدوجای که سنگ گرده توسط عملیه فلوروسکوپی هدف قرارگرفته اصابت میکند .امواج بعد از فوکس به هدف نهایت باریک شده شکل سوزن را بخود میگیرد وبه 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 معیین جهت تابش امواج صوتی در شکل(5-2) نشان داده شده است.

لیتوتریپسی 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 اجرامیگردد نظر به



شکل (5-2) دیاگرام پوزیشن مریض هنگام لیتو ترپسي

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 ترزیقات عملیات جلو گیری میشود
- بدون بستر شدن پروسه لیتو تریپسی اجرا میگردد .
- مریض میتواند به فعالیت های یومیه بپردازد .
- هیچ نوع امواج برقی در جریان اجری 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 لو جست ها با ید 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 ادراربه سادگی خارج نمیگردد، درین حالت باید یک تیوب که شکل J را دارد قبل از اجرای لیتوتریپسی داخل طرق بولی گردد .
- در هنگام لیتوتروپسی به وضعیت قرارگرفتن مریض در تحت عملیه دقت لازم بعمل اید .بهتر است در وقت لیتوتریپسی اززنزد مریض مواد و اشیای اضافی دور ساخته شود .
- قبل از لیتوتریپسی اندازه و موقعیت سنگ در گرده ،مثانه و احلیل بدقت توسط التراسوند (سونوگرافی) ویا X-ray تعیین گردد .
- - در شب پیش از تداوی با لیتوتروپسی باید بعد از نیمه شب غذا و آب نه نوشد .
- -در حالاتیکه سنگ ها ی پارچه خارج نمیگردد ، باید 10 تا 12 گیلاس آ ب روزانه بنوشد .
- بعد از لیتوتریپسی باید اسپرین و ایبوپرو فین برای 7-12روز گرفته نشود .
- از نوشیدن چای سیاه و قهوه اجتناب شود .
- رژیم غذای معین را تعقیب نماید .
- تمرین های خفیف را انجام دهد .

5 -3 . اختلاطات عملیه لیتوتریپسی

در انجام عملیه لیتوتریپسی در بعضی حالت اختلاطات ذیل به مشاهده میرسد .

- بعضاُسنگ 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 ندرتاُاین 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 تشحیصی 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 وScope 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

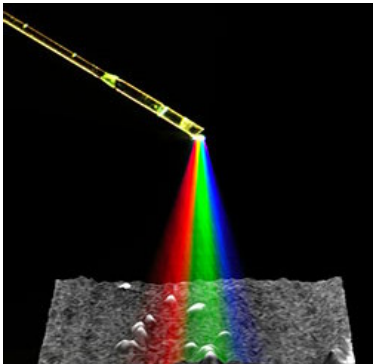
❖ از طریق مجرا های طبیعی مانند دهن ، رکتوم یا شق های جراحی روی اجواف داخلی بدن .

اندوسکوپهای اولیه فقط از چند ین 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 داری دوربین‌های ویدیویی نیز می‌باشند که تصاویر را می‌توان بطور مستقیم از یک مانیتور (تلویزیون) مشاهده نمود. این اندوسکوپ ها همچنین داری تیوب های برای سکشن یا کشیدن مایع داخل معده به خارج، فرستادن هوا به داخل معده و بادکردن آن و عبور دادن وسایل خاصی برای نمونه‌برداری (مقطع گیری ، یا بیوپسی) نیز می‌باشند.

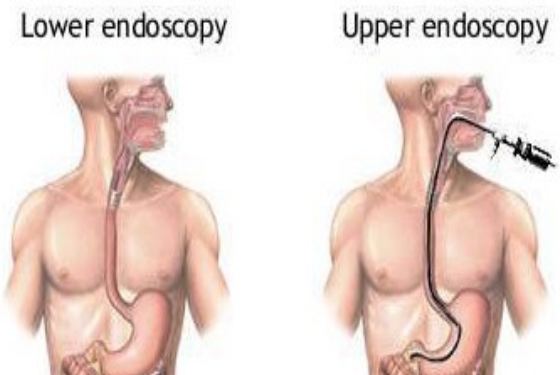
2-6 ساختمان اندوسکوپ

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



3-6 اندوسکوپی

اندوسکوپی عملی است که بوسیله اندوسکوپ قسمت های داخلی بدن معاینه میگردد. یا بعبارت دیگر اندوسکوپی یا دیدن داخل بدن ، عمل رؤیت داخل بدن با مقاصد طبی است با دستگاهی اندوسکوپ . حفره‌ها و راه‌گاه‌های داخل بدن امکان استفاده از دستگاه اندوسکوپ را برای معاینه طبی داخل بدن فراهم کرده‌است. اصول کار اندوسکوپی استفاده از یک آ ئینه و نور بازتابیده‌است.
که به اساس پدیده انعکاس کلی کار می نمایدمیباشد.
در شکل (6-2) صورت استفاده از اندوسکوپ نشان داده شده است.



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

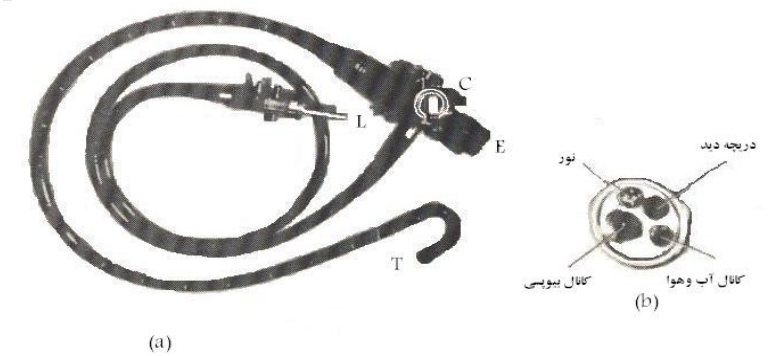
با توجه به اینکه به طور طبیعی داخل حفرات و اعضای داخلی بدن تاریک است و قابل مشاهده نیست، در انتهای داخلی اندوسکوپ یک منبع نوری قوی گذاشته می‌شود تا فضای داخلی اعضا را روشن کند و به این ترتیب امکان مشاهده ساختمان‌های داخلی را فراهم آورد.

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

تیوب اندوسکوپ باریک و بدو نوع ساخته شده است

- تیوب قابل انحنا (flexible)
- تیوب سخت وراست (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(6-3) شیماي اندوسکوب

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

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

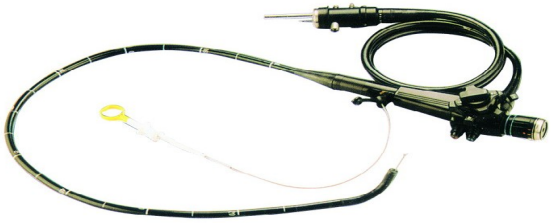
6-4 انواع اندوسکوپ

اندسکوپ نظربه خصوصیات تیوب آن دونوع میباشد :

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 (6-4) نشان داده شده است.



شکل (6-4) 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 میباشد. همین خاصیت تیوب است که میتوان نواحی دورتر عضورا معاینه نمود.شکل (6-5)

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

شکل (6-5) اندوسکوپ

6- 5. 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 شگاف نواحی مذکور انجام میشودکه بعداز 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 بلندتراز 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 موضیعی اما بعضی به بیهوشی عمومی ضرورت دارند. در ابتدا مریض به بستر خوابانده شده سپس دردهن مذکور وسیله mouth-guard گذاشته میشودتا 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 وقسمت 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 سیرتیوب از نواحی مختلف عکس برداری می نماید. مهمترین کاریکه درین عملیه انجام میشود گرفتن 1-3 ملی متر مقطع ازنواحی مشکوک برای مطالعات بیوپسی است.

تداوی EGD:

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

خطرات EGD:

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

6- 6 . برانشسکوپی (Bronchoscopy)

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

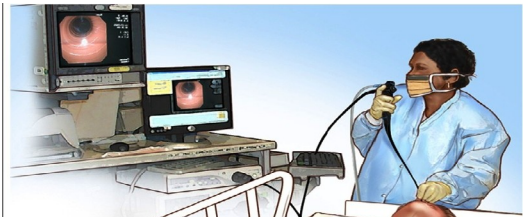
- ابنارملینی های جهاز تنفسی
- اخذ نسج نمونه برای مطالعات بیوپسی ازنواحی التهابی جهاز تنفسی.
- ارزیابی خونریزی های جهاز تنفسی .

روش Bronchoscopy:

درحدود نیم الی یک ساعت قبل از برانشسکوپی برای مریض ادویه Antioanxietyday که مسکن خفیف وضد تشنجی به مریض توصیه میشود تا ترشحات را مانع شود.

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

تیوب اندوسکوپ نوع دوم (قابل انحنا) را ازطریق دهن یا بینی مریض درحالت نشسته یا خوابیده داخل گردد طوریکه ابتدا درقسمت ابتدائی طروق تنفسی رشته های صوتی وبعداً شزن (Tiachea) وبه تعقیب قصبه (Brachious) . درجریان عبور تیوپ اندوسکوپ از نواحی مختلف تصویر برداری گردد. درصورت دریافت ساحه غیر نارمل از ساحه مقطع نسجی برای مطالعه بیوشیمی اخذ میشود.

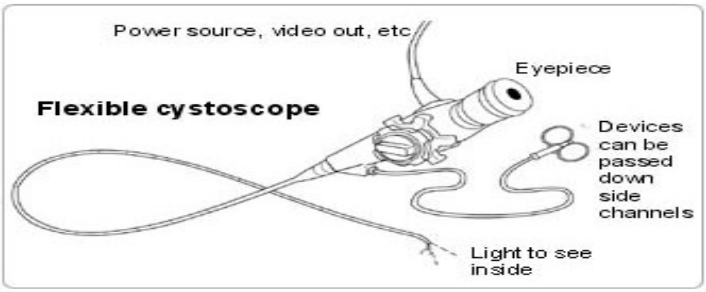


خطرات :

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

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)



شکل (6-6) اندوسکوپ که از راه بینی وارد. بدن میشود

اما در روش عملیاتی ازطریق سیستوسکوپی بی هوشی عمومی استفاده میکنند.
سیستوسکوپی درحالات ذیل توصیه میشود:

- انتانات پی درپی جهاز تناسلی
- موجودیت خون در ادرار
- از دست دادن کنترول مثانه
- پیداشدن حجرات غیرمعمول درمسیر ادرار
- بندش ادرار ازاثر بزرگ شدن غذه پروستات.
- نموی غیرطبیعی مانند سرطان هاو پولیپ.

سیستوسکوپی مانند سایر اندوسکوپی 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. سیستوسکوپی درجنس مذکر ومؤنث با بیهوشی موضیعی ولی با سیستوسکوپی سخت بابی هوشی عمومی صورت می پذیرد. [2, 31]

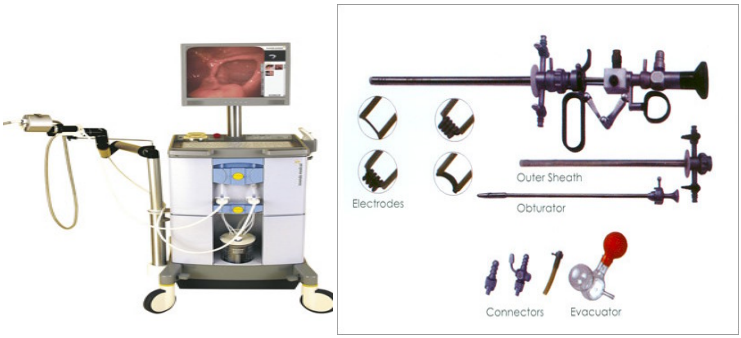
8-6. روش سیستوسکوپی

برای اجرای عملیه سیستوسکوپی مراحل ذیل رعایت گردد .

- ابتدا مریض به عقب خوابانده شده بیهوشی موضیعی تطبیق میشود.
- انجام تیوب سیستوسکوپی به نرمی داخل احلیل تامثانه فروبرده میشود. زمانیکه تیوب ازطریق پرستات داخل مثانه میگردد، مریض احساس ناراحتی شدید می کشد.
- برای دیدن واضح جدار مثانه بنام Sterile (که شامل آب Salene ومحلول نمک اند) از طریق سیستوسکوپی داخل مثانه فروبرده میشودتامثانه را منبسط سازد. این روش اندوسکوپی درچند دقیقه انجام میشود. اما درحالات 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.

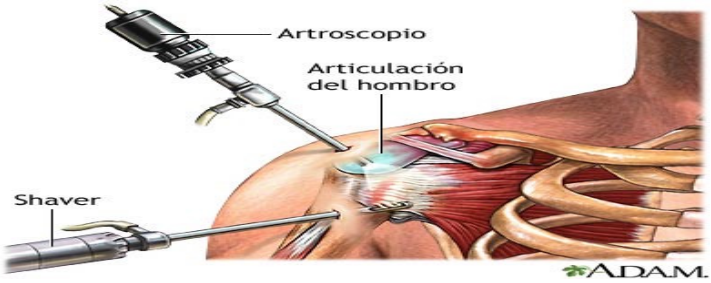
بعد از انجام معاینات درمدت زمان اجرای اندوسکوپی مریض ممکن است درجریان ادرار سوزش احساس نماید ویا یکمقدار خونریزی داشته باشد .

اندوسکوپ‌های خاصی هم وجود دارند که از مقعد وارد می‌شوند و بخش‌های مختلف روده بزرگ را قابل مشاهده می‌سازند. به این اندوسکوپ‌ها، کولونوسکوپ می‌گویند 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)



شکل (6-7) اندوسکوپ های که از راه

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(6-8)مفاصل را با همین روش مورد مشاهده قرار داد. شکل (6-8).

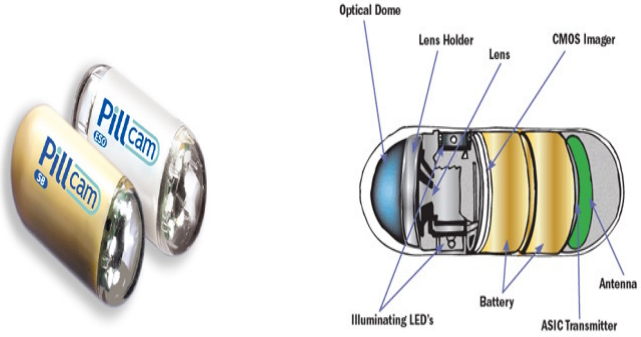


شکل (6-8) اندوسکوپ هاي براي معاينه

6-9 کپسول یا دوربین خوراکی

کپسول اندوسکوپی (M2A)برای اولین بار در آگوست 2001 تعریف شد. این کپسول از یک دوربین بی سیم 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، رادیوترانسمیتر و باتری است. بیمار به راحتی می تواند آن را ببلعد 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 واکمن به مچ دست یا یک کمربند 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 مدلM2Aplus ، یک نرم افزار دارد که یک گزارش گرافیکی از دستگاه هضمی بیمار می دهد، با جایگذاری اطلاعات، طبیب 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 درروده 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 طبیب متخصص است که می‌تواند مشخص کند باید از چه نوع اندوسکوپی برای بیمار استفاده شود. سعی کنید تصمیم‌گیری درباره این مسائل را به طبیب خود محول کنید اما بعضی از اندوسکوپی ها باید به طور منظم و در فواصل زمانی مشخص تکرار می‌شوند. از این قبیل کولونوسکپی‌ها به آلونوسکوپی (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 داکترخود اطلاع دهید؛ چرا که داکتران به منظور پیشگیری از انتقال این بیماری‌ها از یک فرد به فرد دیگر، برای مبتلایان به این بیماری ها از اندوسکوپ‌های مخصوص این بیماران استفاده می کنند.
- 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 می کنید، 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 می کنند تا انجام ین 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 حتما 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.

اگرخون رادر ادرار خود مشاهده کنید، این معمول نیست نباید بیشتر از24 ساعت ادامه یابد.

دستورالعمل های ذیل برای کاهش ناراحتی ها بعداز انجام معاینات عبارات است از،

- نوشیدن یک لیتر آب درمدت 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 لاپراسکوپی رشته 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 لاپراسکوپی امکان پذیر است.

در مورد ابداع روش لاپراسکوپی نمی توان یک شخص بخصوص را معرفی کرد. در سال 1902جورج کلینگ اولین روش لاپراسکوپی را در سگ ها انجام داد ودر سال 1910 هانس کریستین ژاکونر اهل سوئیدن اولین جراحی لاپراسکوپی در انسان را گزارش کرد. بعد از چندین دهه افراد زیادی روش لاپراسکوپی را اصلا ح و تعمیم بخشیدن. ورود دوربین تلویزیونی و کامپیوتر رویدادی بسیار موثر در زمینه لاپراسکوپی بود .این ابداع درتخنیک وسیله ی را برای انتقال دید بزرگتری از محل عمل به یک مانیتور فراهم کرد.همزمان دست های جراح در حال عمل را آزاد گذاشت از این رو انجام روش ها ی پیچیده لاپراسکوپی تسهیل شد .قبل از بوجود آمدن ایده اصلی, لاپراسکوپی یک روش جراحی با کاربرد بسیار محدود بودوعمدتا جهت اهداف تشخیص وانجام روش های ساده در ژینکولوژیک استفاده می شد.

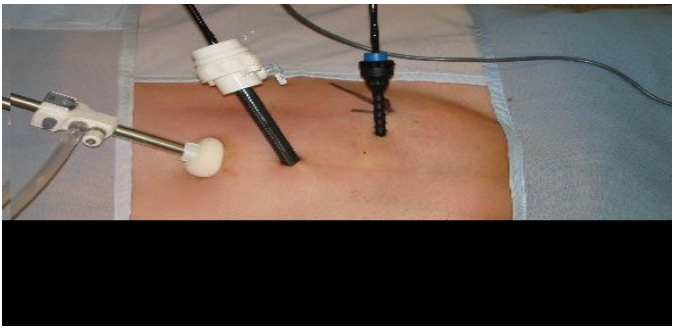
معرفی ابزار خاص لاپراسکوپی در سال 1990 با بیست کلیپ پیش رونده به صورت خودکار ،کارجراحان را در جهت برداشتن کیسه صفرا با لاپراسکوپی راحت تر گردید.

این نوع جراحی کم‌تهاجمی‌ترین اقدامی است که به عنوان یک ابزار تشخیصی و یک اقدام جراحی برای بررسی و معاینه اعضای شکمی و لگنی یا قفسه سینه و سر یا گردن انجام می‌شود. با انجام لاپراسکوپی می‌توان پارچه انساج را برای نمونه‌برداری جمع‌آوری کرد.

12-6 لاپراسکوپی

لاپراسکوپی عمل جراحی است که با استفاده از لاپراسکوپ میتوان احشا داخل بطن را مشاهده و امراض مربوطه آنرا تشخیص و تداوی نمود.

لاپراسکوپی در شفاخانه ها تحت بیهوشی عمومی صورت میگیرد.گاهی میتوان این عمل را تحت بی حسی موضیعی نیز انجام داد.پس از بیهوش کردن شخص سوندگذاری در مثانه صورت میگیرد.به منظور آغاز عمل یک برش کوچک به اندازه 5 الی 10 ملی متر در زیر ناف اجرا میشود و برای وارد کردن آله لاپراسکوپ یک کتیتر در داخل این برش جای داده میشود.برای داخل نمودن سایر ابزار لاپراسکوپیک (قیچی چنگگ و ابزار خاص) میتوان سوراخ های دیگری را نیز در جدار بطن ایجاد نمود.برای اینکه این ابزار در داخل جوف بطن به سهولت حرکت کند یک مقدار گاز کاربن دی اکسید را وارد جوف بطن مینماییم.بعد لاپراسکوپ را میتوان به مانیتور وصل نمود تا با عکس برداری جراح را در تشخیص و تداوی مرض کمک نمود.



شکل (6-3 1) لاپراسکوپی

لاپراسکوپی یک ابزار تشخیصی مطمئن است که به طبیبان اجازه می دهد وجود هرگونه کیست، تومور، یا جراحتی را بررسی کنند. دامنه توانایی لاپراسکپی 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 لاپراسکوپی 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 لاپراسکپی 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 . لاپراسکوپی امکان معاینه این بیماران را با خطر کمتر آسیب به احشاء فراهم کند. ساحه دید عمل های لاپراسکوپی 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 لاپراسکوپی

برخی از خطرات آن مختصرا در زیر توضیح داده می شود: مهم ترین خطرات براثر جراحات باابزار نوک تیز به رگهای خونی یا روده کوچک یا بزرگ است.خطر چنین جراحاتی دربیماران 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 ونیز التهاب صفاق شود. همچنین ممکن است به علت قرارگرفتن زیاد در معرض سرما گازهای خشک در طی دمیدن گاز خطر هیپوترمی وتراومی صفاقی افزایش یابد که میتوان با استفاده از CO_2 گرم ومرطوب شده این خطر را کاهش داد.بسیاری از بیماران مبتلا به اختلالات ریوی ممکن است گازدرداخل حفره ی شکمی را تحمل نکنند که منجربه لزوم تبدیل به جراحی باز ، پس ازاقدام اولیه به روش لاپراسکوپی شود.

14-6 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.

15-6 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 نفیر ها،بر داشتن 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 لاپراسکوپی

1: کاهش خونریزی که نیاز به تزریق خون را کاهش میدهد.

2: سوراخ کوچک ایجاد میشودکه 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 لاپراسکوپی 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 ، موسسهٔ پرستاری و یا مراکز توانبخشی با کمک طبیب کارهای مربوطه را انجام دهند .شکل(6-4) شکل رایجِ تنفس دهی مکانیکی ، تهویهٔ(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 سینهٔ بیمار فشار منفی ایجاد می کرد ، که در نتیجه هوا به داخل ریه ها کشیده می شد. با اینکه هدف از ین 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. بنابرین معمولاً تا حد ممکن از آن اجتناب می شود .وسالیوس (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 :

دستگاهIron 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 بنابرین صورت بیمار (و مسیر هوایی) در معرض هوای اتاق قرار می گیرد.

تبادل اکسیجن وکاربن 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 بنابرین 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 آیینه هایی برای مشاهده محیط اطراف در اختیار دارد . بعضی از افراد در ین ریه های آهنی در نتیجه برای سالها توانستند زنده ماندند.

18-6 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 اسکاندیناوی 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 نتیجهٔ 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 قرارداده شود زیرا تنفس

دهی مکانیکی بدون عواقب نیست.

:تنفس دهی هوا می تواند بدین گونه باشد.

1:تنفس دهی دستی با استفاده از آمبوبگ

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 DCنیرو بگیرد .

ونتیلاتور ICU : این ونتیلاتورها بزرگتر بوده و معمولا به طور پیوسته به برق ACمتصل 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 داری 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 ، بـه منظـور درمـان تنگـی نفـس 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 کارگذاشته می شود، در حالی که تیغه Miller دید بهتری از تارهای صوتی در اختیار طبیب قرار می دهد. تیغه Miller معمولا در کودکان استفاده می‌شود برای جای گزاری 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 معمولا در هنگام تیوب گذاری در داخل گلو استفاده می شود. این فرایند غالبا 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 پروفسور موسیقی و مدرس آواز بود!

22-6 لارنگوسکوپ قابل انعطاف

این نوع از لارنگوسکوپ برای معاینه های داخل دهن استفاده می شود. در طی معاینه بیمار کاملا 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 ازانساج های مشکوک مجهز باشد.

فصل هفتم

الکتروانسفالوگراف[10]

7 - 1 تاریخچه

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

درسال 1929 فزیکدان جرمنی بنام هنس. برگر11 مطالعات خود توسط EEG بالای انسان شروع نمودو اولین کسی بود که این وسیله را نام گذاشت وبعداز وی تحقیقات اش توسط اگردوگلیس ادرین ادامه یافت . پیام های نتیجه فعالیت برقی سلول های عصبی را پی برد وتاکنون تحقیقات زیاد درزمینه کاربردهای کلینکی ، فزیولوژیکی وروانی این پیام ها انجام شده است .

سایر علماوانانیکه درین بخش پژوهش داشتند عبارتند از:

- فیشر ولاوینبک درتهیه الکترودهای که در حملات ناگهانی قابل استفاده میباشد.
- گیبس. داویس ولینکس موارد استفاده کلنیکی را مهیا ساخت .
- فرانکلین . افنر، پروفیسور بیوفزیک درسال 1999 نوع پروتوتیپ الکترو انسفالوگراف را تهیه نمود.

---

[10] - **EEG(Electro encephalo gram)**

2 -Hans Berger

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

2-7 الکتروانسفالوگرافی چیست؟

الکتروانسفالوگرافی (EEG) عبارت از ضبط پتانسیل های برقی مغزاست . جز درحالت بیهوشی عمیق ونرسیدن خون به مغز، غشای مغز داری پوتنسیل برقی میباشد. اگر تغییراتی درغشای مغز وارد شود، پوتنسیل برقی آن هم تغییر خواهدکرد . [8]

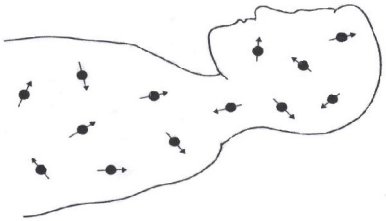
اندازه گیری فعالیت های برقی توسط ضبط الکترودهای که برپوست سریا در حالت خاص بالای نخاع شوکی گذاشته میشود صورت میگیرد.

اثرات که از اثرگذاشتن این الکترودها بالای پوست درصفحه بوجود می آید، الکتروانسفالوگرافی نامیده میشود.که نشان دهنده سگنال های برقی یک تعداد زیاد نیرون ها اند . بیشتر توسط این آله تفاوت پوتنسیل درقسمت های مختلف دماغ تعیین میگردد. چون این وسیله بالای عضو مورد نظر بدون اثراست،بیشتر درتجارب ازآن استفاده بعمل می آید. هم چنان پاسخگویی پنهان دماغ در مقابل انگیزه های مخفی مانند خواندن ، کشف کردن ونشان دادن میباشد.

EEG قابلیت کشف تغییرات برقی دماغ را در فی ثانیه دارا میباشد ، که یکی از تخنیک های مهم درحال حاضر شمرده میشود. [4]

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

استفاده میشود که درنقاط مختلف ستندرد سرقرار میگرند. ستندرد بین المللی سیستم ، محل یا جایگاه الکترود را نشان میدهد . طبق شکل(7-1)



شکل (7-1) سیستم هاي ستندرد

الکترود خنثی درمواردی به گوش وصل وپوتنسیل هریک از الکترود ها نسبت به این الکترود خنثی اندازه گیری میشود . طبیعی است امواجی که ضبط میشوند مربوط پوتنسیل عمل حجرات غشای مغزاست که این امواج بسیار پیچیده و تفسیر آن نیاز به تحقیق دارد .

دامنه اهتزاز سیگنال های EEG کم و در حدود 50میکرو 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 کنترول 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 فردبستگی دارد، مثلاً سیگنال های EEG طاق در حال استراحت بین فریکونسی 8-13Hzقرار دارد ، یا از امواج الفا تشکیل شده است .با فعال شدن فرد دامنه فریکونسی نیز افزایش میآبد . یا از امواج بیتا (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 [9و14].

3-7 . استفاده کلینیکی ازEEG

EEG به اشکال مختلف به قسم یک وسیله معلوماتی وتشخیصی 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 بعضاُ در تعیین دیوانگی درصورتیکه با دیگر معاینات مشکوک و به نتیجه نرسد .

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

7 - 4 . روش استفا ده از EEG

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

محـــــدودیتEEG

در ساحه استفاده از EEG این محدودیت ها موجود است .

- الکترود های که در سر نصب میگرددنمیتواند تمام سیگنال ها را انفرادی ضبط کند ، بلکه به عوض فعالیت یک گروپ بزرگ نیورون ها را ضبط مینماید .

7-5 . الکترو میوگـرافی(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 اجرامیشود . برای بررسی بهتر پوتنسیل غالباً از الکترو د 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 صداباشد که از یک مکان به مکان دیگر و یا از یک ماهیچه به ماهیچه دیگر متفاوت اند .با استفاده ازین تکتیک بیماری های که براعصاب حرکتی اثر میگذارد ، ماهیچه اسکلیتی و غیره را میتوان تشخیص داد .نوع پلس های که برای تحریک بکار میروند و همچنین زمان طول تحریک و تکرارآن بسیار متنوع است . در ماشین های نیوروتون این امواج که به شکل های مختلف براحتی قابل دسترس هستند میتوان پلس ها و ویژگی فزیکی آنها را در اسیلوسکوپ دید .[9]

ثبت تغییرات پوتنسیل چشم را هنگامی قرار گرفتن شبکیه در برابر تابش نور الکترو ریتینوگرام (Electro retinistgram) وثبت تغییرات پوتنسیل حاصل از حرکت چشم را الکترو اکو گرام (Electro ocuogram) مینامند .درین عملیه جفت الکترود ها درنزدیکی 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 . مگنیتو کار دیو گرافی این ساحه بسیار ضعیف اطراف قلب را انداره میگیرند .ثبت ساحه مقناطیسی قلب رامگنیتو کار دیو گرام مینامند . ساحه مقناطیسی اطراف قلب تقریباُ 5.10^{-11} T که یک ملیونم حصه ساحه مقناطیسی زمین است . [14]

فصل هشتم

الکترو کاردیو گـــــرام[12]

8-1. الکترو کاردیگرام (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 الکترود ها درقسمتی از بدن میتوان پوتنسیل های برقی راتعیین و دریافت .[9]

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

8-2. تـــــاریخچـــه الکترو کاردیوگرام

برقی که در داخل بدن تولید میشود فعالیت های اعصاب ،عضلات و سایر اعضای بدن را کنترول میکند .در حقیقت برق در همه فعالیت های بدن دخالت دارد . عمل متقابل چارچ های برقی بدن سبب قوه عضلات میشود .کار مغزاساساً برقی است و جریان های برقی در همه پیام های عصبی که به مغز و ارد 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 1786گلوانی (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 تأُ ثیر برق در داخل و سطح بدن انجام داد . در سال 1850 کولیکر (kollicker) و مولر (Muller) با استفاده ازیک رشته عصبی عضله قلب را به تماس عضله بقه 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 درسر تاسر عضویت کشف و ثبت نمود .

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

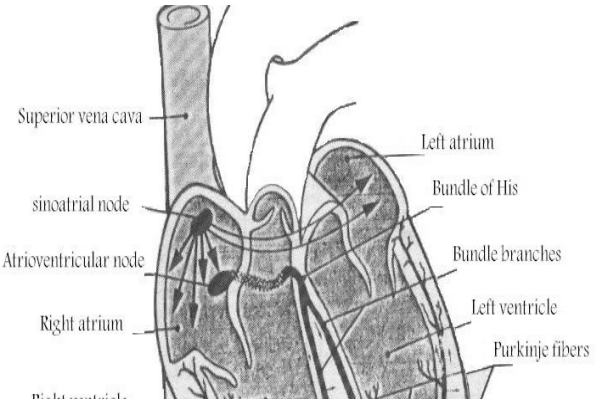
در سال 1933 فرانک .ان ویلسن(Frank N.Welson) لید های یک قطبی شده را اساس نهاد که در ین اواخر دوازده لید مورد استفاده وسیع قرار دارد .

3-8 .فعالیـت هاِ برقی بـدن

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

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

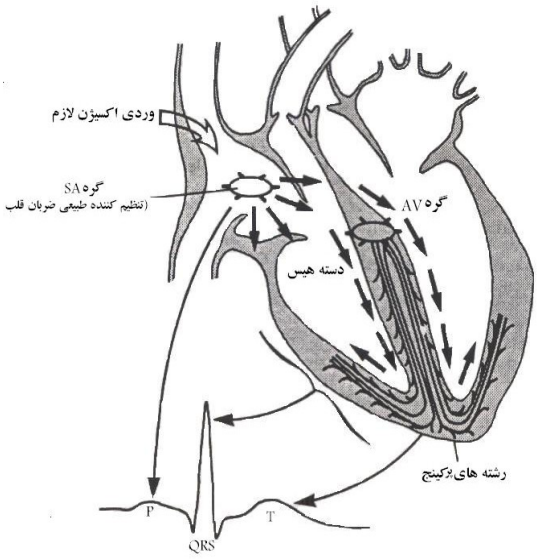
- تمایل به نفوذ از محل غلیظ به محل رقیق .
- تمایل دفع چارچهای همنوع و جذب چارچهای مختلف النوع
- نفوذ پذیری غذا به یون های خاص .
- حالت سکون غشای حجره ، نتیجه توازن تأ ثیرات متقابل است . پوتنسیل حجروی از اثر تفاوت یون های داخل و خارج حجره به وجود میآید ، وقتیکه عضله قلبی تنبیه گرددیا تقلص نماید قابلیت نفوذ غشای وی تغییر نموده در سطح جدار غشا ء چارچ منفی و در داخل غشاءچارچ ها ی 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) مینا مند. هرگاه عضله قلبی در حال استراحت باشد ، سطح خارجی داری چارچ مثبت و سطح داخلی داری چارج منفی وعضله قلبی در حالت



پولرایز(Polarized) بوده تفاوت پوتنسیل آن در حدود (90-) ملی ولت میباشد . 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 75پلس(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 میباشد .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 کنترول 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 دو باره آزاد و عمل تکرار میگردد. .پوتنسیل عمل از گره SA اولین مرحله دریک عملیه هدایت برقی است که عمل پمپاژ قلب را کنترول میکند .این عملیه در شکل (8-2) نشان داده شده است .



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

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

(Myocardiun) حرکت کند ، این سیستم هدایتی از دسته رشته هدایتی موسوم به رشته هیس (Bandle 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

الکتروانسیفالوگرام (EEG) Electroencephalogram

وبرخی ازین وسیل که شیع اند

الکتروریتینوگرام (ERG) Electroretiongram

الکترواکولوگرام(EOG) Electrooculogram

مگنیتوکاردیوگرام(MCQ) Magneto cardiogram

مگنیتوانسفالوگرام(MEQ) Magnetoencephalogram اندازه گیری میشود. [14]

8-5.موجه های ECG

امواج برقی که بوسیله قلب تولید میشوند وتوسط ECG بالای کاغذ گراف که خطوط آن طولاً وعرضاً به مربعات کوچک 1x1mm تقسیم شده است طوریکه بالای محور افقی کمیت زمان ومحور عمودی پوتنسیل نشان داده شده در سطح بدن ثبت وضبط میگردد عبارتند از.

موجه QRS : که درآغاز انقباض بطن تولید یعنی درنتیجه دیپولریزشن بطن ها بوجود آمده دلالت به موج های مینماید که ارتفاع آن 5mm باشد .

موجهP : نمایندگی از پولرایزیشن دهلیزها یعنی پیش ازانقباض دهلیزها بوجود میاید.

موجه T: درپایان انقباض بطن ویا دیپولرایز گره AV تولید میگردد.

Qq: اولین موجه منفی است که درنتیجه دیپولرایزیشن بطنها حاصل میشود.

R1 : اولین موجه مثبت است که درنتیجه دیپولرایزشن بطنها حاصل میشود

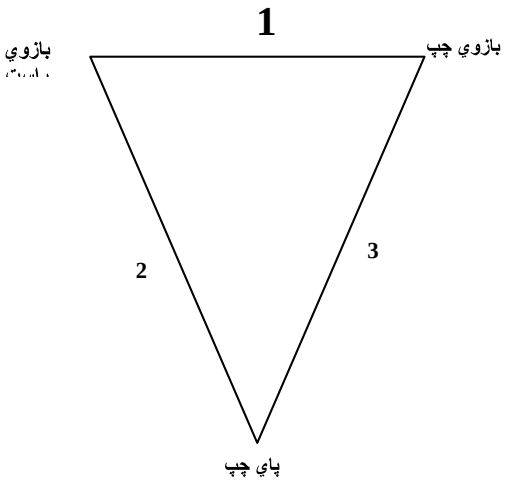
T : ازاثر ریپولریزیشن (Repolarization) بطنها تولید میگردد.

S : اولین موجه منفی بعداز موجه R است که در نتیجه دیپولرایزیشن بطنها ایجاد میشود.

V : معمولاً مثبت، احتماً دراثر Depolarization بطنی الیاف Parking حجاب بین البطنی بوجود می آید.

6-8 . روش کار برد ECG

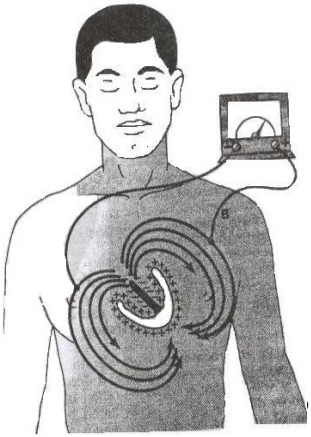
در آزمایشات معمولی تشخیص از الکترود ها استفاده میشود که با پوست بدن تماس سطحی برقرار میکند . متداولترین روش قراردادن الکترود ها عبارت از قرار دادن الکترود ها بروی بازو ی چپ ،بازوی راست و پای چپ است . این سه الکترود یک مثلث مؤثری را تشکیل میدهد که بنام مثلث انتوان) (Einthoven یاد میشود طبق شکل (12-23)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



شکل (8-3) موقعیتهای الکترود 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 الکترود مفروض یک نشانی از مرکبه وکتور را میدهد.برای تعیین وکتور قلبی دستگاه های ECG را با بکار بردن جهت الکترود 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 الکترود ها روی سینه یابروی اندام های دست و یادر دوجهت بکار برده شده تقریباُ 60 درجه فرق خواهند داشت . محصله این وکتور را میتوان با روش جمع الجبری وکتور ها بدست آورد. [13، 20]

تودۀ 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

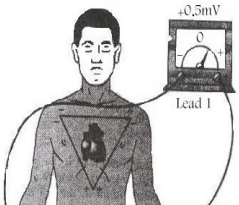


شکل (8-4) بر قراری جریان در سینه در اطراف بطنهای قلبی نیمه پولرایز. [18]

و سایر انساج اطراف قلب برق را به سهولت بیشتر هدایت مینما ید .بنا برین قلب عملاً در یک محیط هادی در حالت تعلیق قرار دارد . هنگامیکه قسمتی از بطن ها نسبت به قسمت های باقیماندۀ 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 اندامها ی 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 الکترود واقع بر سمتهای متفاوت سطح بدن (دربین دو اندام)ثبت میشود .بنا برین هرلید صرفاً یک سیم متصل به بدن نیست، بلکه مجموعه ای است از دو سیم و الکترود های آنها که بهمراه 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 الکترود های ثبت

اشتقاقهای استندردالکترو کاردیوگرافای مثلث انتوون،(18

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

لید 11 : برای ثبت لید 11 اندامها ،سر منفی الکترود الکترو کار دیو گراف 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 ،سر منفی الکتروکاردیوگراف 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 تر سیم شده است . [[7،10

7-8 فواصل و قطعه خط هـای نورمال

الف : فاصله (Intervale)

R-R: در شروع Pو شروعQRS در زمان 600تا 1000ملی ثانیه.

S-T : درختم موج ,S ختم موج T

Q-T: شروع موج Qو ختم موج T

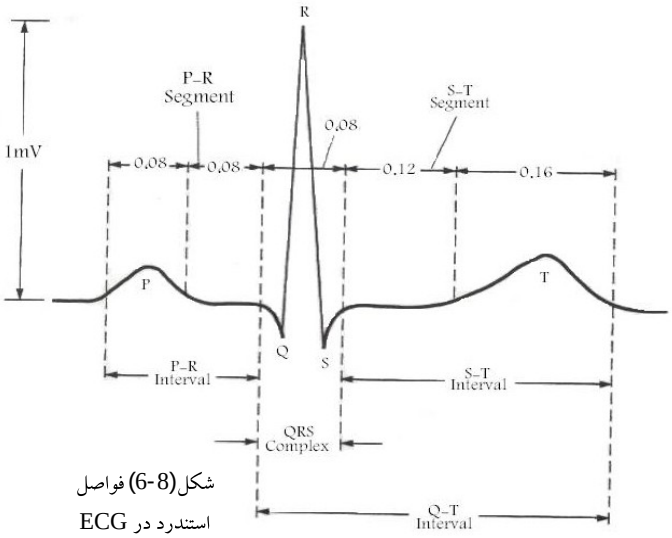
ب: قطعه خط (Segment) :

P-R: ختم موج T ,آغاز موج Q در زمان 150 تا200 ملی ثانیه.

S-Tختم موج Sو شروع موجT در زمان 320 ملی ثانیه

ج - کمپلکس QRS

شروع موج , Q وختم S در زمان 70 تا110 ملی ثانیه (24).



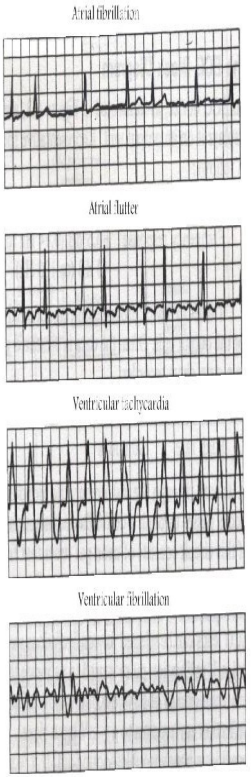
شکل(8-6) فواصل
استندرد در ECG

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

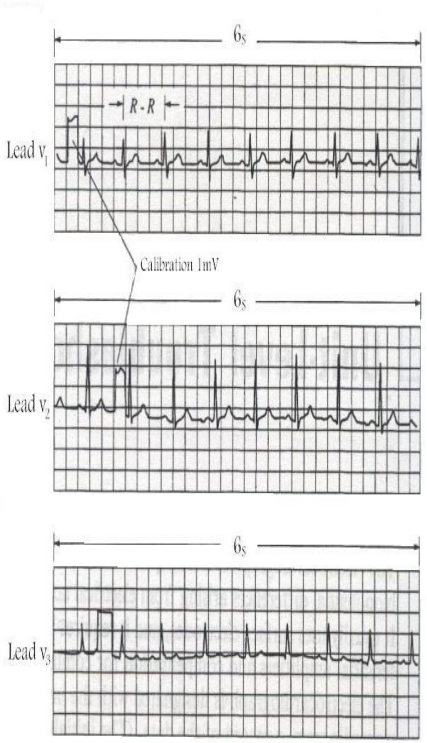
ضربان (Beat)فی (per) دقیقه (Minute)یا BPM در R-R مساویست به

$$1BPM= 60/R-R$$

R-R پریود ECGدر 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 (8-7) ملاحظه شود .



شکل (7-8) شکل غیرنورمال اکردیوگرام



شکل (7-8) شکل نورمال کاردیوگرام

8-8. لید های ECG

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

Lead 1= LA-RA

لـــــــید 2 ، مساویست به تفاوت پوتنسیل برقی پای چپ(LL) وبازوی راست RA

Lead 2=LL-RA

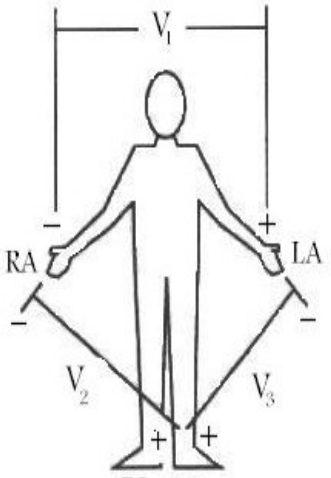
لـــــــیید 3: مساویت به تفاوت پوتنسیل برقی پای چپ (LL)و بازوی چپ (LA)

Lead 3= LL-LA

قانون ولتاژکرشوف KVL طبق شکل (12-22) مساویست به

$V_1=V_2- V_3$

ازنظر تاریخی اتصال سطح RAبه LAو به LL وبرعکس به RAمثلث انتوون نامیده میشود .شکل (8-8). نشان داده شده است .



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

جدول (8-1) امواج ستندرد 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(0-036)	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)

مسلم 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 الکترود هابه سطح بدن و فاصله آنها از قلب دارد . اگر یکی از الکترود ها مستقیماُبروی بطن ها و دیگری را در نقطه ی دیگر از بدن دور از قلب بگذاریم ،ولتاژ موجهای کمپلکسQRSممکن به بزرگی 3 تا 4 ملی ولت باشد .

اگر هر دو الکترود ECG به دست ها وصل ویا یکی آن بدست و دیگرش به پا وصل شوند ولتاژ کمپلکس QRS از قله موج R تا پائین S معمولاُ 1,0 تا 1,5mv میباشد . 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 هاو شروع تحریک بطنهاست .این زمان به فاصله P-Q معروف بوده فاصله نورمال(طبیعی)آن 0.16ثانیه میباشد. گاهی این فاصله را P-R نیز میگویند .

فاصله Q-T انقباض بطنها تقریباُ از شروع Q(یا موج R درصورت نبود موج Q)تا خاتمه موج Tطول میکشد ،این فاصله به Q-T معروف است و زمان نورمال 0.35 ثانیه میباشد .سرعت ضربان قلب در ECG عبارت از عکس فاصله زمان بین دو ضربه متوالی است . اگر فاصله زمان بین دو ضربه متوالی بااستفاده 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 وتعدادمربعات کلان بین دو حالت موجه 300 باشد ،

$$Rate = 300/N \quad \ldots (9 - 8)$$

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 داری 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 در ینحال اگر الکترون انرژی بیشتر از انرژی پوتنشیل خود را اخذ کند اتم را رها مینماید. این حالت را ایونایزشن (Ionization) مینامند و اتم در ین حالت داری چارچ مثبت است و الکترون آزاد شده داری انرژی حرکی $E_K = E-U$ میباشد. E انرژی داده شده به الکترون ، U انرژی پوتانشیل لازمه برای رها کردن الکترون از قید اتم است. در جریان هیجانی، اتم میخواهد بحالت پایه داری 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 اشعه یکس (X- Ray) می نامند .

1-9 اشعه کاتودیک ومشخصات 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) وریدکشن (Reduction) بوده باعث تحرک اتم ها و مالیکول های انساج میشوند.
- در بعضی مواد کیمیا وی روشنی تولید میکند (خاصیت فلورسنسی دارد)

- اگر اشعه کاتودی به مانع برخورد و ناگهانی توقف کند قسمتی از انرژی حر کی آن (1%) به موج الکترو مقناطسی شعاع X و (99%) بحرارت تبدیل میگردد.

- در طبابت بر علاوه X-Ray برای نمایش یک پدیده متغییر 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 رونتگن[13] که در حال بررسی و آز مایش 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) راکه در مجاورت تیوب کروکس قرار داشت فلورسنسی (Fluorescence) سبز رنگ مشاهده نمود. این فلورسنس در اتاق تاریک زما نی که تیوپ 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 میشوندپنداشت. رونتگن این اشعه را X (X-Ray) نامیده نشان داد که اشعه X صفحه عکاسی را متاثر میسازدو از طریق ایونایزشن 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 .

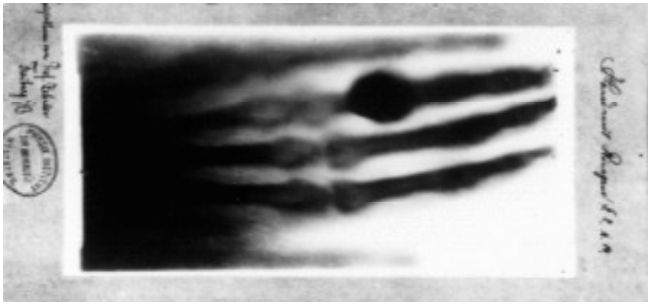
[13] رونتگن Wilhelm Conrad Roentgen استاد دانشگاه ورسبورگ المان (1923-1845)

زندگی نامه ویلهیم رونتگن

کاشف اشعه ایکس

Born	Wilhelm Conrad R ntgen 27 March 1845 Lennep, Prussia
Died	10 February 1923 (aged 77) Munich, Germany

Hand mit Ringen: print of Wilhelm R ntgen'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



3-9. تولید اشعه رونتگن(X-Ray)

معمولترین روش تولید شعاع رونتگن تاباندن الکترون ها با سرعت زیاد به ماده ایکه هدف نامیده میشود است.در تیوب رونتگن الکترون ها ذریعه حرارت دادن یک سیم به واسطه جریان برق تولید میشودکه 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. وقتیکه به انود 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 بدومیکا نیزم ذیل تبدیل میشود.

1.- این الکترونها به الکترون های مدار Lو 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 الکترو مقناطیسی پخش مینماید . چون انرژی آن نهایت زیاد است لذا طول موج کوتاه دارد. موج مذکور،موج الکترو مقناطیسی X-Ray میباشد.

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

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

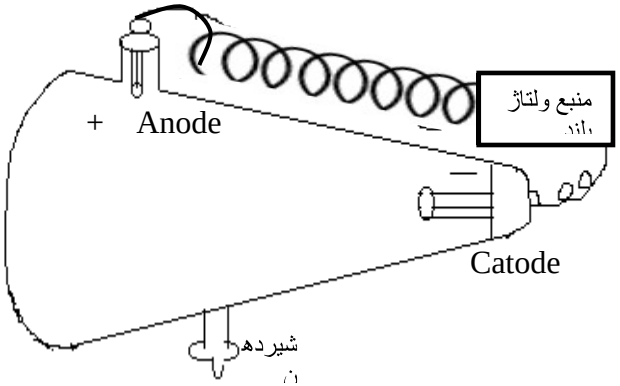
دیده میشود که بطور کلی هر گاه الکترون های سریع السیر به مانع برخورد نمایند متوقف شده از محل برخورد آنها اشعه X صادر میشود. ولی باید دانست که این اشعه از انعکاس یا پخش اشعه کاتودیک بوجود نمی اید ، بلکه جز بسیار کم انرژی حرکی الکترون ها به اشعه X و قسمت اعظم آن به حرارت تبدیل میشود .[22،11]

4-9 .تیوب تولید اشعه رونتگن

اگرچه تیوپ های که X-Ray تولید مینماید با تیوب که رونتگین مورد آزمیاش قرار داد شباهتی ندارد ولی چگونگی طرز تولید X-Ray یکی است. برای تولید X-Ray از تیوب های آن، شرایط ذیل برقرارمیگردد :

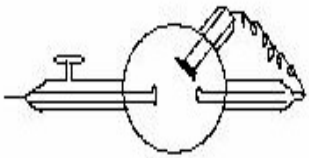
- منبع تولید الکترون.
- ساحه برقی تعجیل دهنده الکترون ها
- سطح فلزی توقف دهنده الکترون های با سرعت زیاد(انود).

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).



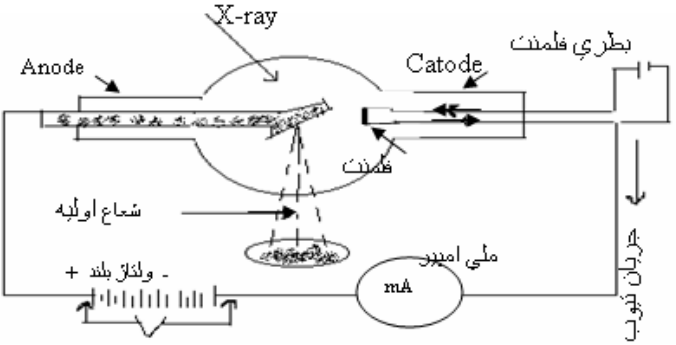
شکل (9-1) تیوب کروکس که رونتگن به آن کارمیکرد.

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 9-2) 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 اشعهٔ کا تودی الکترونهای پرسرعت از سطح کاتود پرتاب شده و به انود برخورد مینماید و از جایگاه برخورد آنها شعاع رونتگن گسیل میشود . به نسبت اینکه در ین نوع تیوب ها نمیتوان شدت و توان نفوذ اشعه رونتگن را تغییر داد در طبابت ساحه استفاده ندارد .



شكل 9-2طرح نمايشي يك تيوب شعاع رونتگين گازي

برای ا ینکه تصویر واضح باشد لازم است تا شعاع رونتگن از یک نقطه و یا منطقه بسیار کوچک از آنود تابش یابد. بناءَ بجای آن ازتیوب های با کاتود گداخته کار گرفته میشود که بنام مخترع آن،
کولیج یادمیگردد .



شكل (9-3) شيماي تيوب ساده كوليج

تیوپ های تشخیصی اشعه رونتگین برای تولید فلم واضح و روشن از اندام های بدن طراحی میگردند. کولیج[14] نام دارد که در شکل 9-3 شیمای آن نمایش داده شده است .د ر ین 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] کولیج (Coolidge) در سال 1913 تیوب که اشعه X تولید مینمود اصلاح نمود که امروز اساسا تیوب ها تولید اشعه شبیه تیوب کولیج است

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

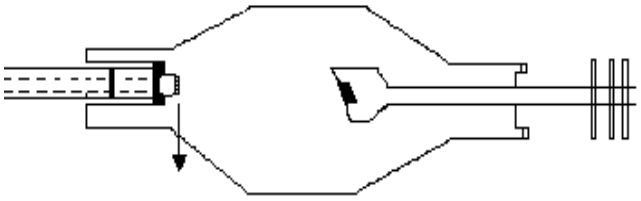
در سال 1941 کرست[15] نوع کاملاً متفاوت از منبع تولید اشعه رونتگن را اختراع کرد که آن را بتاترون (Betatron) مینامند. در تیوب های معمولی رونتگن ، الکترونها انرژی خود را از اختلاف پوتنشیل زیاد میان آنود و کتود بدست می آورند در حالی که در بتاترون الکترون ها انرژی خود را از نیروی وارد بر آنها توسط ساحه برقی حاصل از ساحه مقناطیسی متغییر 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 .

5-9. 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 . تیوب های تشخیصی اشعهء 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 انجاکه منبع اشعه رونتگن به صورت یک نقطه در آید . ولی عملا چنین نقطه ی هرگز وجود ندارد. از جانب دیگر شدت اشعهً 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 رادیولوژست ها متوقف کرد و از آن فلم واضح و روشن بدست آورد . به همین سبب تیوپ های تشخیصی به قسمی طراحی شده اندکه 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 انود سطح مؤثر برخورد الکترون ها افزایش یافته و حرارت ایجاد شده در سطح گسترده تری برای جلو گیری از ذوب شدن انود پخش میشود. شکل (9-4) .



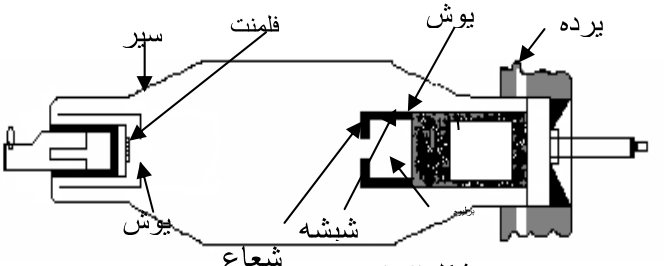
شکل (9-4) تیوب اشعه رونتگن با انود زاویه دار

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 تیوب های روتتگن تشخیصی فرق دارد. در تیوب درمانی انرژی لحظ ورودی به تیوب نظربه انرژی لحظه ورودی در تیوب تشخصی کوچک است.

در یک تیوپ تشخیصی در صورتیکه ولتاز 10^5V و شدت جریان 0.5A باشد توان مصرفی 50000w در یک تیوب تداوی ولتاژ 6.10^4V شدت جریان 0.2A باشد توانی مصرفی 12000W خواهد بود.ممکن است تیوب 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 تیوب های درمانی غالباً یک مایع سرد کننده در انود جریان میداشته باشد. در تیوب های درمانی نقط محراقی در مقایسه با تیوب های تشخیصی بزرگ طراحی میشود ، که مشکل در تحمل انرژی انود وجود نخواهد داشت. اما میکانیزم دقیق برای سردساختن انود پیوسته لازم است . انود های درمانی مدرن در روغن قرار دارد وبدین ترتیب حرارت به روغن و ازروغن به خارج منتقل میشود.

ساختمان یک انود ساده مانند تیوب های تشخیصی به علت پدیده انتشار ا شعه ثانویه با انرژی بالا مناسب نیست زیرا هنگامی که الکترون به سرعت به انود بر خورد میکند تعداد الکترونها از اتم های انود بخارج پرتاب میشوند ،(

الکترونهی ثانویه) . اگر این الکترونها پس از خارج شدن در انود به محفظه شیشه ی تیوب برسند، میتواند چارچ برقی و در نتیجه یک ساحه برقی مزاحم در دیوار های تیوب به وجود آورد که مانع محراقی شدن الکترون های پر انرژی به روی انودگردند . ممکن الکترون های ثانویه محفظ شیشه ی را سوراخ نموده باعث تخریب آن شود. از جانب دیگربا برخورد الکترون ها به جدار تیوب شعاع رونتگن تولید شود که این شعاع ایجاد شده در خارج انود سبب اخلال تصویر میگردد.مشکلات مربوط به اشعه ثانویه را با انود های روکش دار(Hooded anode)تا حدی میتوان برطرف ساخت.



شکل (9-5)تیوب با انود

امروز بر حسب نیاز های تشخیصی و در مانی تیوب های متنوع با ساختمان و طرحهای گوناگون میسازند مثلاً برای درمان سرطان یا اختلالات پوستی از نوع تیوپ درمانی به نام تیوپ تماس (Contac tube) استفاده میشود. در ین نوع تیوب ها انود میان خالی و بسیار نازک است که تقریباَ در

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

9-6. ماهیت اشعه رونتگن

اشعه رونتگن از جمله امواج الکترومقناطیسی با طول موج خیلی کوچک در حدود $0.1m\ \mu$ تا $1m\ \mu$ و سرعت $3.10^8 m/s$ بوده مقدار انرژی این اشعه از رابطه $E=h\ \nu$ تعیین میگردد . این اشعه هنگامی عبور از هوا ،گاز های موجود در آن را ایونایز مینماید . نظر به شدت انرژی و ولتاژ که ازین اشعه تولید میگردد در عمق اجسام نفوذ مینماید. قابلیت نفوذ این اشعه زیادبوده هنگامیکه از بدن عبور میکند بر صفحه عکاسی اثر نموده تصویر منفی (فلم) تولید میکند. حجرات و انساج که به اشعه اجازه عبور میدهد 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 ایونایز و مکان الکترون ها تغییر مینماید . این تغییر مکان به تغییرات کیمیاوی منجر میشود که برای حجرات و انساج اثر تخریبی دارد.

9-7. انواع اشعهء 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 وبه 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 حدور 0.5تا 0.7 و به ولتاژهای 75kv تا 100kv تولید میشود.[12،4 ،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 ونا همواریهای آن نسبت به طول موج تابنده کوچک باشدانعکاس مینما ید در حالیکه در مورد نورمرئی 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 مرئِی 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 الرأاس منشور تابانده عمل انکسار را مشاهده میکنند.

2- خواص فزیکی:

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 هاد ی میشوند . در پدیده فلورسنس مالیکولهای ماده به سبب تابش این اشعه هیجانی شده یعنی مقدار انرژی توسط آن جذب میگرددو 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 ($I_O = N_O h\lambda$) 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.

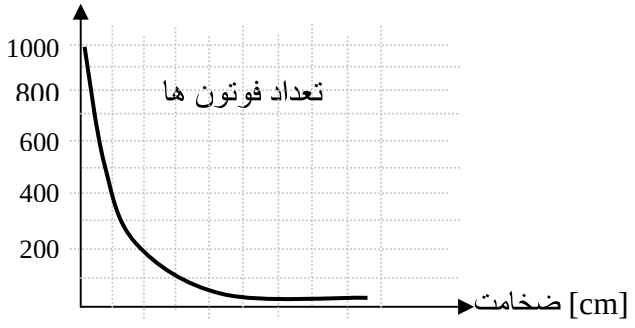
$$dI = -\mu . dx . I ....(1-9)$$

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. بعُد μ بر حسب Cm^{-1} به دست میاید. یعنی $\mu = -\frac{dI}{I} . \frac{1}{dx}$

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 9-6 منحني شدت اشعه نسبت به ضخامت ورقه

حل ریاضیکی معادله 9-2 عبارت است از

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

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

9-10. اشعه ثانویه

هنگامی که یک دسته اشعه رونتگن به ماده برخورد کند قسمتی از آن بد ون 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 . تقریباَ 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 نسبتاَ 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 پراگنده گی اشعه تابنده استند که به اتم های ماده جاذب بر خورد می کند.
2. قسمت دیکر اشعهَ رونتگن ثانویه اشعهٔ 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 ،12 ،22]

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

اشعه رونتگن نظر به طول موج داری انرژی معین میباشد.متناوباُ یک اشعهٔ 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 برخوردمیکنند وجود دارد عبارتند از:

1- پراگنده گی کلاسیک (Classical Scattering)

2- اثر کامپتون (Compton Effect)

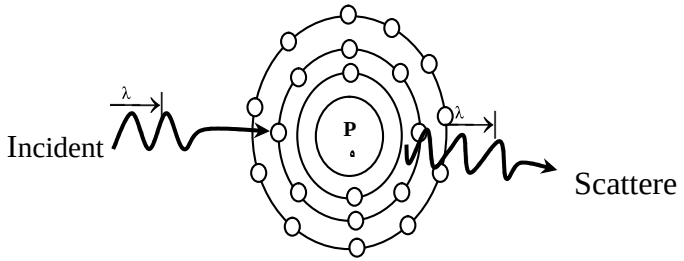
3- اثر فوتوالکتریک (Photo electric Effect)

4- تولید جفت (Pair Production)

5- تجزیه نور (Photo disintegration)

پراگنده گی کلاسیک:

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

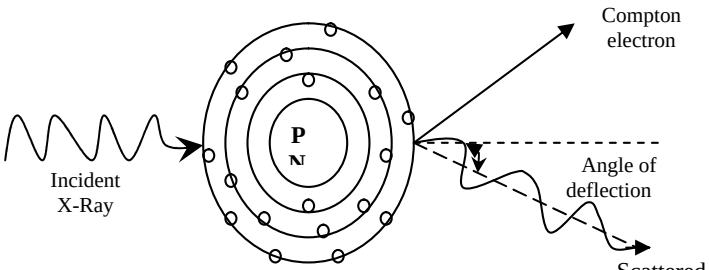


شکل 9-7 پخش کلاسیک یک برخورد بین شعاع رونتگن با انرژي پائین اتمها

در پخش کلاسیک فوتون های تابشی با یک اتم هدف برخورد میکند و باعث میشود که اتم برانگیخته (هیجانی) شوند . اتم هدف فوراً ین انرژی اضافی را بصورت یک فوتون ثانویه یا پراگنده با طول موج مساوی با فوتون اولی آزاد میکند . بنابرین 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 باالکترون های مدار خارجی بر خورد داشته باشند که نه تنها با عث پخش فوتون و کاهش انرژی آن میشود، بلکه به همان نسبت باعث ایونایزیشن نیز میگردد.



شکل (9-8) اثر کامپتون

این برخورد بنام اثر کامپتون یاد میشود و بطریق شیماتیک در شکل (9-8) نشان داده شده است.در ین 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 اشعۀ 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.

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

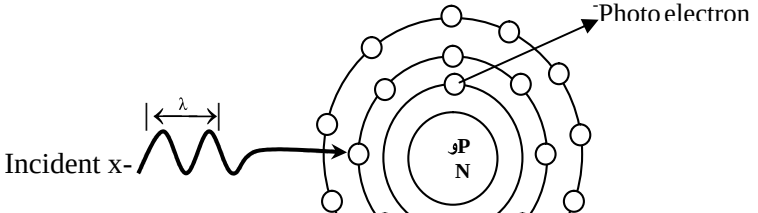
E_i انرژی فوتون اولی (برخوردی)، E_c انرژی فوتون پخش شده، E_b انرژی همبستگی الکترون و E_k انرژی حرکی الکترون میباشد. ضمن برخورد کامپتون اغلب انرژی بین فوتون پخش شده و الکترون ثانویه که الکترون کامپتون نامیده میشود تقسیم میگردد. معمولاً فوتون پخش شده انرژی بیشتر را دارد .

اثر فوتو الکتریک :

شعاع رونتگن در حوزهٔ تشخیصی همچنین میتواند برخورد ایونایزیشنی با الکترون قشر داخلی اتم های هدف داشته باشند . بنابرین 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 طور ذیل نشان داده میشود.

$$E_i = E_b + E_{Ke} \quad .....(4-9)$$

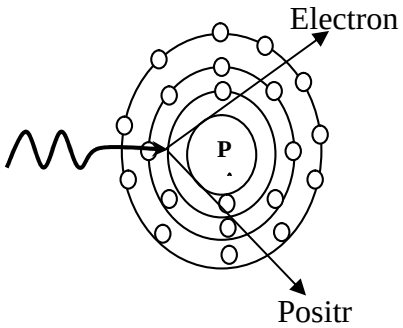
$$hv = W + \frac{1}{2} mv^2 \quad ...(5-9)$$



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 ونیروی هسته ی باعث ناپدید شدن فوتون شده و بجای آن دو الکترون ظاهر میگردد که یکی پوزیترون[16]

[16] پوزیترون پایدار نبوده فوراً با یك الکترون یکجا شده دوفوتون از انها تولید میگردد که این حادثه بنام Annihilation یعني نیست و نا بودن شدن یاد میگردند.



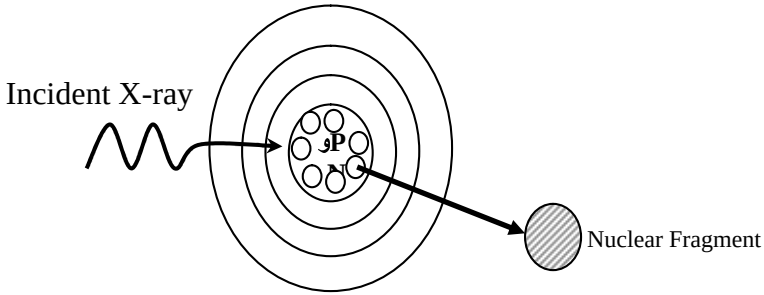
شکل 9-10 توليد جفت با X-Ray كه انرژي بيشتر از Mev 1.02 دارند اتفاق مي افتد فوتون مساوي با ساحه نيروي هسته اي برخورد ميكند و دو

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 ین حادثه دو الکترون تشکیل میشوند فوتون تابشی بایدحداقل 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 آنهای که انرژی بیش از 10 Mev دارند میتوانند از برخورد با ابر الکترونی و ساحه 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. [20، 22، 36]

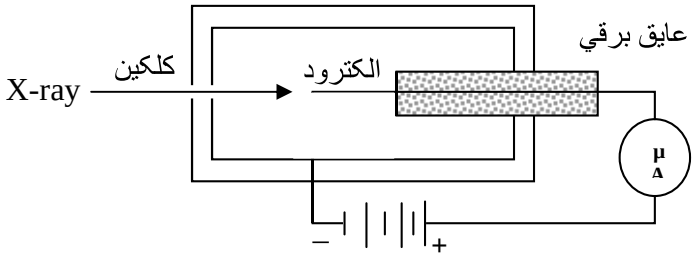


شکل 9-11 تجزیه نوري یک برخورد بین فوتونهاي با انرژي بالا و هسته میباشد. فوتون بوسیله هسته جذب میشود ذریعه هسته تابش میشود.

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 یکنفر 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.



شكل 9-12 شيماي ايونايزيشن چمبر

ایونیزیشن چمبر عبارت از یک قطی فلزی است که در داخل آن الکترود از یک قسمت عایق برق داخل شده و به قطب مثبت بطری(تقریباء 100ولت)وجدار قطی به قطب منفی بطری وصل است. بین قطب مثبت و منفیّ 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 میکندو این الکترونهابطرف قطب مثبت حرکت نموده در نتیجه در سیم جریان برق پیدا و در میکرو امپیر متر خوانده میشود .

13-9.فلتر کردن[17] X-Ray

[17]فلتر کردن (Filtration)

در رادیو تراپی[18] 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 مؤلد اشعه را زیاد میسازند . در ین حالت اشعهٔ 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 میدهندتا قسمت های زیاد اشعه نرم در آن جذب واشعه سخت به بدن برسد. در رادیو تراپی های سطحی و متوسط و همچنان 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]

14-9. 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 جلو گیری شود . مثلاً درمورد مس ، اشعه فلورسنسی (K) در حدود $1.5\ A^0$ طول موج دارد

[18] رادیو تراپي (Radio Therapy) تداوي توسط شعاع

و اشعه ثانوی پراگنده 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 فلتر ها را حتی المقدر از بدن دور قرار میدهندو به این طریق اشعه ثانویه که در تمام جهات منتشر میشوند مقدار کمی از آن ها به بدن میرسد. ثانیاَ اگر فلتر از فلزات سنگین باشد دور قرار دادن آن از سطح بدن کافی نیست. در ین حال بین فلتر و بدن باید فلتر دیگری از فلزات سبک قرار گیرد تا بدینطریق 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 ($8\ A^o$) 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.

15-9 . انواع فلتر ها

در رادیو تراپی سطحی که ولتاژ مؤلد اشعه از 100 Kv تجاوز نمیکند، فقط فلتر المونیم به ضخامت 0.5 الی 1mm کار میگرند. در صورتیکه ولتاژ مولد 100 الی 150 Kv باشد فلتر از المونیم به ضخامت 1 الی 2mm و یافلتر مس به ضخامت 0.3 الی 0.5mm ویا فلتر دوم از المونیم به ضخامت 1mm قرار میدهند. در رادیوتراپی عمیق که ولتاژ مؤلد اشعه از 200 Kv تجاوز میکندفلتر 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]

16-9 . 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 سنجبش همین مقدار اشعه است . ظاهراً چنین به نظر میرسد که برای تعیین مقدار جذب اشعه در بدن کافی است مقدار اشعهء تابیده را بدانیم و مقدار اشعهٔ خروجی را اندازه بگیریم و از تفاضل این دوکمیت به مقدار جذب اشعه آگاه شویم. اما واقعیت امر این است که اختلاف در مقدار اشعه بین دو نقط مسیر آن مقدار واقعی اشعه ایکه درین فاصله جذب شده نمیباشد . زیرا در ین فاصله تغییرات دیگری در شدت مقدار اشعه نیز شامل ا ست . بناءً بعوض استفاده از روش ریاضی از ین کیفیت استفاده میشود . انرژی اشعه ایکه در محیط مادی جذب میشود عامل بروز کیفیاتی از قبیل تغییر رنگ، ایجاد حرارت، تعاملات کیمیاوی و تاثیرات بیولوژیک است . لذا میتوان این آثار را اساس دوزیمتری انتخاب نمود. اما در عین حال باید تست دوزیمتری داری سه شرط ثبات ،د قت 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 دوزیمیتری برمبنی 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 . بنابرین 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 ا ساس دو اصل زیر میباشد.

1- نمبر اتمی مؤثر هوا و انساج بدن خیلی ها به همدیگر مشابه اند.

2- مالیکول های هوا پس از ایونایزیسیون 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 ایونایزسیون برای هر دو محیط 35V است.

- برای طول موج های مربوط به گاز های رادیوتراپی ،هوای انفصال موج را جذب نمیکند. [12، 20، 30]

17-9 . واحدات اشعه

مانند هر کمیتی فزیکی 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 بیو لوژیکی را نشان بدهد .اما متأسفانه واحدی که مستقیماً صدمه بیولوژیکی حاصل از شعاع را مشخص سازد وجود ندارد .بنابرین واحدات اشعه بطور غیر مستقیم بدست آمده استفاده میشود .

1- واحدرونتگن(R):

Roentgen که بطور اختصار آن را به (R) نشان میدهند، اولین واحد اندازه گیری بین المللی برای سنجش مقدار شعاع الکترومقناطس 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^{o}،760mmHg) یک واحد الکتروستاتیک چارج برقی مثبت یا منفی ایجاد کند. یک واحد الکتروستاتیک معادل $2.083^{*}\ 10^{9}$ جفت ایون است.

رونتگن واحد تابش (Exposure) است .برای تعریف آن در سیستم SI از فارمول زیر استفاده میشود

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

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

$$1R = 10^3\ mr$$

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

معادل های رونتگن (R) عبارتند از:

یک رونتگن اشعه ،

- در یک سانتی متر مکعب ازهوا $2.083x10^9$ ،(0.001293g) جفت ا یون (یک واحد ا لکتروستاتیکی چارچ برقی) تولید کند.
- در یک گرام هوا $1.61.10^{12}$ جفت ایون تولید میکند.

سبب جذب 83erg انرژی در یک گرام هوا میشود.

- سبب جذب $5.23.10^{13}$erg الکترون ولت انرژی در یک گرام هوا میگردد .
- باعث جذب $6.77x10^{10}$ ev در $1cm^3$ هوا میشود.
- عامل جذب 93erg انرژی در یک گرام از نسج نرم است.

رونتگن (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 (Rad)[19] انتخاب نمودند. راد (rad) مقدار اشعه ایست که در 100erg انرژی آزاد کندیعنی یک گرام از هر ماده

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

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

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 گرام 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 در ین سیستم 1Gy برابر به یک ژول بر کیلو گرام است.

$$1\text{Gy} = \frac{1\,\text{joul}}{\text{Kg}}$$

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 دوزجذب شده را میتوان برطرف کرد.

---

[19] راد (rad) علامه اختصاري ازجمله انگليساي Radiation Absorbed Dose

3-دوز معادل (Dose Equivalent)

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

Biological Effectivenese) RBE (Relative:

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

فکتور انتقال خطی انرژی LET (Liner Energy Transter) :

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

فکتور کیفیت . دوز جذب= دوز معادل

)9-7DE= Absorbted Dosex Qf….(

واحد دوز معادل در سیستم قدیمی rem بود .

)9-81rem= rad x Qf…(

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

1Sv=100 rem

فصل دهم

تـــوموگـــرافی (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 .

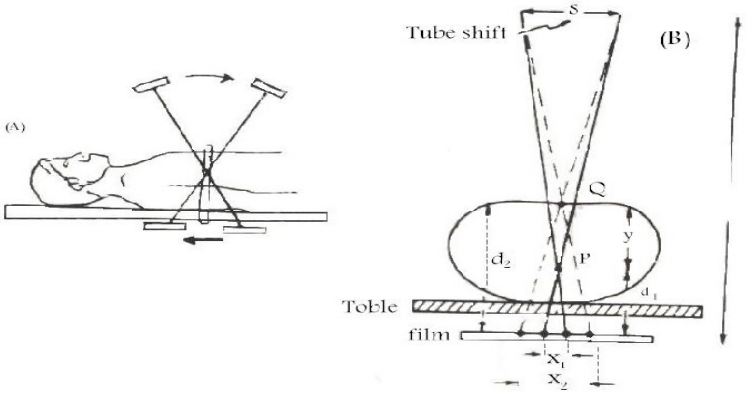
مبانی توموگرافی کمپیوتری برای اندازه گیری مستقیم بقایی انرژی یک ساحه اشعه x ،پس از عبور آن از قسمتی بدن است .یعنی به عوض اینکه یک فلم رادیوگرافی با تعامل کیمیاوی خود با لای املاح نقره تغییرات انرژی شعاع خارج شده از بدن را بصورت تصویر رادیوگرافی نشان دهد ، درینجا توسط دیدکتور حساس (Detector) میزان انرژی 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 ر ادیوگرام سایه های اعضای بدن که بر سر راه شعاع قرارمیگیرد روی هم می افتد و یک دیگر را می پوشاند . بنابرین 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 (10-1).



شکل (10-1) دیاگرام شیماتیک از اصول توموگرافي

شکل A بطور ساده تکتیک 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 . درتمام مراحل نقطه A ثابت باقی میماند . قسمتی از بدن که در امتدادA 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 CTپذیرفته شده است که به کمک آن میتوان ساختمان های اعضای داخل بدن را بررسی نمود. [5و9]

3-10 . ســـاختمان CT-Scane

دستگاه CT-Scaneوسیله مفید جهت تصویر برداری طبی بوده که مانند دستگاه معمولی رادیوگرافی از اشعه xجهت 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

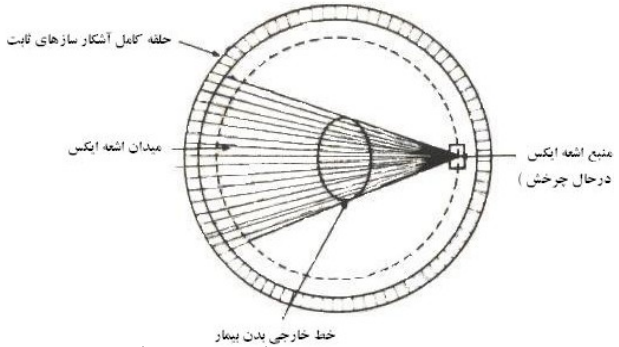
قرار میگیرد میباشد .البته کمپیوتر و مانیتوردر اتاق جداگانه جا بجا میباشند . بدن اصلی دستگاه محل تولید اشعه X میباشد که با دتکتور های برقی متعددکه مقابل یکدیگر در داخل تونل یا محفظهءصندوق مانند بزرگی قرارگرفته بدور قسمتی از بدن مریض (سر یا تنه)که بروی میز دراز کشیده می چرخد . در طی این چرخش از همان قسمت بدن که در داخل تونل قرار دارد از زوایای مختلف در حدود 16 تصویر مقطعی بدست میایدودوران 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 وکمپیوتر اطلاعات را تحلیل و اندازه گیری مینماید.در شیمای(10-2)دیده شود .

شکل (10-2) شیمای CT-Scan

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 کمپیوتر در محاسبه و جمع بندی انرژی باقیمانده اشعه Xپس از عبور ازتمام نقاطی است که در آن مقطع قرار گرفته اند واعدادی که از کمپیوتر بدست میاید در واقع ضریب جذب متوسط هر نقطه که در آن قشر عبوری اشعه است میباشد . تصویری که

بدین تر تیب 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 وسفید مغز را ازهم تفکیک وساختمان داخل مغز را نیز با مایع نخاعی محتوی آن از نسج خود مغر تشخیص داد.

شکل (10-3)



(10 - 3)دیاگرام ارتباط تیوب اشعه X وحلقه های دتکتورها 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 وانساج 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 نسفلید (Nounsfield) است که نام مخترح CT-Scan میباشد.

10-4. تشخیص اعضای بدن به روش CT-Scan

ازین روش تشخیصی میتوان جهت تصویر برداری ازتمام نقاط بدن استفاده نمود. اما درتشخیص اختلاطات وضایعات قسمت های ذیل ارجعیت خاص دارد. اعضا وجوانب داخل بطن وقفس صدری مانند جگر، گرده ، پانقرانس ، روده ها وششها . استخوانها وجمجمه ،مغز. اوعیه جهت بررسی وضعیت جریان خون به قسمت های مختلف بدن .

10-5 . اختلالاتی قابل تشخیص توسط CT-Scan

تشخیص ودرجه بندی تومورها (بویژه دربطن وقفسه صدری):

برخی آسیب های استخوان واعضای داخلی مانند التهابات یاضایعات که دراثر عوامل میخانیکی وفزیکی ایجاد شده.

طراحی وبرنامه ریزی جهت انجام رادیوتراپی واعمال جراحی ، ارزیابی امراض قلبی و بررسی بیماری های استخوان ها در اورتوپیدیک[3،]

10-6. شرایط اجرای CT-Scan

اشیای فلزی شریط اجرای CT-Scan رااخلال مینماید . لباس مریض درقسمت مورد نظر، زنجیرک ، انگشتر، دندان های مصنوعی ، کمربند و دکمه نیز بالای نتیجه CT-Scan اثرات منفی دارد.

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

برای انجام سکن باید مریض بروی تخت آرام دراز بکشد ودربعضی حالات به پهلو بخوابد.درهنگام فعالیت دستگاه، مریض باید حرکت نه کند ودر بعضی حالات نفس خود را حبس نماید.درمورد اطفال ممکن است برای مواظبت اش به والدین یا فرد دیگری در اتاق CT اجازه داده شود وبرایش 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 ترزیق گردد تا قسمت از عضو مورد نظر ازسایر قسمت ها متمایز گردد وتصویری باکیفیت بدست آید . موادی حاجب شامل ترکیبات ایودین اند. هدف از ترزیق ماده حاجب ایجاد کدورت است .

دربرخی حالات وجود درمقابل ماده حاجب حساسیت مینمایدکه بعد از 2 الی 3 دقیقه برطرف میگردد و درصورت تداوم معالجه گردد.

برای کسانیکه سنگ گرده دارند زرق ماده حاجت ضرر دارد وهم چنان ما درا نیکه طفل شیرخوار دارند درصورت ضرورت اگرماده حاجب ترزیق میشوند باید تا 24 ساعت به طفل اش شیر ندهد.

زمان واقعی انجام CT-Scan بستگی به نوع دستگاه داشته درحدود چند دقیقه است . جهت آماده سازی وکیفیت لازم تصویر درمجموع به مدت 20 دقیقه تا یک ساعت نیاز است.

درمقایسه به رادیوگرافی معمولی میزان اشعه X ناشی از CT بمراتب بیشتر است . با اینحال تصاویرحاصله از CT بسیار دقیق و ارزشمندتر از رادیوگرافی معمولی میباشد.

باید خطرات احتمالی بعداز مقایسه به اساس ضرورت درجهت حفظ سلامتی مریض توصیه شود، [3،1].

10- 7 . ویژه گی های تصویر CT-Scan

درتصویر رادیوگرافی X-ray به قسم مستقیم روی فلم تصویر پنهان وسپس تصویر اشکار بوجود می اید.

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 یاز دهـــم

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 ویا تصویر برداری بااستفاده از ریزونانس مقناطیسی (MRI) یاد شده منحیث وسیله قوی ومؤثر تشخیصی کلنیکی معاصر است که باگذشت زمان گستره استفاده آن وسعت یافته است .

بااستفاده ازین روش میتوان باگرفتن تصویر دقیق و واضح از اندام های داخل بدن معلومات کسب نمود.

11- 2. تـــــاریخـــچه MRI

درسال 1819 هانس کریستین اورستد بطور تصادفی متوجه شد که عقربه قطب نما درساحه یک جریان برقی منحرف میگرددوچنین 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 Magneic Resonance Imaging (NMRI)

در ده 1960 جیمز کلازک ماکسویل (Jemes Xlark Maxioell) سکاتلیندی جهت وسرعت امواج الکترومقناطیسی را محاسبه نمود، برعلاوه امواج ماورای بنفش و ماتحت قرمز رانیز پیشگویی کرد. 8 سال بعد هنریش هرتز(Hanrish Hertz) آلمانی به وجود امواج نامرئی والکترومقناطیسی آگاهی یافت وبیان 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.

درسال 1886 فریدریک ژولیت (Fredric joliot) وماری کیوری (Mari Curic) اشعه γ را کشف کرد و باکشف آنهاا ین مسأله روشن شد که انرژی امواج با فریکونسی بالا را میتوان تشخیص واندازه 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 MRIرا طرح ریزی نمودند که مهمترین آنها در سال 1905توسط البرت انشتین صورت گرفت. در سال 1911 ارنست رادر فورد و جی جی تامسن و در سال1913نیلز بور و یرو دور اسحاق رابی اولین آزمایش ریزونانس هسته ی را انجام داد. در سال1946 دو فزیکدان امریکائی بنام های فلیکس بلوچ (Flixi 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 بر گشت بصورت عموم در مرکبات مختلف متفاوت است .انها 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 اینده نگر بود تصمیم گرفت سکنری 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 آزماش 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 سال1971جنریک تصویر دو بعدی از MRI گرفت . اولین تصویر از حیوانات زنده در 1973 گرفته شد .

پس از سعی و تلاش فرا وان ومشکلات در روز سوم جولای 1977 اولین سکنر را ساخت و مدت 4ساعت و45 دقیقه طول کشید تاکه تصویر از بدن انسان اخذ کرد .

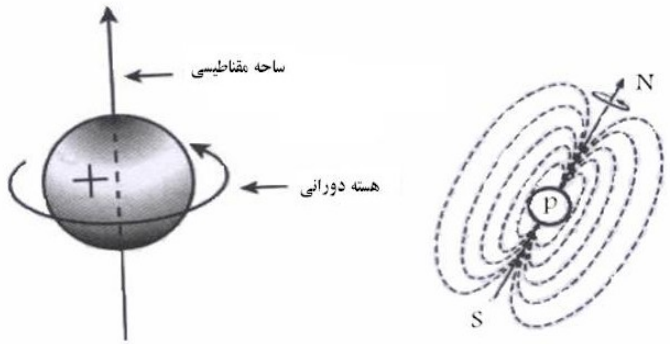
داکتر مادین نام اولین سکنر خود را سرکش (Indomitable) گذاشت که نشان دهنده عزم و اراده خستگی نا پذیر وی در ساخت این دستگاه بود . این دستگاه منحیث دست آورد بزرگ درمرکز تکنالوژی اسیتون واشنگتن قرار داد.[3و9]

11- 3 . مفاهیم و اساسات فزیکی MRI

اصول اساسی**MRI** به این واقعیت که هسته های بعضی عناصر وقتی 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 گی 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 گی های طبیعی 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، بنابرین هسته میتواند مانند یک ذره مثبت دورانی در نظر گرفته شود .

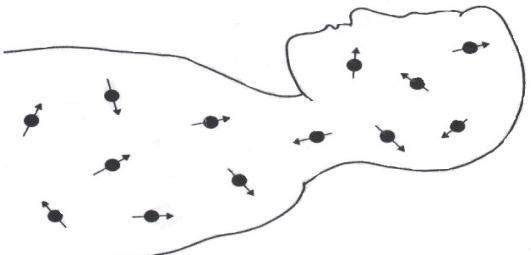
ذرات چارچدار متحرک ساحه



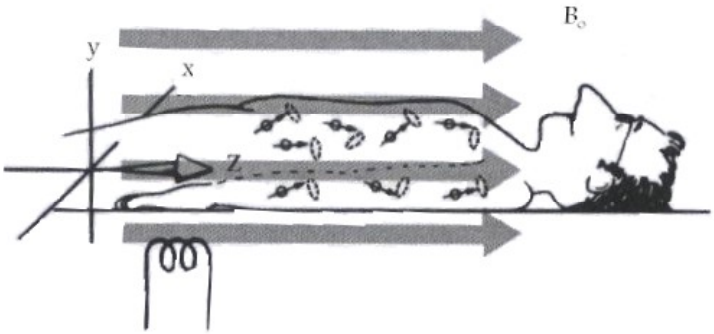
شکل 11-1) ایجاد ساحه ومومنت مقناطیسي به وسیله یک پروتون دوراننی

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 . درشکل (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 مقناطیسی در جهات گو ناگون خواهد بود و محصله کلی مومنت مقناطیسی به علت خنثی کردن یکدیگر این مومنت ها صفر است .هر گاه جسم یا مریض در یک ساحه قوی مقناطیسی BOقرار گیرد طبق شکل (11 -3)



شکل (11-3) قرارگرفتن دیپولهاي در یک ساحه مقناطیسي خارجاي مساواي به محور Z ها دریک ماشین NMR

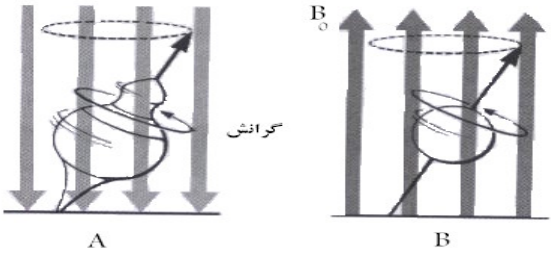
قرار گرفتن دیپول ها در یک ساحه مقناطیسی خارجی دیپول ها یا مومنت های مقناطیسی، خود در جهت ساحه مانند یک عقربه مقناطیسی کوچک در جهت شمال و جنوب قرار خواهندگرفت . چگونگی قرارگرفتن

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 .

4-11 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 دائره و با یک زاویه نسبت به محو ر دوران خواهد کرد .که این نوع حرکت دورانی انتقال نام دارد .شکل(4-11) .

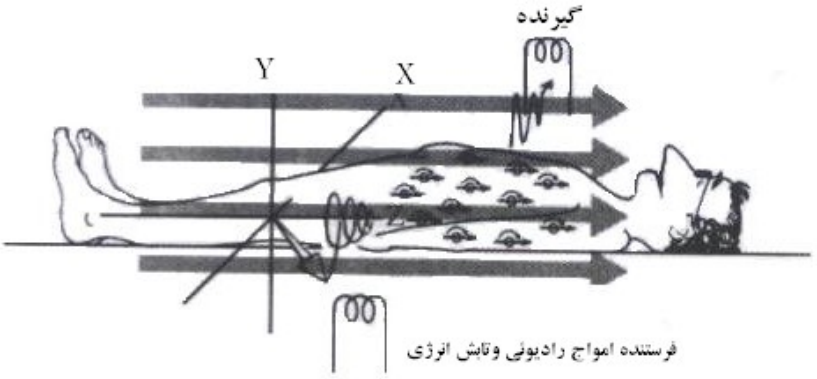
حرکت های وضعی و انتقالی هسته اتم هایدروجن دوران انتقالی فرفره به علت ساحه جاذبه زمین یک اصل ژیروسکوپی میباشد .



شکل (4-11) حرکت هاي وضعي وانتقالي هسته اتم هايدروجن ونمايش 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 درراستائی با زاویه ی نسبت به خطوط ساحه مقناطیسی خارجی انجام خواهد شد.شکل (11-5) .

فریکونسی دوران انتقالی به بزرگی یا شدت ساحه خارجی ونوع هسته بستگی



شکل (11-5) تحریک شدن دیپول ها باگرفتن انرژي امواج رادیویي ، برگشت به حالت آسایش وتابش امواج رادیویي

داردوشکل (11-5).

فریکونسی دورانی انتقالی از معادله

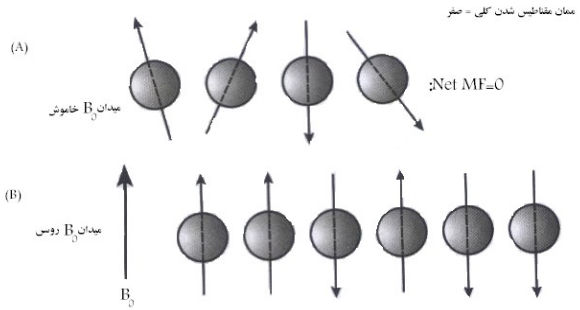
$$\omega = \gamma . B_O \qquad \text{.....} \quad (1\text{-}11)$$

بدست میاید ، که در آن ω فریکونسی دورانی برحسب MHZ و B_O .ساحه

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

`به عبارت ساده هنگامیکه مریض دریک ساحه مقناطیسی قرار میگیرد ، مومنت های مقناطیسی هر یک از اتمهای هایدروجن کوشش میکنندکه 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 (1-11)بدست میاید دوران میکند اما هم فاز نیستند . بنابرین محصله مومنت های مقناطیسی هسته ها به قسمیکه در شکل (11-6) نشان داده شده است میباشد .



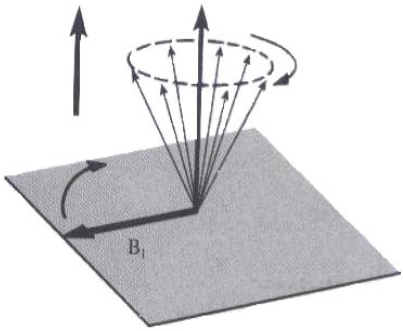
شکل (11- 6) محصله مومنت هاي مقناطيسي [9]

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 (11-1) میتوان نسبت ژیرو مقناطیسی هسته تحت مطالعه را تخمین نمود.چون هر هسته داری نسبت ژیرومقناطیسی 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].

11-5 . ریزونانس(Resonance)

واضحست که برای ساحه های پر توان فریکونسی دوران انتقالی بیشتر هسته ها ی اتمها ی 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 بتواندبا فریکونسی لار مور ریزونانس کندنباشد ، ملاحظه چانس این اثر اندک است . اما اگر فریکونسی RF مساوی به فریکونسی هسته هایدروجن 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 هایدروجن فرض کردیم ، دیپول هسته هایدروجن چرخانده (Flip) خواهد شد وبدین قسم هسته ها با جذب انرژی از امواج

RF داری انرژی اضافی شده و در راستای ساحه مقناطیسی بیرونی قرار خواهندگرفت .بر علاوه چرخیدن هسته های اتم هایدروجن و رفتن به سویه انرژی بالا تر و قرار گرفتن در جهت مخالف ساحه مقناطیسیBO ،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).

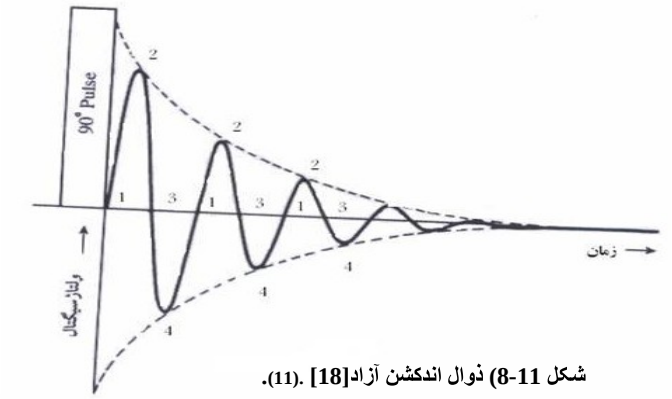


شکل (7-11) وکتور ساحه مقناطیسي شدن حالت تعادل

پیش از تابش و انتقال انرژی از امواج رادیوئی گفته میشود هسته ها در حال تعادل ساحه مقناطیسی خارجی هستند .پس از تابش امواج RF این هسته ها انرژی گرفته بر انگیخته 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 ژیرو مقناطیسی γو ساحه مقناطیسی خارجی B0 مشخص

میشود .هر قدر MO بزرگتر باشد، شکل تصویرریزونانس مقناطیسی MR روشنتر است . پس از دریافت انرژی امواج RF ، هسته ها در جهت مخالف BOراستا شده و در حال بر انگیخته 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 امتدادB0 جا خواهند گرفته و هم فازی که بوجود آمده از میان میرود. این بر گشت بحالت تعادل را آسایش(Relaxition) میگویند .و زمان لازم برای بر گشت بحالت اولیه را زمان آسایش مینامند . هنگام آسایش یک مو.ج 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 .بر گشت به حالت آسایش ذوال اندکشن آزاد یادمیشودکه بستگی شدت سیگنال را نسبت بزمان مشخص میسازد .این حالت در شکل (11 -8) نشان داده شده است .



شکل 11-8) ذوال اندکشن آزاد[18] .(11).

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 گستردهُ امواج رادیوئی جاروب کرد . یعنی همان کاریکه برای در یافت استگاه رادیوئی در یک آخذه رادیوئی انجام میدهیم با چنین روش طیف MRI هسته های مختلف بدست میاید . چون اتم هایدروجن در تمام بدن فراوان است و نسبت ژیروسکوپی 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 . تعداد ی از هسته ها ی 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]

هســـــته	فیصدی	نسبت

[21] - **Nuclear Magnatic Resonance** .

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

7 . 11- زمان آسایش (Relaxition)

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

زمان آسایش سپین -لاتیس (Latice) T_1

زمان آسایش سپین - سپین(spin) T_2

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 میکنندبستگی به تعداد هسته ها ی موجود مستعد برای این انتقال و یک ضریب ثابت T_1دارد 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 موادتحت آزمایش اند .گاهی زمان آسایشT_1 طویلتر از T_2وگاهی تقریباً مساوی اند ،مانند مایعات .

زمان های آسایش T_1وT_2 انساج مختلف بدن در جدول (11-2) داده شده است .[3و15و17]

جدول (11-2) کثافت سپین ، وزمان 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
قشرخاکستری	84	405	105
ماده سفید	70	345	65

11-8 . اساس تصویر برداری ریزونانس مقناطیسی(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 مقناطیسی تولید میکنند .ازین خاصیت اتمها ی 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 ویک اتم اکسیجن تشکیل شده ، بنابرین هسته اتم هایدروجن برای تصویر سازی مناسب میباشد .زیرا بطور طبیعی و بمقدار زیاد هایدروحن 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 اتمها ی 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 راکه طول میکشد تا این جریان به صفر برسد زمان استراحت عرضی مینا مند.حا لا اگر ما یک موج رادیوئی با طول موج دو برابرطول موج اولی به پروتونها ی که در همان جهت مقناطیسی می چرخد وارد کنیم،محور مقناطیسی آنها 180 درجه تغییر جهت خواهد داد. مدت زمانی طول بکشد تا دو باره پروتونها به حالت اولیه باز گردند .این زمان نسبت

حالت قبلی افزایش میآبد که زمان آسایش (استراحت)شبکه های دورانی نامیده میشود . زمان های T_2وT_1 برای انساج مختلف بدن متفاوت میباشد .لذا این زمان ها پس از ورود به کمپیوتر مورد سنجش قرار گرفته و نوع انساج و عضو مربوطه در کمپیوتر مشخص میشود و این اطلاعات به نقاط سیاه و سفید یا رنگی تبدیل و روی صفحه کمپیوتر 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 سپین (SD) برای تعداد ی از هسته های هایدروجن موجود در انساج ،زمان آسایش T_2و T_1 ,عکس العمل انساج پس از انگیزش سپین ها بوسیله امواج RF مشخص نمود . پس تصویر MRI نتیجه آمیختن این سه پارامتر اساسی است [3و9]

9-11 ساختمان ماشین MRI

ماشین MRI داری قسمت های ذیل اند:

- داری یک سلندر مقناطیسی که در بین آن یک سکنر کمپیوتری قرار دارد .
- یک کمپیوتر برای تحلیل تصویر و یک کمپیوتر برای تهیه راپور.
- داری یک بستر ی که مریض بالای آن خوابانده میشود .
- منبع فرستنده شعاع (α,β,γ,X).

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

11 - 10 .طرز کار ماشین MRI

شکل (11-9) شیماای MRI

سلندر

مقناطیسی قوه جاذبه مقناطیسی تولید میکندکه 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 سکنر کمپیوتری .

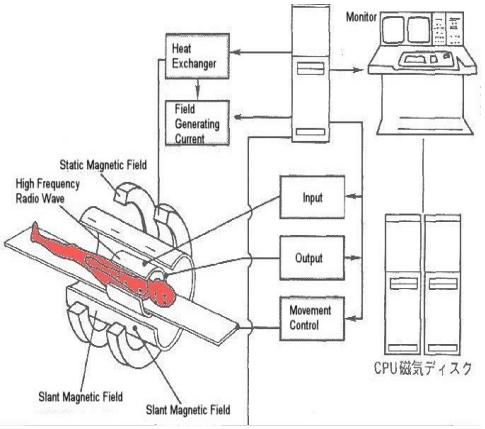
11- 11 . میخانیکیت کار دستگاه MRI

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 مدار های 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 سپین و این هسته را هسته فعال میگویند . علاوه برین هسته ها را میتوان مانندیک مقناطیس کوچک با قطب شمال و جنوب در نظر گفت .

در بدن انسان هسته های که این ویژهگی را دارند عبارتند از $^{15}N, ^{17}O, ^{13}C, ^{31}P, ^{23}Na, ^{1}H$ 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 چر خند و اتم هایدروجن مانند مقناطیس کوچک عمل نموده و هنگام بر گشت 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 ینکه تحت اثرساحه مقناطیسی قرار میگیرد

تقویه گردیده درین حالت سیگنال ها به موازات مقناطیس قرار داشته توسط مدار های حلقوی که در جنب مریض قراردارند اخذ وبه CPU دستگاه MRI انتقال میشود . دستگاه عامل، این سیگنال را تجزیه وتحلیل نموده به مونیتورانتقال و مونیتورتصویر واضح برای معالج تشکیل میدهد .درتمام 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 نمیباشند .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) ومقطع تاجی (coronal)و مقطع جداری (Parietal) از مریض میباشد .این میخانیکیت در اثر موجودیت سه محراق x,y,z دستگاه میباشد .[9و15]

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



شکل (11-10) شیمای فیزیکی **MRI** [27]

11-12 . مراحل اخـــــذ MRI

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

- از نزداشخاص مریض تحت آزمایش باید تمام اشیا فلزی از هر قبیل که باشد (انگشتر ،ساعت،مفاصل مصنوعی، آلات زینتی وغیره) دور ساخته شود .حتی اشیای فلزی نزدیک دستگاه قرار نداشته باشد زیراساحه مقناطیسی روی آن اثر گذاشته باعث اخلال تصویر و ضمناً به شخص نیز آسیب میرساند. به همین اساس دستگاه MRI را دراتاق 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 وسکن 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 اطلات تصویر ی به کمپیوتر داده و کمپیوتر 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 موضیعی : چون MRI بکمک شعاع رادیو اکتیف صورت میگیرد ، بناً در بعضی حالات از ماشین های موضیعی استفاده میشود .

- نوع دیگر این ماشین طوریست که صرف از ستون فقرات تصویر برداری مینماید .

- ماشینهای که بمنظور تصویر برداری احتشابطنی استفاده میشود .

11 -14. فرق MRI و CT-Scan

- دستگاه MRI با استفاده از ساحه مقناطیسی و امواجRF 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

--MRIدر تشخیص تقلصات غیر نارمل ، کوچک وکشف خونریزی شدیداعضای داخل بدن نظر بهCT-Scan اساس است.

- آفات و امراض مانند تومور های مغزی ،تجمع خون در دماغ ،تجمع آب در دماغ ومیرکی (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 درچشم . 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 وحتی مرگ گردد.

- عدم تصویر برداری از استخوان .

- وزن بسیار زیاد مقناطیس داخل دستگاه (درحدود 4 تن) و قیمت بالای آن.

- زمان طولانی مورد نیازجهت تصویر برداری (بطور معمول 45دقیقه).

- وجود هر گونه وسایل فلزی در اتاق محل آزمایش که ساحه مقناطیسی سبب کشیدن آن وسایل بطرف دستگاه شده وممکن است خطرات جانبی برای مریض بوجوداید.[9و24]

مـــُاخذ

1-آرمسترانک پیتر ،1382 .اصول تصویر برداری تشخیصی،ترجمۀ نوید یاری، چاپ پنجم ,انتشارات مؤسسه ؛ سماط تهران ،ص ُص23-41

2-اندرسن.آنتونی.باز تابش های دوپلری، ترجمۀ بابک،تیمور پور . رشد آموزش فزیک, سال نهم ,شماره36 ,سال 1373 ؛ تهران.

3-آرمستر انگ.پیتر مارین ل، داستی . اندر یا ج .راکل . 2004 . تصویر برداری تشخیصی , ترجمۀ ؛فریبرز ,یتی فیروز آبادی و مژگان صفدر خالی ؛موسسه نشراتی؛ اندیشه تهران ص ص 16-21 .

4- بهروز .محمد علی ,1371 . مقدمه ای بر فزیک پزشکی, موسسه نشراتی؛ استان قدس تهران .ص ص 330-54,283 ,351-342 ,364-361, 385-465,421- 482 .

5-بهیل .تری , 1374 . مهندس پزشکی ,ترجمۀسید محمد رضا, هاشمی .گلبیگانی,مهیا زردشتی ,, نشرات داشگاهی؛ تهران ,20,25,32 .

6-بوشانگ .آرچر,1378 . سونوگرافی تشخیصی فزیک بیولوژیو دستگاه ؛ مؤسسه نشراتی یز , تهران .ص ص 3,4, 27-33 ,41-46 , 51 , 58 ,63 , 64 ,

7-پار کر. پ.روی ,اسمیت .اس .پیتراج ,تیلور.دیودام , 1371 . علو م پایه در فزیک هسته ای .مؤسسه نشراتی؛دانشگاهی تهران. ص ص 9-20 , 26 , 28-36 , 122- 125 .

8- تکاور .عباس, 1389. فزیک پرستاری ؛ مؤسسه نشراتی ؛ارجمند تهران . ص ص 194, 206 -222 , 224-240 .

9 –تکاور .عباس ,1389. فزیک پزشکی ,چاپ نهم. مؤسسۀ نشراتی؛ یز , تهران . ص ص129-137 , 241 , 288 , 423-445 .

10- تا سی .ال .جی , 1367 . فزیک ذرات بنیادی ,مؤسسه نشراتی ؛ دانشگاهی ,تهران ,ص ص ,1-6 , 147-164 ,

11-رهبری .غلام حسین ,خدا دوست.علی اکبر ,شیرازی .حسن عسکر , دیگران . 1378 . فزیک پـــزشکی . چاپ سوم ,؛ انتشارات دانشگاهی , تهران , ص ص 305-250 , 399-311 ,

12-سیتوارد .سی , بشومگ .1369 .علوم رادیولوژی برای تکنالوژست ها , ترجمۀاشرف .احمد یان ,؛ مؤ سسه نشراتی دانشگاهی؛ تهران . ص ص 33-52 , 111-139 , 145-155 , 164- 176 , 181 .

13-سمبر وهرمان ,1371 . فزیک بهـداشت از دید گاه پرتو شناسی , ترجمۀمحمد ابراهیم . ابوکاظمی , هوشنگ.سپهری , علی رضا. بینش ,چاپ اول.مؤسسۀ 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 , ترجمۀ عباس تکاور , چاپ دوم ,مؤسسه ای نشراتی ؛یز تهران . ص ص 252-282 .

15 –کاری واس ,دودی .ثی ,موری .ثی , 1384 . فزیک رادیولوژی تشخیصی کریستینس . ترجمۀ ,بهمن .محتشمی مؤسسه نشراتی ؛سماط تهران . ص ص 1-63 , 87, 138-244 , 246-276 .

16-گوپال .ب .ساها , 1381 . فزیک در رادیولوژی پزشکی هسته وی , ترجمۀ عباس . تکاور , محمد افتخار ی , مؤ سسه نشراتی؛ یزتهران , ص ص 1-8 , 11-17 , 167 -170 , 190-199 .

17- نیو.کارل .آر ع نیو .براندسی , 1372 . فزیک در خدمت علم بهداشت .ترجمۀ , علی اصغر تکالو , مؤسسه نشراتی ؛آستان قدس تهران . ص ص 389-400 , 520-559 .

18- وهال . گیتون . 2006 . فزیولوژی پزشکی , ترجمۀ احمد ضیا .نیاورانی , جلد اول چاپ یازدهم مؤسسه نشراتی ؛ سماط تهران . ص ص 61-69 , 92-94 .

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** .

24- http://www **umscience**.com./ozmikroskop.

25- http://www **google** .com.Ataal pezushky sonography .

26-http:// **bionuclea**r mihanblog .com . 2007 .

27- http: // **daneshnama** .voshd. ir . 2007-04-08

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

30- Macgrate .Johnton.2002 .MidicalCardiology. Edition 8th ,printed pakistan pp86,90 .
31- Nelkon .M . 1993 Principles 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 wikpedia.org /.wiki /cystoscopy .
36 -www . en . wikpedia .org/wiki/esophagas.

End

اینجانب 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 سال1354 شامل فاکولته ساینس پوهنتون کابل و در سال 1357 از رشته فزیک فارغ التحصل گردیدم. بعد از فراغت از پوهنحی بحیث سوپر وایزر ساینس در تعلیم و تربیه تخارمقرر گردیدم بعد از یک مدت به خدمت عسکر ی 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 وتا سال 1370 درین سمت قرار داشتم . در سال 1373 مجداً بحیث معاون و یک مدت بحیث سر پرست درین پوهنحی و بعد از یک مدت انفصال ازین پست در سال 1378مجداً بحیث معاون مقرر و تا سال 1381 در ین پست قرار داشتم .بمنظور انجام کار های علمی و تحقیقی ازین پست استعفاء نمودم وحدود23 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 رئس کمیته امتحانات پوهنتون بلخ با طرح اولین طرزالعمل کاری ، عضو شورای علمی پوهنتون بلخ ، عضو شورای علمی پوهنحی، 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 حدو د 22 اثر علمی تالیفی، تحقیقی ورساله علمی به نشر شده و 2 اثر تحت کار دارم که انشاء اله اماده چاپ میگردد.

با احترام

پوهاند میر محمد ظاهر حیدری

استاد فزیک طبی پوهنحی 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 itis 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 ofthe 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 tothe German Federal Foreign Office, theGerman 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

ISBN 978849280827-4

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.