



پوهنتون بلخ
پوهنتون طب

بیوفزیک



پوهنوال میر محمد ظاهر حیدری

۱۳۸۹



بیوفزیک

Bio Physics

پوهنوال میر محمد ظاهر حیدری



Balkh University
Medical Faculty



Bio Physics

Mir M. Zahir Haidary
2010



Funded By:

DAAD

Deutscher Akademischer Austauschdienst
German Academic Exchange Service

Printed in Afghanistan

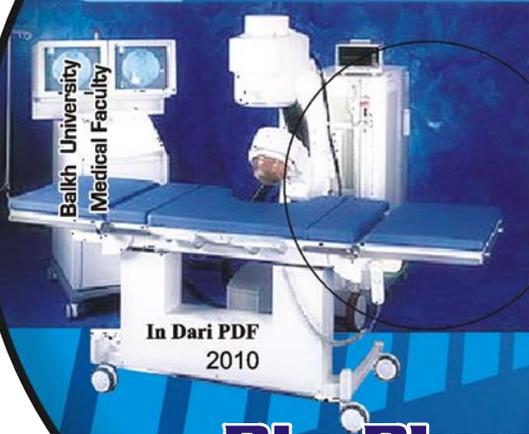
ISBN 9-7899-3621



9789936211346

بیوفزیک

پوهنوال میر محمد ظاهر حیدری



پوهنتون بالیخ
بیوفزیک

Funded by DAAD

Bio Physics

Prof. Mir M Zahir Haidary

Download: www.balkh-un.edu.af

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

وزارت تحصیلات عالی

پوهنتون بلخ

پوهنځی طب

بیوفزیک

مولف: پوهنوال میر محمد ظاهر حیدری

سال ۱۳۸۹

مشخصات کتاب:

نام کتاب :	بیو فزیک
مؤلف :	پوهنوال میر محمد ظاهر « حیدری »
ناشر :	پوهنځی طب پوهنتون بلخ
کمپوز :	رشاد بیک « عزیزى »
چاپ :	مطبعه سهر ، کابل، افغانستان
تعداد نشر:	۱۰۰۰
سال :	۱۳۸۹
دوندو:	www.balkh-un.edu.af

کتاب هذا توسط انجمن همکاریهای اکادمیک آلمان (DAAD) از بودیجه دولت فدرالی آلمان تمویل شده است. امور تخنیکي و اداري کتاب توسط انجمن عمومي پرسونل طبي در کشور آلمان (DAMF e.V.) و موسسه افغانیک (Afghanic.org) انجام یافته است. مسؤلیت محتوا و نوشتن کتاب مربوط نویسنده و پوهنځی مربوطه می باشد. ارگان های کمک کننده و تطبیق کننده مسؤل نمی باشند.

اگر میخواهید که کتابهای تدریسی طبی چاپ گردد، با ما به تماس شوید:
داکتر یحی وردک ، وزارت تحصیلات عالی، کابل
تلیفون: ۰۰۷۰۶۳۳۰۸۴۴ ، ایمیل: wardak@afghanic.org

تمام حقوق نشر و چاپ پیش نویسنده محفوظ است.

تذکر

استادان گرامی و محصلین عزیز!

در پوهنتون های کشور نبود و کمیابی کتب درسی یک مشکل عمده به نظر میرسد، برای حل مشکل متذکره ما سال گذشته با همکاری موسسه همکاری های اکادمیک آلمان (DAAD) در پوهنځی طب ننگرهار توانستیم پروسه چاپ کتب درسی را آغاز نماییم. و بعدا به اثر درخواست پوهنتون ها، وزارت تحصیلات عالی و کشور آلمان توانستیم، این برنامه را به پوهنتونهای دیگر کشور توسعه دهیم.

پلان ستراتیژیک وزارت تحصیلات عالی (۲۰۱۰ - ۲۰۱۴) کشور بیان می دارد:

« برای ارتقای سطح تدریس، آموزش و آماده سازی معلومات جدید، دقیق و علمی برای محصلان، باید برای نوشتن و نشر کتب علمی به زبان 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 یابند.»

محصلین و استادان پوهنځی های طب کشور با مشکلات زیاد روبرو هستند. میتود درسی بسیار کهنه میباشد، محصلین و استادان به معلومات جدید دسترسی ندارند. محصلین از آن کتب و چپتر ها استفاده می نمایند، که بسیار کهنه و در بازار به کیفیت پایین کاپی میگردد. از اینکه کشور ما ضرورت به داکتران مسلکی و ورزیده دارد، باید به پوهنځی های طب توجه زیادتیر صورت گیرد.

برای حل این مشکل، آن‌عهه کتب که از طرف استادان پوهنځی های طب نوشته شده است جمع آوری و چاپ گردد. در این راستا کتاب های درسی را از پوهنځی های طب مزار شریف، ننگرهار، کندهار، و خوست جمع آوری و چاپ کردیم که یک نمونه آن در اختیار شما میباشد.

اینکه چاپ نمودن کتب یک بخش از پروگرام ما میباشد، فعالیت های دیگر ما به طور ذیل می باشد:

1. کتب درسی طبی: کتاب که در اختیار شما است نمونه ای از فعالیت های ما میباشد، ما میخواهیم که این روند را ادامه دهیم تا بتوانم در زمینه تهیه کتب درسی با پوهنتون های کشور همکاری نمایم و دوران چپتر و لکچرنوت را خاتمه بدهیم.
2. تدریس با میتود جدید و وسایل پیشرفته: پوهنځی های طب بلخ و ننگرهار دارای یک پایه پروجیکتور بود، و اکثر استادان به شکل تیوریکی تدریس می دادند. سال جاری با کمک DAAD (موسسه همکاری های اکادمیک آلمان) توانستیم در تمام صنوف درسی پوهنځی های طب بلخ، هرات، ننگرهار، خوست و کندهار پروجیکتورها نصب نمایم.
3. ماستری در طب بین المللی در هیدل برگ: در نظر داریم که استادان بخش صحت عامه پوهنځی های طب کشور را به پوهنتون هیدل برگ کشور جرمنی برای دوره ماستری سفر داشته باشد.

4. ارزیابی ضروریات: وضعیت فعلی (مشکلات موجوده و چلنجهای آینده) باید بررسی گردد و به اساس این بررسی به شکل منظم پروژه های اداری، اکادمیک و انکشافی به راه انداخته شود.
5. کتابخانه ها: باید در تمام مضامین مهم و مسلکی کتب به معیار بین المللی به زبان انگلیسی خریداری و به دسترس کتابخانه های پوهنخی های طب قرار داده شود.
6. لابراتوارها: در پوهنخی های طب کشور باید در بخش های مختلف لابراتوار وجود داشته باشد.
7. شفاخانه های کادری: هر پوهنخی طب کشور باید دارای شفاخانه کادری باشد و یا در یک شفاخانه شرایط برای ترینگ عملی محصلین طب آماده گردند.
8. پلان ستراتیژیک: بسیار مفید خواهد بود که هر پوهنخی طب در چوکات پلان ستراتیژیک پوهنتون مربوطه خود دارای یک پلان ستراتیژیک پوهنخی باشد.

از تمام استادان محترم خواهشمندیم که در بخش های مسلکی خود شان کتب جدید نوشته، یا هم ترجمه نمایند و یا هم آن کتاب های دیرینه، لکچرنوت ها و چپتر ها خود را ایدیت و آماده چاپ نمایند. بعدا به دسترس ما قرار دهند، که به کیفیت عالی چاپ و به شکل مجانی به دسترس محصلین قرار دهیم.

همچنان در مورد نقاط ذکر شده پیشنهادات خود را به ادرس ذیل با ما درمیان گذاشته تا بتوانیم مشترکا در این راستا قدم های مؤثر را برداریم. از محصلین عزیز خواهشمندیم که در امور ذکر شده با ما همکاری نمایند.

از مؤسسه دی اه اه دی (همکاری های اکادمیک آلمان) تشکر می نمایم که مصرف چاپ کتب و پروجیکتورها را به عهده گرفت، از پروگرام کاری ما حمایت نموده و وعده همکاری های بیشتر نموده است. از انجمن پرسونل طبی افغان در آلمان (DAMF e.V.) متشکرم که با ما همکاری بوده اند.

در افغانستان در پروسه چاپ کتب از همکاران عزیز در وزارت محترم تحصیلات عالی بخصوص پوهاند صاحب صابر خویشکی، روسای پوهنتون ها و پوهنځی ها و استادان گرامی شکر گذارم، و همچنان از همکاران نزدیکم روح الله وفا و بهار صابر هم بسیار تشکر می نمایم.

داکتر یحیی وردگ، وزارت تحصیلات عالی،

کابل، ۲۰۱۰ م کال، دسمبر

موبایل: ۰۷۰۶۳۲۰۸۴۴

ایمیل: yahya_wardak@hotmail.com

پیشگفتار

جهان در حال پیشرفت است و انسان ها تلاش میورزند تا اسباب سعادت مندی و رفا همگانی را دریافته و در جهت مشخص از آن استفاده نمایند . پیشرفت های چشمگیر ساینس و تکنالوژی در کشور ما که فقر فرهنگی را گذشتانده و هنوز هم نشانه های آن را در پیکر دارد ، تشنه و آشفته است تا در مسیر این پیشرفت ها و تحولات جهانی سمت یابد .

دگرگونی های عظیم که در سال های اخیر در کیفیت آموزش و پرورش رخ داده است ، باز تابی از نیاز های روز افزون و متغییر جوامع امروزی است . گسترش تکنالوژی در همه عرصه ها از یکسو و تغییرات پی در پی در شیوه های زندگی و روابط انسانی از سوی دیگر ، مسایلی است که باهم گره خورده اند . در چنین شرایطی باید بر نامه ها و روشهای آموزشی توان پاسخگوی به نیاز های امروزی داشته و همگام با پیشرفت های معاصر باشد . بر اساس همین اصل کلی پالیسی وزارت محترم تحصیلات عالی رقم زده شد و سیستم کزیدت شامل نظام تحصیلی در کشور گردید.

دیپارتمنت فزیک پوهنحی طب پوهنتون بلخ با در نظر داشت تجدید نظر کریکولوم درسی و عیار ساختن آن به سیستم کزیدت و ضرورت مبرم با کتاب درسی مسؤلیت تالیف کتاب بیو فزیک را برای محصلان صنف اول در سمستر اول مطابق مفردات پیشنهادی ورکشاپ تجدید نظر بر کریکولوم و تائیدی ریاست محترم انسجام امور اکادمیک (433 مورخ 1386/2/24) را مسؤولیت داد . که

درین راستا تجربه چندین سال تدریس ، درک تفکیک نیاز های مسلکی محصلان طب در مضمون و علاقمندی شان در آموزش شامل میباشد .

در تالیف این کتاب تمام معیارهای پیداکوژیکی رعایت گردیده و در آن از طرح فارمول های معلق و زمان گیر صرف نظر شده است . و حتی الوسع سعی گردیده تا برای خواننده قابل فهم بوده باشد . مطالعه این کتاب نه تنها برای محصلان طب ، بلکه برای کلیه دست در کاران عرصه خدمات طبی اعم از ستوماتولوژی ، نرسنگ و فارمسی مفید و ارزشمند بوده بمطالعه آن توسعه میگردد . در راستای انجام این مسؤولیت بجا میدانم تا از همکاری های صمیمانه محترمین هریک

- پوهاند دکتور محمد عظیم هاشمی
- پوهاند دوکتور محمد میرزا پیمان
- پوهاند زلمی ذهاب
- پوهاند دکتور عبدالغفور همدل
- پوهاند دکتور محمد انور شمس

که نظریات شان در غنمندی این اثر شامل بوده و وقت گران بهای شان را در مطالعه این کتاب وقف نموده و با مسؤولیت و صمیمانه مرا افتخار بخشیده اند ، سپاسگذاری نمایم . برای شان صحت همیشگی توأم موفقیت های مزید شان را در همه عرصه های زندگی از بارگاه احدیت تمنا دارم .

و من اله توفیق

پوهنوال میر محمد ظاهر حیدری

استاد فزیک طبی پوهنچی طب پوهنتون بلخ

مراحل دیداکتیکی در تالیف کتاب

اجرای تمام فعالیتها بویژه تالیف کتاب، کارهای علمی و تحقیقی برای رسیدن به یک هدف معین مراحل مختلف را به شیوه های مختلف طی و با یک انگیزه آغاز میشود. تالیف این کتاب نیز به آنگونه است. انگیزه تالیف کتاب همانا ضرورت به مواد درسی میباشد. مضمون بیوفزیک که جز پروگرام درسی پوهنحی های طب بوده و در سیستم کریدت در 16 ساعت لکچرو و 16 ساعت کار عملی که جمعاً 2 کریدت میشود تدریس میگردد. ریفریش نمودن مواد درسی و شمولیت مواد جدید از زمره مسوولیت های کادرهای علمی شمرده میشود تا در ساحه امکانات در تحقق این هدف مصمم و هدف مند تلاش بعمل آید.

هدف:

- در تالیف کتاب بیوفزیک این اهداف شامل میباشد:
- شمولیت پیشرفتهای مهم در شناخت پدیده های و پژوهش های جدید در برنامه درسی.
 - عیار ساختن کریکولوم و مفردات درسی به سیستم معیاری کریدت.
 - ضرورت دیپارتمنت فزیک به کتاب درسی.
 - آشنا ساختن محصلان به دست آورد های علمی و تحقیقی در ابعاد مختلف.
 - استفاده از شعاع در تداوی و تشخیص امراض.

- آشنای محصلان به اثرات شعاع و صورت وقایه از اضرار آن
- آمادگی برای جلوگیری از بروز حوادث و میکانیزمهای آن .

ویژگی ها:

- ارتباط و پیوستگی بیوفزیک با علوم و پیوستگی مطالب .
- قابل فهم و ساده بوده پاسخگو نیازمندی در محدوده بر نامه درسی
- بیان مفاهیم و قوانین در مثال های غرض کسب مهارت جدید در استفاده مستقلانه از آنها .
- داشتن تمرینات بمنظور تحکیم دانش و کسب مهارت و ممارثت.
- توضیح مفاهیم و پدیده های بدن به اساس نیاز و کار برد آن در طب

مواد درسی :

- مواد درسی در تهیه کتاب درسی ، کتابها ، انترنت و نتایج تحقیقات دانشمندان .
- مواد درسی که برای آموزش و تحکیم آموزش در توضیح پدیده ها شامل است از قبیل سامان لابراتواری و وسایل تشخیصه .

روش تدریس :

- در تدریس موضوعات درسی نظر به خصو صیات موضوع و دسترسی به امکانات نیاز به روشهای مختلف در زمینه میباشد ، که

باید استفاده شود، از قبیل میتود لکچر، مناقشه، کار عملی و توضیح
میباشد. بیشتر

به روش فعال بودن محصل تاکید میشود.

مدت تدریس:

محتوای کتاب به اساس ضرورت و با سلامت کریولوم درسی برای
یک سمستر در 16 ساعت درسی 50 دقیقه ای آماده گردیده است
تا استادان با رعایت زمان تدریس دریک سمستر عملی کنند.

توصیه:

کتاب درسی بیو فزیک مطابق کریکولوم و مفردات تهیه شده و برای
یک سمستر عیار گردیده است.

در محتوای آن تسلسل موضوعات در نظر گرفته شده و طرز استفاده
از آن شامل بوده برای محصلان عزیز قابل فهم و خیلی مفید میدانم.
برای تطبیق مواد درسی در چوکات اوقات تعیین شده در یک سمستر
، زمان بندی شده است تا از ضیاع وقت در تدریس جلوگیری بعمل
آید.

فهرست عناوین

صفحه	عنوان
1	مقدمه
	فصل اول
	بیوفزیک در پیوستگی با علوم
5	2-1 تاریخچه
6	3-1 رابطه فزیک با طب
7	4-1 رابطه بیوفزیک با تخنیک
8	5-1 بیوفزیک بحیث یک علم جدا
8	6-1 شعبات بیوفزیک:
10	7-1 مفاهیم اساسی بیوفزیک
11	8-1 ضرورت آشنائی به بیوفزیک:
12	9-1 عواقب بی توجهی به فزیک طبی و بیوفزیک
12	10-1 فواید آشنائی طبیبان و نرسان با فزیک طبی
13	11-1 آینده فزیک طبی
14	مسایل
	فصل دوم
	غظلت محلولات
15	1-2 فیصد
17	2-2 محلول مولر

- 17 3-2 محلول مولل
- 17 4-2 محلول نارمل
- 19 5-2 اسمول
- 19 6-2 اسمولالیتة - و اسمولالیتة
- 20 7-2 رابطه بین اسمول (osmol) و مول (mol)
- 21 8-2 رابطه اسمولالیتة و فشار اسموس
- 22 9-2 ملی اکولانت
- 23 10-2 کار برد غلظت در طبابت
- 25 مسایل

فصل سوم

- 27 غلظت ا یون های دروجن و مفهوم PH
- 27 1-3 قانون عمل کتله
- 29 2-3 تعریف اسیدها و قلوئی ها
- 29 3-3 تطبیق عمل کتله در اسیدها و قلوئی ها
- 30 4-3 ایونایزیشن آب
- 31 5-3 تعیین PH
- 33 6-3 محلول بفر (Buffer)
- 33 7-3 معادله Henderson Hasselbalch
- 35 8-3 تعیین pH خون
- 36 9-3 اسیدوسیس (Acidosis)

38	10-3 الکالوسیس (Alkalosis)
40	Tetany وحادثة Alkalosis 11-3
41	مسائل
فصل چهارم	
پدیده های مالیکولی	
43	1-4 عملیه انتشار یا Diffusion
43	2-4 قانون انتشار فیک (Fick)
45	3-4 دیفوژن یون ها در محلول
48	4-4 دیفوژن از غشای سلول
49	5-4 عملیه اسموسس (Osmosis)
50	6-4 اهمیت تعداد ذرات در تعیین فشار اسموتیک
53	7-4 معادله پوتنسیل انتشار با اختلاف غلظت (معادله نرنست)
54	8-4 پرده نیمه قابل نفوذ
54	9-4 قانون فشار Osmotic
56	10-4 اندازه نمودن فشار Osmotic
58	11-4 تعیین Tonicity یک محلول
59	12-4 تأثیر ایونایزشن بالای فشار Osmotic
61	13-4 دیالیز
62	14-4 اهمیت اسموس در طبابت
64	مسائل
68	

فصل پنجم

ساختمان اتم

- 69
70
72
79
80
84
85
85
88
- 1-5 تاریخچه اتم
2-5 ساختمان اتم
3-5 نظریه اتمی بوهر
4-5 نظریه کوانتم
5-5 کوانتم نمبر های اتم
6-5 الکترون ولت (Electron Volt)
7-5 ایونایزیشن پوتنشیل (Ionization potential)
مسایل

فصل ششم

قوه های هستوی

- 89
90
94
96
99
104
- 1-6 قوه های هستوی
2-6 عناصر ایزوتوپ، ایزوبار، ایزوتون، ایزومیز
3-6 تعیین کتله توسط (Mass Spectrograph)
سپگتروگراف)
4-6 انرژی هستوی
مسایل

فصل هفتم

- 105 اشعهء ایکس (X-Ray)
- 105 1-7 اشعه کاتودیک
- 108 2-7 مشخصات اشعه کاتودیک
- 109 3-7 کشف اشعه X
- 109 4-7 تولید اشعه رونتگن (X-Ray)
- 111 5-7 تیوب تولید اشعه رونتگن:
- 114 6-7 تیوب های تشخیصی و درمانی
- 117 7-7 ماهیت اشعه رونتگن
- 118 8-7 انواع اشعهء رونتگن
- 119 9-7 خواص اشعه رونتگن
- 121 10-7 طیف اشعه رونتگن
- 124 11-7 جذب اشعه رونتگن:
- 126 12-7 اشعه ثانویه
- 127 13-7 اثر متقابل اشعه رونتگن و میخانیکیت جذب آن
- 132 14-7 اندازه نمودن شدت X-Ray
- 133 15-7 X-Ray فلتر کردن
- 134 16-7 اشعه ثانویه فلتر
- 135 17-7 انواع فلتر های
- 135 18-7 اندازه گیری مقدار X-Ray

- 137 19-7 واحداث اشعه
- 142 مسایل
- فصل هشتم**
- رادیو لوژی**
- 143 1-8 اصول فیزیکی تشخیص رادیولوژی
- 146 2-8 مزایای متقابل رادیوسکوپی و رادیوگرافی
- 149 3-8 ساختمان فلم رادیوگرافی
- 151 4-8 انواع فلم
- 152 5-8 صفحات تقویت کننده
- 154 6-8 تاریخ خانه و تجهیزات آن
- 156 7-8 لوازم رادیوگرافی
- 157 8-8 مشاهده قسمت های از بدن بطور مصنوعی در رادیوگرافی
- 162 مسایل
- فصل نهم**
- اتم رادیو اکتیف و کار برد آن در طبابت**
- 163 1-9 تاریخچه عناصر رادیو اکتیف
- 167 2-9 اتم رادیو اکتیف
- 169 3-9 مشخصات و خواص اشعه رادیو اکتیف
- 173 4-9 انشقاق هسته ای

- 174 5-9 ترکیب هسته ای
- 175 6-9 معادلات دگرگونی
- 177 7-9 نصف عمر
- 178 8-9 عمر متوسط
- 179 9-9 مواد رادیو اکتیف
- 180 10-9 واحد مقدار ایزوتوپ
- 181 11-9 کار برد مواد رادیو اکتیف در طبابت
- 182 12-9 استفاده مواد رادیو اکتیف برای تشخیص
- 183 13-9 استعمال مواد رادیوالکتیف در تداوی
- 194 14-9 دوا های رادیو اکتیف
- 201 مسایل

فصل دهم

- 203 اثرات شعاع و رادیو بیولوژی
- 204 1-10 اثرات اشعه بالای مالیکول های بدن
- 206 2-10 تأثیرات شعاع بالای سلول
- 208 3-10 اثرات سو ماتیک شعاع
- 211 4-10 تأثیرات اشعه بر خون و دستگاه های تولید کننده خون
- 214 5-10 تاثیر اشعه بر دستگاه های تناسلی
- 216 6-10 اثرات جلدی اشعه
- 217 7-10 اثرات ژنتیکی اشعه

- 218 8-10 اثرات فیزیکی شعاع بر بدن
- 221 9-10 اثرات کیمیاوی شعاع بر بدن
- 224 10-10 تسمم شعاع
- 225 11-10 سطح تابش و اعراض مربوط به آن
- 229 مسایل

فصل یازدهم

- 231 **تدابیر وقایوی در برابر شعاع**
- 231 1-11 حفاظت در برابر شعاع
- 233 2-11 تعیین ضخامت موانع حفاظت
- 234 3-11 تدابیر محافظتی در مؤسسات
- 235 4-11 تدابیر محافظتی در اثنای تشخیص
- 237 5-11 تدابیر و قایوی در تداوی رونتگن
- 238 6-11 تدابیر عمومی
- 240 مسایل

فصل دوازدهم

- 241 **توضیح فیزیکی وسایل تشخیصه طبی**
- 242 1-1-12 اصطلاحات ومفاهیم صوتی
- 246 2-1-12 پدیده های صوتی
- 249 3-1-12 شدت صوت
- 249 4-1-12 واحد شدت یا توان صوتی

- 250 5-1-12 کاهش شدت صوتی
- 251 6-1-12 امپیدانس صوتی
- 252 1-2-12 ستاتسکوپ
- 254 2-2-12 اجزای مهم ستاتسکوپ
- 254 3-2-12 اساسات فزیکى و طرز استفاده از ستاتسکوپ
- 256 1-3-12 التراسوند (Ultrasound)
- 258 2-3-12 تاریخچه التراسوند
- 259 3-3-12 میتود تولید التراسوند
- 260 4-3-12 روش پیزوالکترېسته
- 266 5-3-12 دستگاه مؤلدا امواج التراسوند
- 267 6-3-12 ترانسدیسوسر وانواع آن
- 269 7-3-12 موارد استعمال طبی التراسوند
- 272 8-3-12 میتود استفاده از التراسوند
- 275 9-3-12 موارد استعمال A-scan
- 279 10-3-12 تکتیک داپلر
- 280 11-3-12 اثر داپلر (Doppler effect)
- 280 12-3-12 معادله داپلر
- 282 13-3-12 زاویه داپلر
- 284 14-3-12 اثرات فزیولوژیک التراسوند در تداوی
- 286 15-3-12 خواص عمومی امواج التراسوند

- 287 16-3-12 مقایسه التراسوت بارادیو گرافی
- 288 17-3-12 خطرات سونوگرافی
- 289 **1-4-12 لیتو تروپسی (Lithotripsy).**
- 292 2-4-12 تدابیر وقایوی در عملیه لیتوتریپسی
- 293 3-4-12 اختلالات عملیه لیتوتریپسی
- 294 **1-5-12 اندوسکوپ (Endoscope)**
- 296 2-5-12 موارد استفاده اندسکوپ
- 298 3-5-12 برانشسکوپی
- 300 4-5-12 سایستوسکوپی
- 300 5-5-12 روش سایستوسکوپی
- 302 **1-6-12 الکتروانسفالوگراف**
- 303 2-6-12 الکتروانسفالوگرافی چیست؟
- 305 3-6-12 استفاده کلینیکی از EEG
- 306 4-6-12 روش استفاده از EEG
- 308 5-6-12 الکترو کاردیو گرام
- 308 6-6-12 تاریخچه الکترو کاردیو گرام
- 309 7-6-12 فعالیت ها برقی بدن
- 313 8-6-12 وسایل اندازه گیری پیام های برقی
- 313 9-6-12 ECG موجهای
- 314 10-6-12 روش کار برد ECG

- 318 11-6-12 فواصل و قطعه خط های نورمال
- 320 12-6-12 لید های ECG
- 324 1-7-12 **توموگرافی (Tomography)**
- 326 2-7-12 ساختمان CT-Scan
- 329 3-7-12 تشخیص اعضای بدن به روش CT-Scan
- 329 4-7-12 اختلالاتی قابل تشخیص توسط CT-Scan
- 330 5-7-12 شرایط اجرای CT-Scan
- 331 6-7-12 ویژه گی های تصویر CT-Scan
- 332 1-8-12 **تصویر برداری با استفاده از ریزونانس**
مقناطیسی
- 332 2-8-12 تاریخچه MRI
- 335 3-8-12 مفاهیم و اساسات فیزیکی MRI
- 338 4-8-12 دوران انتقالی (PRECESSION)
- 341 5-8-12 ریزونانس (Resonance)
- 344 6-8-12 ریزونانس مقناطیسی هسته
- 345 7-8-12 زمان آسایش (Relaxation)
- 346 8-8-12 اساس تصویر برداری ریزونانس مقناطیسی (MRI)
- 348 9-8-12 ساختمان ماشین MRI
- 349 10-8-12 طرز کار ماشین MRI
- 349 میخانیکیت کار دستگاه MRI

351	MRI 11-8-12 مراحل اخذ
353	MRI 12-8-12 انواع ماشین
353	CT-Scan و MRI 13-8-12 فرق
353	MRI 14-8-12 موارد عدم کار برد
355	جدول های ضمیمه
365	اندکس
371	مأخذ

مقدمه

پیشرفت های جهش گونه تکنالوژی و افزایش روز افزون دستگاه ها ، تأسیس و توسعه مراکز تشخیصه ، شمولیت سامان و وسایل الکترونیکی در طب امروز و تداوی باشعاع لزوم غیرقابل اجتناب به متخصصین کار آزموده و مجرب در مهارت های مسلکی دارد .

بیوفزیک در قبال اهداف معین به تشریح و توضیح پدیده های می پردازد که طیب در راستای کار های خویش به آن نیاز داشته پیوسته فعالیت های شان به آن مربوط است .

فزیک علمیست که از قوانین حاکم بر ماده بحث مینماید و ماده یک کلمه عام بوده در بر گیر همه پدیده های موجودات حیه و غیر حیه میباشد که انسان نیز شامل آن است . بناءً قوانین فزیک بر کلیه اجسام قابل تطبیق میباشد .

بیوفزیک علمیست که چندین رشته ای از علوم را چون کیمیا، بیولوژی و فزیک در بر دارد . در توضیح پدیده ها بهر یک تاکید داشته و امکان برقراری روابط را در یک چوکات معین حاصل نموده است . انگیزه تالیف این کتاب همانا نیاز به مواد مطبوع در گستره ای علوم رقم زده شده . کریکولوم جدید و شمولیت اهداف معاصر بر الویت آن افزوده است . بدون شک فراگیری اصول کلی علم بیوفزیک برای محصلان طب معالجه ، اطفال ، ستوماتولوژی ،

نرسنگ ، فیزوتراپی ، رادیولوژی ، رادیوتراپی و فارمسی منحصی الفبای بر نامه آموزشی طبی محسوب میگردد.

این علم اصلاً یک علم مرکب است و یک هدف برجسته آن استفاده از قوانین و شیوه های فزیک ، کیمیا و بیولوژی در مطالعه و تشریح ساختمان اورگانیزم های زنده و میکانیزم های پروسه زندگی میباشد .

طبق اهداف فوق از مجموعه طیف گسترده موضوعات بیوفزیک مطابق مفردات و با در نظر داشت کریکولوم درسی این ابواب برگزیده شده است. فصل اول تعریف بیوفزیک در پیوستگی با علوم: هدف ازین فصل آشنایی محصلان به تعریف بیوفزیک شاخه و روابط آن به سایر علوم است . فصل دوم غلظت محلولات ، درین بخش محصلان در مورد تعیین فیصدی، غلظت محلول معلومات کسب مینماید تا ازین مفکوره در تجویز ادویه و محلولات شامل بدن معلومات داشته باشند . فصل سوم ، غلظت ایون های دروجن و تعیین PH: اهداف این فصل همانا تعیین PH خون و حوادثی را که تغییرات آن در بدن سبب میشود میباشد. فصل چهارم توضیح پدیده های مالیکولی: هدف آن کسب معلومات در مورد نقش مالیکول ها در انتشار مواد در بدن و تغییراتی را که سبب میشود میباشد. فصل پنجم فزیک اتم: برای مطالعه حوادث حیاتی در بدن کسب معلومات پیرامون ساختمان ماده و چگونگی برخورد شان با یکدیگر میباشد . فصل ششم قوه های هستوی: هدف آن در شرایط فعلی خیلی وسیع

است امروز طب هستوی در ابعاد وسیع رشد نموده و پیشرفت های زیادی آنرا شاهد هستیم .

آغاز تصمیم گیری هابه دانش پیرامون قوه های هستوی و دگرگونی های هسته شامل میباشد .

فصل هفتم، X-ray: دانستن مفاهیم فیزیکی X-ray که از جمله وسایل تشخیصی بوده در تشخیص و تداوی امراض طیب را کمک نموده و یک وسیله مهم تشخیصیه است .

فصل هشتم : شعاع شناسی: درین فصل محصلان با سامان و وسایل شعاع شناسی و مقتضیات آن معلومات حاصل وباکسب مهارت آشنائی حاصل میکنند.

فصل نهم:موادرادیواکتیف: در شرایط معاصر مواد رادیو اکتیف به ابعاد وسیع شامل طبابت گردیده بناءً شناختن مواد رادیو اکتیف و خصوصیات آن طیب را در تشخیص و تداوی کمک مینماید .

فصل دهم : کار برد مواد رادیو اکتیف در طبابت است که شامل پیشرفت های معاصر طبی میباشد .

فصل یازدهم: اثرات شعاع و وقایه از شعاع است . درین بخش معلومات ضروری شامل میباشد تا طیب در وقایه خود و مریض تدابیر اتخاذ نماید.

فصل دوازدهم: وسایل تشخیصه طبی که جزی از پیشرفت های معاصر بوده غرض مطالعه مستقلانه و رهنمای محصلان در سیمینار شامل این کتاب گردیده است .

موضوعات هر فصل با در نظر داشت تسلسل موضوعات و معیارات پیداگوزیکی آماده گردیده و در ختم هر فصل سوالات غرض کار مستقلانه و تحکیم موضوعات شامل میا شد. بنابر کمبود ساعت درسی فصل (۱۲) وسایل تشخیصیه طبی بحیث کار مستقلانه برای مطالعه خودی محصلان شامل این کتاب گردیده است تا محصلان در سمینار ها و کنفرانس ها ارائه نمایند ، هم چنین درین بخش تمام وسایل تشخیصیه که فعلاً مطرح و استفاده میگردد با مفاهیم فزیک و کار برد آن معلومات داده شده است . در ختم جدول ثابت های ضروری که در محتوای هر فصل از آن استفاده بعمل می آید شامل است .

ازویژه گی های بارز این کتاب که خواننده از ترکیب عناوین قبل از ورود در متن کتاب می یابد عبارتند از:

- انعکاس مرکب بدون بیوفزیک.
- مصداقیست بر تعریف بیوفزیک.
- در مورد مفاهیم فزیک و استفاده از وسایل تشخیصیه متقاضی شرایط، معلومات ضروری شامل میا شد .

در فرجام به این نکته تاکید است که این کتاب شامل اساسات بیوفزیک بوده در محدوده ساعت درسی طبق کریکولوم آماده گردیده و اهداف مشخص را در بر دارد.

فصل اول

بیوفزیک در پیوستگی با علوم

۱-۱. تعریف بیوفزیک

بیوفزیک به معنی فزیک حیات است. بیوفزیک طبی درباره فزیک حیات بشر بحث میکند مانند جریان خون، اناتومی اعضای بدن انسان. کار بردقوانین فزیک در طرز کار وانتظام تمام فعالیت های هر یک از این سیستم های بدن میباشد. زیرا قوانین فزیک در موجودات زنده وغیرزنده بیک اندازه قابل تطبیق میباشد.

- بیوفزیک به قسم فزیک پدیده های زنده گی که مطالعه تمام عرصه ها اعم ازمالیکول ها . سلول وبطور کل محیط زیست در آن شامل است تعریف میگردد ویابه عبارت دیگر:
- بیوفزیک علميست که از اساسات فزیکی حادثات حیاتی بحث میکند. [۱۷و۲۷]

۱-۲. تاریخچه

کاربرد قوانین فزیک درطب تاریخ طولانی داشته وبا گذشت زمان توسعه یافته است. فزیک علم دقیق است چنانچه در حوالی سال ۱۹۰۰ قوانین فزیک که به موجودات غیر زنده بکار میرفت موفق به تشریح اورگانیزم ها وعکس العمل های که جهان زنده را میسازد، گردید. قوانین ونظریات مختلف میخانیک، هیدرودینامیک، اپتیک، الکتروودینامیک وترمودینامیک قادر به شرح مشاهدات فزیولوژیکی

مانند تقلص عضله ، بینائی ، ارتباط عصبی و غیره گردید . [۷]

۱-۳. رابطه فزیک با طب

رشته فزیک طبی که بیوفزیک نیز شامل آن است در برگیر رشته بسیار گسترده طب و فزیک است . این دو اصطلاح بدو زمینه برمیگردد ، کاربرد فزیک در فعالیت های بدن در حالت بیماری و سلامتی و کاربرد فزیک در طب . واژه فزیکی در بسیاری از متون طبی شامل است . تایک نسل پیش در انگلستان یک استاد فزیک در حقیقت یک استاد طب هم بود .

واژه فیزست (**physicist**) بمعنی فزیکدان و فیزیشن (**physician**) بمعنی طبیب ، ریشه مشترک از کلمه ایونانی (دانش طبیعت) دارد . امروز معاینه فزیکی اولین کار یک طبیب بعد از گرفتن شرح حال صحی مریض است که در این معاینه از ستاتسکوب استفاده میکنند . فزیک طبی شاخه های مختلف داشته بیشترین متخصصین این رشته در امریکا در زمینه فزیک رادیولوژی کار میکنند و با مسایلی از جمله کاربرد فزیک در رادیولوژی مانند استفاده از شعاع در تشخیص و تداوی مریضان و استفاده از فزیک هسته ای طبی سروکار دارند . در امریکا به این رشته فزیک صحت (**Health Physics**) گفته میشود که در جریان جنگ جهانی دوم سازندگان بمب اتمی این نام را نهادند .

۴-۱. رابطه بیوفزیک با تخنیک

در اواخر قرن ۲۰ پیشرفت و مراقبت های طبی چشم گیر بوده است ، از جمله علل اصلی آن میتوان پایوند بین این دو رشته علمی را برشمرد. این دو رشته وجوه مشترک و تفاوت های دارند، لیکن ثابت گردیده که همکاری و ارتباط این دو علم نتایج بسیار مفید و عالی به بارمی آورد . این حقیقت در وجود انسان های آشکار میشود که به کمک اندام های مصنوعی یا دستگاه های اندازه گیری وضبط عوامل و علایم مریض ، زندگی آسوده تر و مطمئن را سپری میکنند . پیشرفت ها در ساحه طب و تخنیک بسیار وسیع و گسترده است . از ساختن یک وسیله کوچک تا فعالیت های بزرگ تحقیقاتی را دربرمیگیرد. در بخش مشترک این دو وسایل مناسب برای اندازه گرفتن دقیق پارامتر های موجود و مؤثر از ضروریات محسوب میشود. امروز به کمک علوم میتوان باقرار دادن الکتروود های مناسب بر سطح بدن واتصال آن ها به دستگاه های الکترونیکی ، موج های مغزی و ضربان قلب را آشکار ساخت. پیشرفت الکترونیک امکان داده که سوند ها و ترانسفار مر های الکترونیکی طوری طراحی شوند که بتوان آنها را تقریباً به تمام قسمت های بدن وارد کرد و بوسیله آنها اطلاعات لازم توسط گیرنده ها رباطرف خارج فرستاد، بدون اینکه در فعالیت های بدن اختلال ایجاد شود . همچنین میتوان با استفاده از تکنیک های ماورای صوتی در باره اعضا و اندام های داخل بدن جسم زنده معلومات بدست آورد. [۷] طب انجنیری عبارت از کاربرد تخنیک در طب از طریق

مطالعه سیستم های زنده و رفتار آن ها ، بکار گرفتن اطلاعات و نتایج حاصل در جهت تشخیص و تداوی و هم چنان ساخت اسکلیت بندی های صدمه دیده موجود زنده بخصوص انسان است . [۷ و ۲۹]

۱-۵. بیوفزیک بحیث یک علم جدا

شناخت بیوفزیک بحیث علم یارشته جدا نسبتاً تازه است. تا یک اندازه با اختراع وسایل فیزیکی مانند الکتران مایکروسکوب ، التراسنتری فیوژ و امپلیفایر الکترونیکی بستگی داشته و تحقیقات بیوفزیک را وسیعاً سهولت بخشیده است . این وسایل بطور ویژه در مطالعه مشکلات با اهمیت فعلی طبی ، مشکلات مربوط به امراض ویروسی ، سرطان ها ، امراض قلبی، و امثال آن تطبیق شده است . پیشرفت در عرصه های فوق الذکر در ابعاد مختلف مرزیست که بیوفزیک را از سایر رشته های فزیک طبی جدا معرفی میسازد.

۱-۶. شعبات بیوفزیک :

بیوفزیک دارای چندین بخش یا شعبه است . بخش های عظیم بیوفزیک را بیوفزیک مالیکولی ، بیوفزیک تشعشع، بیوفزیک فزیولوژی و بیوفزیک نظری یا ریاضی تشکیل میدهد.

۱- بیوفزیک مالیکولی :

این بخش فزیک در مورد مطالعه مالیکول های بزرگ و ذرات با اندازه قابل مقایسه که رول مهم را در بیولوژی دارد بحث مینماید .

مهمترین وسایل فیزیکی برای چنین تحقیقات الکتران مایکروسکوب ،
 التراسنتریفیوژ و کامره انکسار شعاع اکس (x-ray) است. هدف
 بیوفزیک مالیکولی آشکار ساختن میکانیزم های فیزیکی مسؤل
 درعمل بیولوژیکی مالیکول ها مانند فعالیت کنتلستیکی انزایم های
 پروتین است . بیوفزیک مالیکول انکشاف یافته ترین شاخه بیوفزیک
 است . این شاخه بیوفزیک در یک قسمت به اساس اصول بیوشیمی و
 درقسمت دیگر به فزیک سیستم های کوچک و بزرگ متکی است .

۲- بیوفزیک تشعشع :

این بخش بیوفزیک درمورد مطالعه عکس العمل های اورگانیزم
 ها باتشعشع ایونایز کننده مانند α, β, γ ، x-ray و شعاع
 ماورای بنفش بحث میکند . عکس العمل های بیولوژیکی، مرگ
 حجرات وانساج شامل تمام اورگانیزم ها وموتیشن ها ، جسمی
 یاجنتیک هستند.

۳- بیوفزیک فزیولوژیکی:

این بخش که بنام بیوفزیک کلاسیک نیز یاد میشود درمورد
 استفاده از میکانیزم های فیزیکی در رفتار وعمل اورگانیزم های زنده یا
 اجزای اورگانیزم های زنده و از واکنش اورگانیزم های زنده در مقابل
 قوه های فیزیکی بحث میکند.

۴- بیوفزیک نظری وریاضی:

بطور مقدماتی این بخش بیوفزیک درتشریح رفتار اورگانیزم های
 زنده براساس ریاضی وتیوری فیزیکی بحث مینماید .پروسه های

بیولوژیکی برحسب ترمودینامیک ، هایدرودینامیک و میخانیک احصائیوی آزمایش میشود . بالای مدل های ریاضی تحقیق صورت گرفته تا دیده شود که چطور بدقت این مدلها پروسه های بیولوژیکی راتحریک میکنند . گرچه مشکلات جدی در تشریح ریاضی خصوصیات اورگانیزم های منفرد بوجود می آید، اما این چنین تشریح ممکن تنها عددی باشد نه تحلیلی .

۷-۱ . مفاهیم اساسی بیوفزیک

میخانیک حیاتی (Biomechanics):

اساساً این بخش در مورد میخانیک اشیای زنده بحث میکند. برای درک این بخش ضرورت به دانش بیولوژی و شاخه های مختلف فزیک و انجینری که شامل میخانیک است ، میباشد .

بیوپوتنسیل (Biopotentials)

تفاوت پوتنسیل های که در بین نقاط مختلف حجرات زنده و اورگانیزم ها تولید میشود اندازه میگردد .

الکتروفیزیولوژی (Electrophysiology):

علمی است که با تعیین نمودن اساسات میخانیک بر اساس تولید پوتنسیلها و قوانین حاکم بر عملکرد سیستم های که در پدیده بيو الکتریک سهم گرفته و شامل است بحث مینماید .

پوتنسیل غشاء (membrane potential):

که بنام پوتنسیل استراحت هم یاد میشود با الکتروود های مناسب در

بین قسمت های داخل سایتوپلازم و مایع خارج الحجروی، حجره اندازه میشود. این تفاوت پوتنسیل اکثراً چندین ده ملی ولت ثابت واستوار است.

پوتنسیل عمل (action potential):

این یک تغییر گذری در پوتنسیل به امتداد سطح حجره است، که در تمام سطح این پروسه انتشار مینماید. زمانیکه غشاء دیپولرایز میشود بالا تر از قیمت آستانه بوده یک پوتنسیل انگیزه عصبی است.

بیولوژی ریاضیکی (mathematical biology):

این بخش تمام کار برد های ریاضی، تکنالوژی، کمپیوتر و نظریه سازی مقداری در سیستم های بیولوژیکی و پروسه های شامل آن را در بر میگیرد.

بیولوژی فضا (space biology):

درین بخش یکجا با شاخه های مختلف علم بیولوژی مربوط به مطالعه اشپای زنده در محیط و فضا بحث میگردد.

زندگی خارج محیط (exobiology):

درین بخش در مورد تحقیق و مطالعه زندگی بیرون محیط بحث صورت میگردد. [۲۷]

۸-۱ . ضرورت آشنائی به بیوفزیک

امروز به اثر پیشرفت های سریع تکنالوژی و افزایش روز افزون دستگاه ها درشفاخانه ها و کلینیک ها نه تنها وجود هزاران انجنیر

طب (تکنالوجست طبی) ماهر در جامعه ما نیاز است، بلکه طبیبان و نرسان باید در زمینه نگهداری از دستگاه ها و تکنیک استفاده درست آن مهارت و تسلط داشته باشند، که لازمه این امر آشنای به فزیک طبی و بیوفزیک است.

۹-۱. عواقب بی توجهی به فزیک طبی و بیوفزیک

بی توجهی به اصول فزیکی حاکم بر کار تشخیص و تداوی باعث تشدید بیماری، اتلاف وقت و سرمایه ملی و بالاخره اتلاف جان مریض خواهد شد. بطورمثال میتوان از بی توجهی و عدم دقت در اندازه گیری مواد رادیواکتیف مصرفی در بخش طب هستوی یاد کرد که گاهی باعث نمایش تصویر نادرست اورگان مورد آزمایش میشود. اگر بخواهیم تمام ناهمگونی و مشکلات حاصل از عدم معلومات و آگاهی از فزیک طبی را بیان کنیم از حوصله پذیرش این کتاب خارج خواهد بود.

۱۰-۱. فواید آشنایی طبیبان و نرسان با فزیک طبی

برای انجام صحیح کارهای تشخیصی و تداوی و جلوگیری از آسیب های وارده به مریض، حفظ و حراست دستگاه ها باید طبیب به فزیک مربوط تسلط داشته باشد. بدین معنی که تمام فارغان رشته های طب، باید به اصول فزیک طبی آشنای و معلومات کافی پیدا کنند تا به نگهداری دستگاه و انجام صحیح کار با آنها توانائی داشته باشند.

کسب معلومات و حصول دانش معین درین بخش لازمه تشخیص و تداوی برای یک طیب می باشد.

۱-۱۱. آینده فزیک طبی

باتوجه به کاربردی که علوم در بهینه سازی زنده گی بشر دارد، توجه نخبگان دنیا به پیشرفت و ترقی شاخه های مختلف علوم معطوف شده است. چنانچه که ما شاهد پیشرفت های وسیع تکنالوژی هستیم و نمیتوانیم انکارنماییم. زیرا هر روز وسایل جدید و پیشرفته تری ساخته میشود که نسبت به وسائل قبلی از کار آئی بیشتر برخوردار هستند. بوجود آمدن وسائل پیشرفته و استفاده از آنها نیاز به افراد با دانش و متخصص درین رشته دارد. این حقیقت است که هر روز وسایل پیشرفته و مدرن در ساحت استفاده طب شامل میگردد که در ساحت تشخیص سهولت ها را فراهم ساخته است. برای استفاده صحیح و جلوگیری از صدمات جانبی این وسایل که مریض توسط آن معاینه میگردد به دانش مسلکی درین بخش تاکید میکند. برای اینکه در آینده شاهد هیچگونه آسیبی در زمینه نباشیم باید در تربیت تخصصی شدن افراد توجه بعمل آید. [۲۷ و ۳۲]

مسائل

۱. چه وقت فزیک قادر به تشریح و توضیح عکس العمل های موجود زنده گردید؟
۲. واژه فیزست و فیزیزیشن چیست و چگونه توجیه میگردد؟
۳. توسط مثال چطور رابطه بیوفزیک را باتخنیک توضیح مینماید؟
۴. هماهنگی بیوفزیک با تخنیک در شرایط کنونی چه تاثير دارد؟
۵. پوتنسیل غشاء و پوتنسیل عمل از هم چه تفاوت دارد؟
۶. چه وقت بیوفزیک بحیث عم جدا گانه مقام یافت؟
۷. دانش بیوفزیک شما را در کدام عرصه ها کمک مینماید؟
۸. ساختن پای مصنوعی و سایر قسمت های بدن بطور مصنوعی نشان دهنده پیشرفت در کدام عرصه میباشد؟

فصل دوم

غلظت محلولات

معلومات عمومی:

تهیه محلول ها به غلظت های مختلف در بخش طب و فارمی از جمله مسایل مهم و ضروری است که باید این مهارتها را طیب در جریان تحصیل کسب نماید.

کسب این مهارت و دسترسی دقیق به آن شامل اهداف درسی است، از قبیل تهیه ادویه جات طبی به فیصدی معین، اثرات محلولات به غلظت های معین در وجود و تهیه آن با در نظر داشت اثرات مربوطه به مول فی لیتر، تعیین فیصدی محلولات شامل عضویت ، کمبود فیصدی مواد شامل عضویت و تهیه آن به فیصدی های معین و غیره که دانستن آن برای محصلان طب در عرصه خدمات طبی ضروری است .

۲ - ۱ . فیصد

تهیه مواد و محلول ها به فیصدی های معین بصورت علمی نیاز به مهارت عملی مشابه ذیل دارد.

هرگاه A گرام یک ماده در 100gr یک مخلوط یا محلول وجود داشته باشد گفته میشود که غلظت ماده مذکور A فیصد وزن به وزن است .

مثلاً اگر 5gr قند را در 95gr آب علاوه کنیم یک محلول 5% قند، وزن به وزن داریم. در اجرای این عملیه وسیله مهم و ضروری ترازو است.

اگر 5gr قند را در یک سلندر انداخته بالای آن آب بریزیم تا حجم آن به 100cc برسد. گفته میشود که یک محلول 5% قند، وزن به حجم داریم. در این عملیه ترازو و سلندر درجه دار وسیله مورد نیاز میباشد.

اگر 10cc سلفوریک اسید (H_2SO_4) را در 50cc آب حل نموده بعداً به آن آهسته، آهسته آب بریزیم تا حجم آن بداخل سلندر به 100cc برسد. در اینصورت گفته میشود که یک محلول 10% سلفوریک اسید (H_2SO_4) حجم به حجم تهیه نمودیم. در این عملیه وسیله مهم و ضروری سلندر درجه دار است.

مثال:

محلول 10% حجم به حجم H_2SO_4 در صورتیکه کثافت آن

1.84g/cc باشد چند فیصد وزن به حجم است؟

$$\delta = 1.84 \text{ g/cc}$$

$$V = 10 \text{ cc}$$

$$m = \delta \cdot V$$

$$m = 1.84 \text{ g/cc} \cdot 10 \text{ cc}$$

$$m = 18.4 \text{ g}$$

10% محلول H_2SO_4 حجم به حجم برابر است به

18.4% محلول H_2SO_4 وزن به حجم میباشد.

۲-۲. محلول مولر (Molar)

هر گاه یک مول (1 mole) یک ماده که برابر به وزن مالیکولی آن به گرام است در 1000 cc محلول وجود داشته باشد. گفته میشود که محلول یک مولر است.

مثلاً وزن مالیکولی گلوکوز که 180gr است (1 mole = 180 g) هر گاه در 1000cc محلول وجود داشته باشد محلول یک مولر گلوکوز است. اگر 90gr گلوکوز در 1000cc محلول وجود داشته باشد محلول نیم مولر گلوکوز است.

Molarity: عبارت از تعداد مول های جسم حل شونده در یک

لیتر محلول است.

۳-۲. محلول مولل (Molal)

یک مولل (Molal) محلول مساویست به مالیکول گرام یکماده جمع هزار گرام محلل یعنی

مالیکول گرام ماده + 1000gr محلل = 1molal

Molality: عبارت از تعداد مول های یک جسم در هزار گرام

محلل است: مثلاً محلول یک مولالیتی NaCl شامل یک مول ایون Na^+ و یک مول ایون Cl^- در هزار گرام آب میباشد.

۴-۲. محلول نارمل Normal

هر گاه یک اکولانت یک اسید (acid) یا قلوی (base) در یک لیتر محلول وجود داشته باشد. محلول یک نارمل است.

یک اکولانت یک اسید عبارت از حاصل تقسیم Mole آن به تعداد یون H^+ میباشد که از یک مالیکول آن در محلول به شکل یون می آید.

یک اکولانت قلوی (Base) عبارت از حاصل تقسیم Mole آن بر تعداد (OH^-) که از یک مالیکول آن در محلول جدا میشود. طور مثال غلظت یک نارمل H_2SO_4 مساویست به

$$H_2SO_4 \text{ یک مالیکول گرام} = 2 \cdot 1 + 32 + 4 \cdot 16 = 98g$$

$$1Mole = 98g$$

$$1Equivalent = 98/2 = 49g$$

هرگاه ۴۹ گرام H_2SO_4 در آب انداخته شود و حجم آن را به هزار سی سی برسانیم محلول یک نارمل تهیه میگردد.

Normality: عبارت از تعداد اکولانت گرام جسم حل شده در

یک لیتر محلول است. اکولانت گرام تمام مواد عبارت از وزنی از ماده که میتواند 7.999gr اکسیجن یا 1.008gr هایدروجن تولید نماید و یا از آن ترکیب شود. مثلاً اکولانت گرام جست (Zn) عبارت

$$\frac{65.38}{2.016} \text{ است. چون } 65.38gr \text{ جست } 2.016gr \text{ هایدروجن را در}$$

تمام تعاملات با یک اسید تولید مینماید.

محلول 1N جست (Zn) شامل 32.5 گرام Zn در یک لیتر.

محلول 1N (H_2SO_4) شامل 48.7gr یا 49 گرام H_2SO_4 در یک لیتر محلول است.

محلول 1N (HCl) شامل $\frac{35.461}{1.008}$ یا 35.17 گرم HCl در یک لیتر محلول است. [۱۷]

5-2. اسمول (Osmole)

غلظت محلول را بر حسب تعداد ذرات به واحد اسمول (Osmol) بیان میکنند نه به گرم. یک اسمول معادل است به وزن یک مالیکول گرم ماده قابل حل و غیر قابل یونانیز. مثلاً وزن یک مالیکول گرم گلوکوز ۱۸۰ گرم است که معادل یک اسمول میباشد زیرا که گلوکوز به هیچ ایون تجزیه نمیشود. اگر ماده قابل حل به دو ایون تجزیه شود، هر مالیکول گرم آن مساوی به ۲ اسمول است. زیرا تعداد ذرات فعال از نظر اسموس دو برابر تعداد ذرات در محلول غیر یونانیز است. به طور مثال نمک طعام (NaCl) را در نظر بگیریم، چون محلول (NaCl) بدو ایون تجزیه میشود بناءً هر مالیکول گرم آن یعنی ۵۸،۵ گرم معادل ۲ اسمول است.

2-6. اسمولالیتته-و اسمولالیتته

هنگامیکه غلظت را به اسمول در هر کیلو گرم آب بیان کنیم غلظت محلول اسمولالیتته نام دارد، یعنی ماده ایکه حاوی یک اسمول ماده حل شده در هر کیلو گرم آب باشد، اسمولالیتته یک اسمول در کیلو گرم دارد. هر گاه غلظت به صورت اسمول در هر لیتر محلول بیان شود بنام اسمولالیتته محلول یاد میشود. بهمین ترتیب محلول

حاوی ۰،۰۰۱ اسمول حل شده در هر کیلو گرام، اسمولالیتیه یک ملی اسمول خواهد بود. اسمولالیتیه طبیعی مایعات داخل حجروی حدود ۳۰۰ ملی اسمول در هر کیلو گرام آب است.

نظر به اینکه اندازه گیری وزن آب در یک محلول (که برای تعیین اسمولالیتیه لازم است) دشوار میباشد لذا معمولاً از اصطلاح اسمولالیتیه استفاده میکنند که عبارت از تعداد اسمول در هر لیتر محلول (بجای تعداد اسمول در هر کیلو گرام آب) است. گرچه عامل واقعی تعیین کننده فشار اسموس تعداد اسمول در هر کیلو گرام آب است (اسمولالیتیه) ولی در محلول های رقیق مانند محلول های داخل عضویت بدن انسان ، تفاوت کمی بین اسمولالیتیه و اسمولالیتیه (۱%) است، لذا با توجه به اینکه اندازه گیری اسمولالیتیه عملی تر است بطور تقریبی در مطالعات فزیولوژیک ترجیح داده میشود.

۲-۶. رابطه بین اسمول و مول

هر اسمول معادل یک مول ($6,02 \times 10^{23}$ مالیکول) از ذرات حل شده است. بنا برین محلولیکه حاوی یک مول گلوکوز در هر لیتر باشد غلظت یک Osmol/L دارد.

اصولاً برای فعالیت اسموسی مواد حل شدنی در مایعات بدن اسمول واحد بزرگ بوده بنا برین معمولاً از ملی اسمول فی لیتر (mOsmol/L) استفاده میکنند.

۷-۲. رابطه اسمولاریته و فشار اسموس

با اعمال فشار در جهت خلاف اسموس بروی یک غشای نیمه قابل نفوذ میتوان مانع اسموس مالیکول های آب گردید. این مقدار فشار لازم، فشار اسموس نام دارد. بناً فشار اسموس وسیله ای برای سنجش غیر مستقیم غلظت آب و ماده قابل حل در محلول است. هر قدر فشار اسموس یک محلول بیشتر باشد غلظت آب کمتر و غلظت ماده حل شدنی بیشتر است. محلولیکه با غلظت یک اسمول در لیتر در درجه حرارت بدن (۳۷ درجه سانتی گراد) اند سبب فشار 19300mmHg میگردد. لذا غلظت یک ملی اسمول در یک لیتر با فشار اسموس 19.3mm Hg مساویست. با ضرب نمودن این مقدار در 300 ملی اسمول غلظت مایعات بدن، فشار اسموس کلی مایعات بدن یعنی 5790mmHg بدست میآید. البته اوسط فشار اسمول اندازه گیری شده این مایعات تنها حدود 5500mmHg است. علت این تفاوت آن است که بسیاری از ایون های مایعات بدن Na^+ و Cl^- به شدت یکدیگر را جذب میکنند و در نتیجه نمیتوانند بطور کاملاً آزاد در مایعات حرکت کنند و تمام خود را در فشار اسموس تبارز دهند. بناً اوسط فشار اسموس بدن حدود 0.93% محاسبه شده است. فشار اسموس هر محلول با غلظت ذراتی آن که از نظر اسموس فعال هستند، نسبت مستقیم دارد. [۲۳، ۲۵]

2- ۸. ملی اکولانت

هرگاه مقدار یک انیون Anion به ملی گرام با 1.008mg هایدروجن تعامل نموده یک مرکب را بسازد بنام یک ملی اکولانت آن Anion یاد میشود.

مثلاً 35.5mg کلوراید (Chloride) با 1.008mg هایدروجن (H) تعامل نموده 35.5mg تیزاب HCl را میسازد. لذا 35.5mg کلوراید را یک ملی اکولانت آن انیون میگویند.

همچنان اگر یکمقدار کاتیون Cation به ملی گرام با 35.5mg کلوراید تعامل نموده یک مرکب را بسازد بنام ملی اکولانت آن کاتیون یاد میشود.

اگر 23mg سدیم (Na⁺) با 35.5mg کلورین (Cl) یکجا شود NaCl را میسازد لذا 23mg سدیم (Na⁺) را یک ملی اکولانت Na مینامند.

20 ملی گرام Ca⁺⁺ با 35.5 ملی گرام Cl⁻ یکجا شده CaCl₂ را میسازد. لذا 20 ملی گرام Ca⁺⁺ یک ملی اکولانت Ca⁺⁺ است.

بصورت عمومی گفته میتوانیم که اگر وزن اتمی یک عنصر به ملی گرام را بالای ولانس آن تقسیم کنیم. عددی بدست میآید به ملی گرام که یک ملی اکولانت آن عنصر میباشد. [۱۷]

$$\text{وزن اتمی به ملی گرام} = \frac{\text{ملی اکولانت}}{\text{ولانس}}$$

مثال :

در سیروم یک شخص غلظت سدیم 3.2g/L است. غلظت Na^+ در سیروم شخص به ملی اکولانت فی لیتر مساویست به

$$\begin{aligned}[\text{Na}^+] &= 3.2\text{g} / \text{L} = 3200\text{mg/L} \\ 1\text{meq} &= 23\text{mg}/1 = 23\text{mg} \\ 1\text{meq Na} &= 23\text{mg} \\ x &= 3200\text{mg} \\ x &= 139\text{ meq} \\ 3.2\text{g/L} &= 139\text{ meq /L}\end{aligned}$$

۲ - ۹. کار برد غلظت در طبابت

تهیه محلول های مختلف در عرصه خدمات صحتی اهمیت خاص دارد. کسب مهارت در تهیه محلول ها، ادویه جات طبی، مرجم ها از جمله نیاز مسلکی یک طبیب و فارمسست شمرده میشود. چنانچه محلول هایدروجن پراکساید (H_2O_2) که در ساحه های مختلف به غلظت های متفاوت ضرورت مییابد، طور ستندرد غلظت ۲۹% حجم به حجم تهیه شده است که استفاده مستقیم از آن در تمام موارد ممکن نبوده خطرناک است. محلول های ۲% و ۵% و غیره آن تهیه میگردد. هم چنان از الکل به غلظت های مختلف در ساحه های مختلف طبابت در تهیه بعضی محلولات طبی در فارمسی استفاده بعمل می آید. تهیه آن به فیصدی های مختلف از اینطریق صورت میگیرد. همین قسم محلول گلوکوز ۵% و ریوانول به فیصدی های مختلف، ساختن مرجم های طبی به فیصدی های مختلف ۱%، ۲%، ۵% و غیره، مواد زرقی به اساس غلظت شان توصیه میشود. در تهیه سیروم

گلوکوز و نمک هم همین اصل رعایت می‌گردد. تهیه محلول ها به غلظت های 1N و 2N، 1M و 2M و غیره به مواد بیشتر ضرورت دارد و برای جلوگیری از ضایعات مواد محلول های گرام فیصد آن آماده کرده میشود. هم چنان به اساس همین اصول محلول های که به غلظت 1N و غیره تهیه است میتوان به غلظت کمتر از آن تبدیل نمود. غلظت K^+ و Na^+ داخل و خارج حجرات به meq/L محاسبه میشود. مساله متابولزم نمک ها در وجود اهمیت حیاتی دارد که بدون درک مفهوم ملی اکولانت توضیح شده نمیتواند. اگر غلظت نمک ها به ملی گرام فی لیتر نشان داده شود عددی بدست آمده فعالیت کیمیای و Osmotic آن نمک را نشان نمیدهد، بلکه تعداد ایونها و یا ملی اکولانت ها بصورت صحیح فعالیت کیمیای و Osmotic آن ها را نشان میدهد. نمک ها از نقطه نظر فزیولوژی به نسبت تعداد ایون آنها مهم است نه به نسبت وزن آنها. مثلاً یک گرام کلوراید ۸۰۰ برابر پروتین و یک گرام سودیم ۱۲۰۰ برابر پروتین از نقط نظر Osmotic فعال میباشد. از طرف دیگر مجموع Cation های داخل حجروی یا خارج الحجروی مساوی به مجموع Anion های داخل حجره وی یا خارج الحجروی میباشد به شرطیکه به ملی اکولانت آن ها را اندازه نمایم. اگر به ملی گرام آنها را اندازه نمایم با هم مساوی نمیشاند. نظر به دلایل فوق باید غلظت نمک های وجود را به meq/L اندازه نمایم تا بتوانیم به تداوی مریضانیکه تشویش متابولزم نمک ها میداشته باشند موفق شویم در غیر آن طیب نمیتواند راجع به مشکلات و تداوی مریضان بصورت صحیح فکر نماید.

مسائل

۱. برای تهیه محلول 2% هایدروجن پراکساید وزن به حجم، چند
گرام هایدروجن پراکساید ضروراست؟
۲. محلول 20% میتایل الکل، حجم به حجم را چطور تهیه
مینمائید؟
۳. محلول 40% نترات نمک، حجم به حجم. محلول چند فیصد وزن به حجم
است ($\delta = 1.2\text{g/cc}$).
۴. برای تهیه نیم مولر H_2SO_4 چند گرم H_2SO_4 ضرورت است؟
۵. محلول 10% نیتاز H_2SO_4 حجم به حجم داریم. چند مولر محلول
 H_2SO_4 میشود؟
۶. محلول یک مولر H_2SO_4 چند نارمل H_2SO_4 است؟
۷. برای تهیه محلول دو مولر HCl چند گرم HCl ضرورت است؟
۸. غلظت کلورین (Cl^-) در سیروم یک شخص 0.355gr فیصد است.
غلظت Cl^- چند ملی اکولانت فی لیتر میشود؟

۹. غلظت K^+ در سیروم یک شخص 200 mg/L است. چند meq/L میشود؟

۱۰. غلظت Ca^{++} در خون یک شخص 10 mg\% است. چند ملی اکولانت فی لیتر میشود؟

۱۱. غلظت Na^+ در سیروم یک شخص 140 meq/L واز Cl^- meq/L ، 105 ، پتاشیم 5 meq/L میباشد. غلظت ایون های مذکور به ملی گرام فیصد چند است؟

۱۲. اگر 8 گرام $NaOH$ در آب حل شود طوری که حجم آن 100 cc شود. محلول مذکور چند نارمل است؟

فصل سوم

غلظت ایون هایدروجن و مفهوم PH

معلومات عمومی :

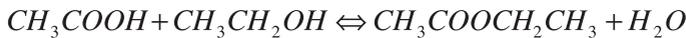
اندازه غلظت ایون هایدروجن $[H^+]$ در داخل و خارج حجرات از نقطه نظر فزیولوژی و طبابت فوق العاده مهم است. فعالیت های مهم حیاتی مانند تنظیم سرعت تنفس ، فعالیت عضلات ، اعصاب و غیره مربوط به غلظت H^+ میباشد. در وجود انسان زنده دستگاه های وجود دارد که با میخانیکیت های مختلف غلظت H^+ را ثابت نگه میدارد . هرگاه غلظت ایون هایدروجن زیاد یا کم شود حیات غیر ممکن میگردد. چون غلظت H^+ در فزیولوژی و طبابت مهم است . لذا باید تاثر اسیدها، قلوی ها را در غلظت H^+ بدانیم و به عوامل کنترل کننده ان معلومات حاصل نمایم . مثلاً" اگر قلب بقه را بگیریم و آن را در یک محیط که غلظت H^+ در آن مناسب باشد قرار دهیم. این قلب بصورت منظم تقلص نموده بعد بحالت استرخا می آید. اگر به آن محیط یک مقدار قلوی علاوه شود غلظت H^+ کم وسرعت ضربان قلب هم تنقیص میگردد. اگر یک مقدار تیزاب به محیط علاوه گردد^[۱] H^+ زیاد و ضربان قلب بتدریج کم میشود. توضیح همینگونه حوادث در طب ضروری است .

1-3. قانون عمل کتله

سرعت یک تعامل کیمیاوی متناسب است به حاصل ضرب مرکباتی که در آن حصه میگیرد. در اینجا واحد غلظت Mole/L میباشد و ذریعه قوس های [] که اطراف فارمول کشیده شده نشان داده میشود. مثلاً

غلظت HCO_3^- چنین نمایش داده میشود $[\text{HCO}_3^-]$.

تعامل ذیل را در نظر میگیریم



در اینجا سرعت تعامل (۱) که بطرف راست است متناسب به

حاصل ضرب غلظت های ایتایل الکول ($\text{C}_2\text{H}_5\text{OH}$) و استیک اسید (CH_3COOH) است. اگر آن را به V_1 نشان بدهیم.

$$V \approx [\text{C}_2\text{H}_5\text{OH}][\text{CH}_3\text{COOH}]$$

با تبدیل علامه تناسب به مساوات یک ثابت k_1 را ضرب نموده

مینوسیم

$$V_1 = K_1[\text{C}_2\text{H}_5\text{OH}][\text{CH}_3\text{COOH}] \quad \dots (1-3)$$

همچنان تعامل (۲) بطرف چپ سرعت V_2 را دارد که مساویت به

$$V_2 = K_2[\text{CH}_3-\overset{\text{O}}{\underset{\text{O}}{\parallel}}\text{C}-\text{OC}_2\text{H}_5][\text{H}_2\text{O}] \quad \dots (2-3)$$

در وقت تعادل $V_1 = V_2$ است بناءً.

$$V_1 = K_1[\text{C}_2\text{H}_5\text{OH}][\text{CH}_3\text{COOH}] = K_2[\text{CH}_3-\overset{\text{O}}{\parallel}\text{C}-\text{OC}_2\text{H}_5][\text{H}_2\text{O}]$$

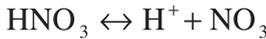
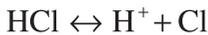
$$\frac{K_1}{K_2} = K = \frac{[\text{CH}_3-\overset{\text{O}}{\parallel}\text{C}-\text{OC}_2\text{H}_5][\text{H}_2\text{O}]}{[\text{C}_2\text{H}_5\text{OH}][\text{CH}_3\text{COOH}]} \quad \dots (3-3)$$

معادله فوق در ایونایزیشن (Ionization) اسیدها . قلوئی ها و آب تطبیق میشود.

2-3 . تعریف اسید ها و قلوئی ها

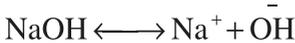
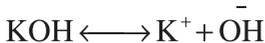
الف - اسید ها (Acid):

اسید ها موادی اند که اگر در آب انداخته شود ایون H^+ از آنها جدا میشود . مثلاً اسید ها در آب طوری ذیل ایونایز میشوند که معادله ایونایزیشن (Ionization) شان مساویست به



ب- قلوئی ها (Base):

قلوئی ها موادی اند که اگر در آب انداخته شوند ایون OH^- از آنها جدا میشود . معادلات ایونایزیشن شان طور ذیل است.



3-3 . تطبیق عمل کتله در اسیدها و قلوئی ها

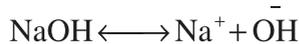
وقتی که یک اسید در آب انداخته شود یک مقدار آن Ionized شده و یکمقدار در آن غیر ایونایز باقی میماند. اگر یک اسید ۹۰ تا ۹۵ فیصد ایونایز شود آن اسید را قوی گویند و اگر ۵ تا ۱۰ فیصد Ionized

شود آن اسید را ضعیف می نامند. اسید های که Ionization شان کمتر از قوی و بیشتر از ضعیف اند متوسط نامیده میشود. وقتی که ایونایزیشن بحالت تعادل می آید قانون عمل کتله بالای آن طوری ذیل تطبیق میشود.

$$K_i = \frac{[\text{CH}_3\text{COO}^-][\text{H}^+]}{[\text{CH}_3\text{COOH}]} \quad \dots (4-3)$$

K_i را ثابت ایونایزیشن مینامند. بهر اندازه که K_i زیاد تر باشد به همان اندازه اسید قوی تر میباشد.

همچنان اگر یک قلی در آب انداخته شود Ionized گردیده بعد از چند دقیقه بحالت تعادل می آید.

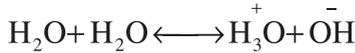


$$K_i = \frac{[\text{Na}^+][\text{OH}^-]}{[\text{NaOH}]} \quad \dots (5-3)$$

بهر اندازه که K_i بزرگ باشد بهمان اندازه قلی قوی تر است. قیمت K_i برای 1.8×10^{-5} ، NH_4OH میباشد محلول 1N آن 0.4% ایونایز میشود، که نسبت به NaOH ضعیف تر است زیرا محلول یک نارمل NaOH ، 73% Ionized میشود.

3-4. ایونایزیشن آب

بسیار دلچسپ است که آب خالص بطور نامحسوس هادی جریان برق بوده خیلی کم Ionized میشود، معادله ایونایز آن قرار ذیل است.



$$K_i = \frac{[\text{H}^+][\text{OH}^-]}{[\text{H}_2\text{O}]^2} \dots (6-3)$$

مقدار K را میتوان از طریق قابلیت هدایت برقی اندازه گرفت.

مقدار آن در درجه حرارت های مختلف متفاوت است چنانچه در 25C^0 قیمت $K = 3.24 \times 10^{-18}$ است. این مقدار نشان دهنده ضعیف بودن عمل میباشد. عملاً مشاهده میشود که مقدار مول های آب غیر Ionized ثابت و برابر به $55.4 \text{ mole} = 997/18$ (کنله یک لیتر آب در 25C^0 ، 997gr میباشد) مول است. بناءً غلظت H^+ و OH^- به مول فی لیتر در آب خالص باهم مساوی اند. یعنی،

$$\frac{[\text{H}_3\text{O}^+][\text{OH}^-]}{[\text{H}_2\text{O}]^2} = K \quad \text{پس} \quad [\text{H}^+] = [\text{OH}^-]$$

$$[\text{H}_3\text{O}^+][\text{OH}^-] = K[\text{H}_2\text{O}]^2 = 3.24 \cdot 10^{-18} (55.4)^2$$

$$K_w = [\text{H}_3\text{O}^+][\text{OH}^-] = 10^{-14} \quad \text{بناً}$$

$$[\text{H}^+] = 10^{-7} \text{ mol/L}$$

$$[\text{OH}^-] = 10^{-7} \text{ mol/L}$$

نوت: ثابت Ionization آب در 50C^0 و 500C^0 مساویست به:

$$K_w = 5.6 \times 10^{-14} \quad K_w = 9.10^{-13}$$

$$t = 50\text{C}^0 \quad t = 500\text{C}^0$$

۳-۵. تعیین PH

سورسن^۱ در سال ۱۹۰۹ برای تعیین غلظت ایون هایدروجن
 طریقه ساده را چنین پیشنهاد کرد. اولاً "غلظت ایون H^+ را به شکل
 طاقت ۱۰ نوشته بعداً" علامه این طاقت را تغییر داده نام آن را PH
 میگذاریم. یعنی،

$$PH = -\log[H^+] \quad \dots (7-3)$$

در جدول (۳-۱)، PH و غلظت ایون H^+ در محلولات مختلفه
 HCl که ۱۰۰٪ Ionized میشود نشان داده شده است.

جدول (۳-۱) غلظت H^+ و PH در محلولات HCl

غلظت HCl به Mole/l	$[H^+]$	به شکل طاقت $[H^+]$	PH
0.1	0.1	10^{-1}	1
0.001	0.01	10^{-2}	2
0.0001	0.001	10^{-3}	3
0.00001	0.0001	10^{-4}	4
0.000001	0.00001	10^{-5}	5
0.0000001	0.000001	10^{-6}	6

$$_POH = -\log[OH^-] \quad \dots (8-3) \quad \text{چون}$$

$$[H^+][OH^-] = 10^{-14}$$

$$\log[H^+] + \log[OH^-] = \log 10^{-14}$$

$$PH + POH = 14 \quad \dots (9-3)$$

^۱ Peter Soresen (1868 – 1939) عالم دنمارکی.

محلولی که در آن $[H^+] > [OH^-]$ باشد تیزابی و اگر $[H^+] < [OH^-]$ باشد محیط قلوی است و آب دارای $PH=7$ بوده خنثی است.

در جدول (۲-۳) تغییرات PH بر حسب تغییرات غلظت $[H^+]$ نشان داده شده است.

جدول (2-3) نمایش تغییرات PH

$[H^+]$ mol/l	10^0	10^{-1}	10^{-2}	10^{-3}	10^{-4}	10^{-5}	10^{-6}	10^{-7}	محلول تیزابی
PH	0	1	2	3	4	5	6	7	
$[H^+]$ mol/l	10^{-8}	10^{-9}	10^{-10}	10^{-11}	10^{-12}	10^{-13}	10^{-14}		محلول قلوی
PH	8	9	10	11	12	13	14		

۶-۳. محلول بفر (Buffer)

محلولیکه با علاوه کردن مقدار کمی اسید یا قلوی pH آن تغییر نخورد بنام محلول بفر یاد میشود. این محلولات از یکجا ساختن محلول یک اسید ضعیف با محلول نمک آن و یا یک قلوی ضعیف با محلول نمک آن ساخته میشود مثلاً؛ اگر یک محلول CH_3COOH را با CH_3COONa یکجا نمایم یک محلول بفر

ساخته میشود.

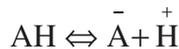
↓



چون در محلول CH_3COOH ایون CH_3COO^- موجود است لذا CH_3COOH گروه OH^- را و CH_3COO^- ایون $[\text{H}^+]$ را که از خارج علاوه شود نمیگذارد PH تغییر کند.

۳-۷. معادله Henderson Hasselbalch

هر گاه یک اسید را به صورت عمومی AH نام گذاریم در آب انداخته شود، یک مقدار آن Ionized شده تعامل ذیل برقرار میگردد.



$$K = \frac{[\bar{\text{A}}][\text{H}^+]}{[\text{AH}]}$$

باضرب نمودن هر دو طرف به $[\text{AH}]$ و تقسیم به $[\bar{\text{A}}]$ داریم که

$$\left[[\text{H}^+] = K \frac{[\text{AH}]}{[\bar{\text{A}}]} \right]$$

باخذ منفی لوگارتیم هر دو طرف با اساس ده قرار تعریف نوشته

$$-\log[\text{H}^+] = -\log K - \log \frac{[\text{AH}]}{[\bar{\text{A}}]} \quad \text{میتوانیم.}$$

$$\text{pH} = \text{pK} - \log \frac{[\text{AH}]}{[\bar{\text{A}}]}$$

$$\text{pH} = \text{pK} + \log \frac{[\bar{\text{A}}]}{[\text{AH}]}$$

چون محلولات بفر عموماً از یک اسید ضعیف و نمک آن ساخته شده می باشد، نمک آن صد فیصد Ionized شده غلظت $[A^-]$ مساوی به غلظت نمک انداخته شده است. در حضور نمک اسید ایونیز نمی شود بناً

$$pH = pK + \log \frac{[Salt]}{[Acid]} \dots (10-3)$$

از معادله (۱۰-۳) فهمیده می شود که اگر غلظت نمک و اسید با هم مساوی باشد $pH = pK$ می شود. از همین سبب در وقت انتخاب اسید و نمک به جدول pK اسیدها مراجعه می شود و اسیدی را انتخاب می کنند که pK آن نزدیک pH مقصود باشد. مثلاً قیمت pK برای محلول CH_3COOH مساوی ۴.۷۴ و از H_2PO_4 مساوی ۷.۲ است. برای تهیه محلول بفری که pH آن در حدود ۵ باشد محلول CH_3COOH و برای تهیه محلول بفر که pH آن در حدود ۷ باشد، H_2PO_4 استعمال می شود.

۳-۸. تعیین pH خون

اسید کاربونیکی (H_2CO_3) دارای $PK=6.1$ می باشد. در خون

$$\text{نسبت } \frac{[HCO_3^-]}{[H_2CO_3]} = 20 \text{ است. که لوگاریتم آن مساویست به}$$

$$\log \frac{[HCO_3^-]}{[H_2CO_3]} = \log 20 = 1.3$$

$$pH = pK + \log \frac{[HCO_3^-]}{[H_2CO_3]} \dots (11-3)$$

$$\text{pH} = 6.1 + 1.3 = 7.4$$

در حالت طبیعی pH خون 7.4 است. اگر این تناسب بر هم زده شود pH خون تغییر می کند.

اگر pH خون بین 7.45 تا 7.35 تحول کند یعنی

$$7.35 \leq \text{pH} \leq 7.45$$

در وجود کدام تغییری رخ نمیدهد.

اگر pH خون $6.8 \leq \text{pH} \leq 7.8$ شود حیات غیر ممکن میگردد.

pH خون به سه میخانیکیت ذیل در بدن ثابت باقی میماند.

- موجودیت سیستم های بفر در خون
- فعالیت کلیوی که بدوشکل ذیل عمل میکند
- الف:- فعالیت ترشچی ب: تولید امونیا.
- فعالیت ریوی و حادثه کلورایدشفت (Choloride Shift)

3-9. اسیدوسیس (Acidosis)

در حالت طبیعی غلظت $[\text{HCO}_3^-]$ در پلازما 20 برابر $[\text{H}_2\text{CO}_3]$ میباشد. که با در نظر داشت معادله (3-11) خون 7.4 میشود .

اگر pH خون کمتر از 7.4 باشد حادثه Acidosis است.

اگر به معادله (3-11) دقت کنیم pH خون وقتی کم میشود که

$$\text{کسر} \frac{[\text{HCO}_3^-]}{[\text{H}_2\text{CO}_3]} \text{ کم باشد.}$$

این کسر در دو حالت ذیل کم میشود.

الف: غلظت $[\text{HCO}_3^-]$ کم شود.

ب: غلظت غلظت $[\text{H}_2\text{CO}_3]$ زیاد شود.

در هر دو حالت حادثه Acidosis است.

- حادثه Acidosis به نسبت کم شدن HCO_3^- :

هرگاه مقدار زیاد اسید داخل بدن گردد مانند خوردن HCl بحیث دوا، یا جذب شدن اسیدهای ادرار یا تولید مقدار زیاد اسیدها عضوی در بدن مثلاً در مرض شکر یا فا قگی شدید، خارج نه شدن اسیدها ذریعه گرده ها در امراض گرده. پس این اسیدها با HCO_3^- تعامل نموده H_2CO_3 را میسازند که در ششها به H_2O و CO_2 تجزیه و CO_2 از بدن خارج میگردد. در نتیجه HCO_3^- کم شده pH خون کم میشود.

همچنان افزایشات امعاء و پانکراس مقدار زیاد HCO_3^- دارد که از پلازما می آید در حالت طبیعی دوباره جذب شده به پلازما داخل میشود. اگر شخص اسهال داشته باشد مقدار زیاد HCO_3^- ذریعه ماده غایبه ضایع گردیده و مقدار HCO_3^- در پلازما کم شده باعث کمی pH میگردد. به اثر کمی pH یعنی زیاد شدن $[\text{H}^+]$ مرکز تنفسی تنبه شده سرعت تنفس بوجود می آید. در نتیجه این سرعت تنفس غلظت H_2CO_3 نیز کم شده و pH خون بحالت طبیعی حفظ میگردد.

Metabolic Acidosis که از کمی HCO_3 پیدا میشود بنام Metabolic Acidosis یاد میشود.

– حادثه Acidosis به نسبت زیاد شدن $[\text{H}_2\text{CO}_3]$:

هرگاه مجرای تنفسی بند باشد مثلاً: در سینه بغل و یا سرطان‌ها که مجرای تنفسی را بند میسازد وجود CO_2 خود را خارج نتوانسته در خون جمع میشود و با آب H_2CO_3 میسازند. همچنان اگر به اثر ادویه مرکز تنفسی به انحطاط دچار شده باشد اطراح CO_2 ذریعه تنفس بخوبی صورت نگرفته مقدار H_2CO_3 در خون زیاد میشود و pH خون پائین میآید. در این حادثه مقدار اسیدهای که با ادرار خارج میشود زیاد وتولید آمونیا بیشتر گردیده و مقدار زیاد HCO_3 جذب میشود و غلظت HCO_3 را به حالت طبیعی می آورد. Acidosis که به اثر زیادی H_2CO_3 بوجود می آید بنام اسیدوسیس تنفسی (Respiratory Acidosis) یاد میشود.

۱۰-۳-۱۰ الکالوسیس (Alkalosis)

اگر pH خون بیشتر از 7.4 باشد حادثه Alkalosis است. این

حادثه با در نظر داشت معادله (۳-۱۱) و کسر $\frac{\text{HCO}_3}{\text{H}_2\text{CO}_3}$ در دو حالت ذیل زیاد میگردد.

الف: به اثر زیادی $[\text{HCO}_3^-]$

ب: به اثر کمی $[\text{H}_2\text{CO}_3]$

- حادثه Alkalosis به نسبت زیاد HCO_3^- :

هر گاه مقدار زیاد NaHCO_3 از راه دهن گرفته شود در امعاء جذب گردیده داخل خون شده غلظت HCO_3^- را در خون بلند میبرد. همچنین در اثر استفراغ که اسید معده ضایع میگردد و مقدار HCO_3^- در خون بلند میماند آن قرار ذیل است.

در حالت طبیعی در حجرات جداری معده CO_2 که در اثر میتابولیزم وجود پیدا میشود با آب تعامل نموده H_2CO_3 را میسازد. البته این تعامل ذریعه Carbonic Anhydrase کمک میشود و H_2CO_3 به H^+ و HCO_3^- تجزیه میگردد. حجرات جداری ایون HCO_3^- را به پلازما فرستاده و عوض آن Cl^- را از پلازما میگیرد و با H^+ به جوف معده میفرستد که عبارت از HCl معده است. وقتی که HCl داخل امعاء میشود دوباره جذب شده داخل خون میگردد. H^+ با HCO_3^- یکجا گردیده H_2CO_3 را میسازد. که درششها به H_2O و CO_2 تجزیه و CO_2 آن ذریعه تنفس از بدن خارج میگردد. اما اگر به اثر استفراغ H^+ و Cl^- ضایع گردد. HCO_3^- داخل خون گردیده در آنجا مانده غلظت ایون HCO_3^- را بلند کرده pH خون زیاد میشود. در این حادثات مقدار NaHCO_3 ادرار زیاد میشود و مقدار امونیا در ادرار کم میگردد و بعضی اوقات pH خون بحالت طبیعی آورده میشود.

- حادثه Alkalosis به نسبت کمی H_2CO_3 :

اگر به اثر حادثه مرکز تنفسی تنبه گردد سرعت تنفس زیاد شده و به اثر آن CO_2 وجود ضایع و H_2CO_3 در خون کم میشود. مثلاً تب، کمی اکسیجن در ارتفاع بلند و Hysteria باعث سرعت تنفس گردیده مقدار زیاد CO_2 ذریعه تنفس ضایع و غلظت H_2CO_3 در خون کم شده pH خون بلند میشود. در این حادثه نیز مقدار NaHCO_3 ادرار زیاد شده و مقدار امونیا در ادرار کم میشود و H_2CO_3 باعث پایین آمدن pH خون میگردد.

حادثه Alkalosis به نسبت زیادی HCO_3 را بنام Metabolic Alkalosis و حادثه Alkalosis به نسبت کمی H_2CO_3 را Respiratory Alkalosis مینامند.

۱۱-۳. Alkalosis و حادثه Tetany

حادثه Tetany عبارت از تقلصات است که بدون اراده ظهور مینماید و باعث کج شدن دست ها و تکلیف مریضی میگردد. سبب آن کمی ایون آزاد Ca^{++} در خون است.

ایون Ca^{++} در خون بدوشکل وجود دارد.

- بصورت مربوط به مالیکول پروتین که چارج منفی دارد. (در $\text{PH} = 7, 4$)

- بصورت آزاد در پلازما که همین Ca^{++} است که حساسیت اعصاب و عضلات را برای تقلص کم میسازد. هر گاه pH خون بلند برود چارج منفی پروتین ها زیاد شده مقدار زیاد Ca^{++} را بخود بسته میکند. در نتیجه مقدار Ca^{++} کم شده حساسیت عضلات و اعصاب

زیاد میگردد. و تقلص عضلات با یک تنبه خفیف صورت میگرد.
 بهمین سبب اطفالیکه بسیار استفراق میکند و یا شدیداً گریه میکنند
 به حملات تیتانی مبتلا میگردند. [۱۷]
 مثال ۱:

هرگاه غلظت ایون هایدروجن در یک محلول
 $[H^+] = 0.001 \text{ mol/L}$ باشد. دریافت کرده میتوانیم .

$$pH = -\log[H^+]$$

$$[H^+] = 0.001 \text{ mol/L} = 10^{-3} \text{ mol/L}$$

$$pH = -\log(10^{-3}) = 3$$

$$[H^+].[OH^-] = 10^{-14}$$

$$[10^{-3}].[OH^-] = 10^{-14} \Rightarrow [OH^-] = 10^{-11} \text{ mol/L}$$

$$POH = -\log[OH^-]$$

$$POH = -\log(10^{-11}) = 11$$

مثال ۲:

در یک محلول غلظت CH_3COONa ، 0.1 mol/L و غلظت
 CH_3COOH ، 0.001 mol/L ، است . PK ، pH محلول بفر
 مطلوب است اگر ثابت ایونایزیشن CH_3COOH ، $K = 1.8 \cdot 10^{-5}$ ،
 باشد ؟

$$PK = -\log K$$

$$PK = -\log(1.8 \times 10^{-5}) = -\log 1.8 - \log 10^{-5}$$

$$PK = 4.7447$$

$$PH = PK + \log \frac{[Salt]}{[Acid]}$$

$$PH = 4.7447 + \log \frac{0.1}{0.001}$$

$$PH = 4.7447 + \log 10^2 = 4.7447 + 2$$

$$PH = 6.7447$$

مسائل

۱. هرگاه $PH=4$ باشد مطلوب است ، $[H^+]$ ، $[OH^-]$ و POH محلول ؟
۲. اگر محلول $0.1N$ امونیم هاییدرواکساید (NH_4OH) 1.3 فیصد ایونیز شود، اولاً ثابت ایونیزیشن و بعداً pH آن مطلوب است؟
۳. اگر محلول $NaOH$ که غلظت آن $0.1mol/L$ است ، 84% ایونیز شود . PH محلول را دریافت نموده و ثابت ایونیزیشن $NaOH$ را محاسبه کنید ؟
۴. یک محلول NH_4OH که غلظت آن $0.1N$ است ، دارای $PH=11.286$ میباشد. چقدر محلول به شکل ایونیز میباشد. ثابت ایونیزیشن NH_4OH و PK آن را محاسبه کنید ؟
۵. اگر PH خون 7.1 باشد و غلظت $NaHCO_3$ در آن $0.02mol/L$ باشد ، غلظت H_2CO_3 را در خون پیدا کنید . اگر $PK=6.1$.
۶. بکدام نسبت CH_3COONa و CH_3COOH با هم مخلوط شوند تا محلولی دارای $PH=4.75$ بدست آید ، K برای استیکک اسید $= 1.8 \cdot 10^{-5}$ ؟

۷. چند گرم سودیم اسیتیت لازم است تا در محلول 0.2N اسبیک اسید حل گردد تا PH آن در واحد تغییر کند؟ ($K = 1.86 \cdot 10^{-5}$)
۸. اگر در یک محلولی که غلظت بنزویک اسید در آن 0.1mol/L است و غلظت سودیم بنزوات در آن 0.1mol/L میباشد، ده مرتبه رفیق ساخته شود چه تغییری در PH آن رخ خواهد داد؟ در حالیکه ثابت ایونایزیشن بنزویک اسید $6 \cdot 10^{-5}$ است؟
۹. طبق قانون عمل کتله ثابت ایونایزیشن K را توسط معادله بنوسید در صورتیکه H_3PO_4 در آب انداخته شود؟
۱۰. هر گاه $[OH^-] = 0.01M/L$ باشد مطلوب است $[H^+]$ ، POH و PH محلول؟

فصل چهارم

پدیده های مالیکولی

معلومات عمومی:

تمام اجسام در طبیعت شامل جامد، مایع و گاز از مالیکول ها ساخته شده اند. تعداد مالیکول های اجسام مختلف بوده و مالیکول ها همیشه در حرکت اند. فواصل مالیکولی مایعات نسبت به جامدات و از گازات نسبت به مایعات بیشتر است. خواص ماکروسکوپی زیادی در طبیعت وجود دارد که بطور مستقیم به فواصل مالیکول ها بستگی دارد. بسیاری از این خواص بر دو واقعیت فیزیکی ذیل استوار است.

- مالیکول ها در حرارت عادی دارای انرژی حرکی زیاد اند.
- در یک مایع یا جامد قوه جاذبه بزرگ بین مالیکول ها وجود دارد.

انرژی حرکی زیاد مالیکول ها مستقماً به پدیده های Diffusion ، Osmosis و دیالز مربوط میشود که شامل اهداف این بخش بوده تفسیر میگردد.

1-4. عملیه انتشار یا Diffusion

این پدیده که با حرکت مالیکول ها توضیح میشود عبارت از انتقال مالیکول ها از قسمت های که غلظت آن زیاد است به قسمت های که غلظت آن کم است میباشد. در قسمت غلیظ، تعداد مالیکول های ماده تحت مطالعه در فی واحد حجم زیادتر است نسبت به تعداد مالیکول در فی واحد حجم قسمت رقیق. هنگامیکه یک مالیکول

متحرک به مالیکول ساکن نزدیک میشود قوه الکتروستاتیکی بین هسته های مالیکول ها موجب دفع شان شده و درین حادثه یکمقدار انرژی از مالیکول متحرک به مالیکول ساکن انتقال میگردد. مالیکول ساکن یکمقدار انرژی حرکی اخذ و مقدار انرژی حرکی مالیکول متحرک کاهش میآید. به این ترتیب هر مالیکول در کنار سایر مالیکول ها مرتباً از یک طرف بطرف دیگر حرکت میکند. و این عملیه در هر ثانیه ملایون مرتبه انجام میشود. چون مالیکول ها در حرکت اند لذا تعداد مالیکول های که از محل غلیظ به محل رقیق انتقال میکند در فی واحد حجم بیشتر است. بنابراین تعداد مالیکول ها فی واحد حجم در محل غلیظ کم شده و در محل رقیق زیاد می شود. به این حرکت دائمی مالیکول ها در کنار یکدیگر در داخل مایع و یا گاز را دیفوزن (Diffusion) مینامند. پدیده دیفوزن شامل مایعات، گازات و جامدات میشود، اما زمان دیفوزن در هر یک متفاوت بوده است. مثلاً: اگر یک بوتل عطر در اتاق باز شود، عطر در تمام اتاق انتشار می یابد. هر گاه در بین یک گیلان آب کمی KMnO_4 انداخته شود ذرات KMnO_4 در تمام گیلان انتشار می کند.

Diffusion مربوط به حرکت ذاتی مالیکول ها است. بنابر این هر عاملی که حرکت مالیکول ها را افزایش دهد عملیه دیفوزن را نیز افزایش میدهد. بدین جهت حرارت و حرکت میخانیک سبب تسریع دیفوزن میشود. دیفوزن به مواد خارج از بدن محدود نمیشود. انتشار اکسیجن، کاربن دای اکساید در عملیه تنفس داخلی، یعنی در انساج

بدن و تنفس خارجی در شش ها. ضمناً عملیه دیفوژن به عبور محصولات غذایی به انساج و خروج مواد فاضله از آنها را این عملیه کمک می کند.

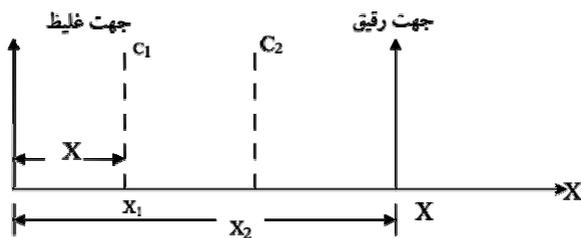
عملیه دیفوژن از دو نظر دلچسپ است.

- ۱- عملیه دیفوژن بسیاری بطی است، با وجود آن انتقال مواد از داخل حجره به خارج حجره و عکس آن ذریعه این عملیه صورت میگرد.
- ۲- ذریعه دیفوژن میتوان جسامت مالیکول ها را اندازه نمود.

[۲۲ و ۱۳]

۲-۴. قانون انتشار فیک (Fick)

هرگاه در یک ظرف، یک محلول غیر متجانس طوری پر شده باشد که غلظت محلول در یک طرف ظرف غلیظ بوده و بتدریج غلظت آن بطرف دیگر کم شده برود طبق شکل (۴-۱). اگر محور X را به امتداد آن طوری انتخاب کنیم که با اضافه شدن X غلظت کم شود در اینصورت مقدار ماده ای که از سطح X_1 به سطح



شکل (۴-۱)

X_2 در فی واحد زمان مینماند مستقیماً متناسب است به فرق غلظت C_2 و C_1 . اگر این مقدار را dQ/dt بنامیم نوشته میتوانیم.

$$\frac{dQ}{dt} \approx C_1 - C_2$$

و معکوساً متناسب است

$$\frac{dQ}{dt} \approx \frac{1}{X_1 - X_2}$$

و مستقیماً متناسب است به مساحت سطح که آن ماده از سطح X_1 به سطح X_2 می گذرد.

$$\frac{dQ}{dt} \approx A \quad \text{با تبدیل}$$

تناسب فوق به مساوات نوشته می توانیم.

$$\frac{dQ}{dt} = D \cdot A \frac{C_1 - C_2}{X_1 - X_2} \quad \dots (1-4)$$

D را ضریب دیفیوژن مینامند و $\frac{C_1 - C_2}{X_1 - X_2}$ را درجه غلظت. چون

است $C_1 > C_2$ و $X_1 < X_2$ بناً

$$\frac{dQ}{dt} = -DA \frac{C_1 - C_2}{X_2 - X_1} \quad \dots (2-4)$$

$$\frac{dQ}{dt} = -DA \frac{dc}{dx} \quad \dots (3-4)$$

علامه منفی نشان میدهد که انتقال مواد از جای که غلظت آن زیاد

است به جای که غلظت آن کم است صورت میگیرد. معادله (3-4)

توسط Fick استخراج شد و به نام Fick یاد میشود.

ضریب دیفوزن (D) مستقیماً مربوط بدرجه حرارت معکوساً متناسب به لزوجیت (η) مایع و هم چنان مربوط به شکل و وزن مایکولی است. یعنی

$$D = \frac{RT}{6\pi\eta r N_A} \quad \dots(4-4)$$

T درجه حرارت به K^0 ، R ثابت گازات، N_A عدد اوگدرو (6.02×10^{23})، η لزوجیت مایع به Poise، r شعاع مایکول است. وزن مایکول M مساوی است به

$$M = N_A \frac{4}{3} \pi r^3 \rho \quad \dots (5-4)$$

با در نظر داشت رابطه (۴-۴) شعاع مایکول مساویست

$$r = \left(\frac{3M}{N_A 4\pi\rho} \right)^{1/3} \quad \dots (6-4)$$

$$D = \frac{RT}{N_A 6\pi\eta \left(\frac{3M}{N_A 4\pi\rho} \right)^{1/3}} \quad \dots (7-4)$$

رابطه (7-4) مناسب D را با وزن مایکولی نشان میدهد.

نفوذ پذیری غشاء برای یک ماده معین بصورت سرعت دیفوزن خالص آن ماده از هر واحد سطح غشاء برای هر تغییر واحد، تفاوت غلظت (هنگامیکه هیچگونه اختلاف برقی یا فشاری وجود نداشته باشد). تعریف میشود. عواملیکه بالای نفوذ پذیری غشاء سلول تأثیر دارد عبارتند از:

- تعداد کانال های پروتینی که ماده میتواند از آن ها عبور کند.
- درجه حرارت
- وزن مالیکولی
- مساحت سطح است . [۲۵ و ۲۳ و ۱۷]

3-4. دیفوزن ایون ها در محلول

در مبحث دیفوزن تصور نمودیم، مالیکول های که انتشارمینمایند دارای چارچ برقی نمیباشند. اما ایون ها دارای چارچ برقی اند که قوه برقی حرکت شان را تا یک اندازه بطی می سازد.

اگر 0.10 mol یک محلول کلوریک اسید (HCl) را به تماس 0.10 mol محلول پتاسیم کلوراید (KCl) بیاوریم، چون غلظت ایون Cl در هر دو طرف محلول مساوی است لذا ایون Cl انتشار نمی نماید اما ایون K بطرف محلول HCl و H به طرف محلول KCl انتشار می کند. چون ایون H نسبت به ایون K سبک و خورد است لذا نسبت به K سریع تر حرکت نموده و مقدار ایون مثبت بطرف محلول KCl زیاد شده و یک اختلاف پوتانسیل بین دو محلول پیدا می شود که بنام Junction Potential یا پوتانسیل تماسی یاد میشود که سرعت ایون H را کم ساخته و تا یک اندازه ایون Cl را با خود می برد. هم چنان اگر یک پرده بین شان قرار داده شود که یک نوع را اجازه بدهد و نوع دیگر را اجازه ندهد، بین دو طرف یک اختلاف پوتانسیل به نسبت حرکت ایون ها پیدا میشود.

۴-۴. دیفوژن از غشای سلول

دیفوژن از غشای سلول به دو روند جدا گانه تقسیم میشود .

دیفوژن ساده

دیفوژن تسهیل شده (Facilitated)

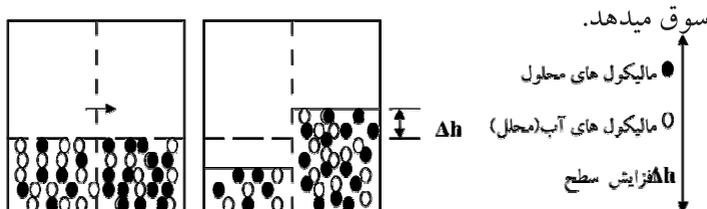
دیفوژن ساده بمعنی حرکت انتقالی مالیکول ها و ایون ها از طریق یک منفذ یا فضاهای بین مالیکول ها در غشاء بدون ترکیب شدن با پروتئینهای حامل در غشاء است . سرعت دیفوژن توسط مقدار ماده موجود ، سرعت ، انرژی حرکی و تعداد منافذ موجود در غشای سلول که مالیکول ها و ایون میتوانند از آن ها عبور کنند تعیین میشود .

دیفوژن تسهیل شده نیاز به عکس العمل بین مالیکول ها و یا ایونها با یک پروتئین حامل دارد که احتمالاً توسط ترکیب شدن کیمیای با آنها و انتقال دادن آنها از غشاء به این شکل به عبور این مواد از غشاء کمک میکنند. دیفوژن ساده از غشاء میتواند از دو مسیر به انجام برسد ، از طریق فضا های موجود در بین مالیکول های لایه دو طبقه ای لیپیدی و از طریق کانال های پر شده از آب و در بعضی ها پروتئین های انتقال دهنده میباشد .

دیفوژن تسهیل شده یا دیفوژن با واسطه ماده حامل نیز یاد میشود ، زیرا ماده ای که به این روش انتقال میابد معمولاً نمیتواند بدون اینکه یک پروتئین حامل اختصاصی به آن کمک کند از غشاء بگذرد ، یعنی حامل دیفوژن آن ماده را بطرف دیگر غشاء تسهیل میکند. [۲۳]

۴-۵. عملیه Osmosis

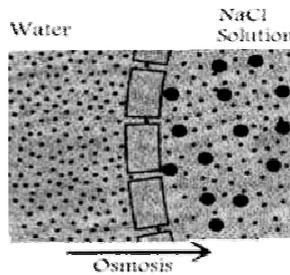
هرگاه یک پرده نیمه قابل نفوذ بین دو محلولی که غلظت شان مختلف باشد قرار داده شود و پرده طوری قابل نفوذ باشد که مایکول های محلل از آن به آسانی عبور نموده اما مایکول های ماده منحل از آن عبور نتواند. در اینصورت محلل از آن به آسانی عبور نموده اما ماده منحل از آن عبور نمیتواند. در اینصورت محلل از طرف رقیق به طرف غلیظ انتقال می نماید که این عملیه اسموس نامیده میشود. سبب این است که حرکت مایکول ها طور واقع میشود که از پرده عبور نماید از پرده میگذرد و اگر مایکول های منحل بهمان قسم واقع شود ، پرده از عبور آن مانع میشود. مثلاً تعداد مایکول های آب یک محلول ۵٪ یک جسم از مایکول های آب محلول ۵۰٪ همان جسم بیشتر است. اگر این دو محلول توسط یک پرده با غشای نیمه قابل نفوذ یعنی پرده ای که بمایکول های محلل اجازه عبور دهد و مایکول های ماده منحل را مانع شود ، در اینصورت آب از طریق پرده از قسمت محلول ۵٪ به قسمت محلول ۵۰٪ انتقال می کند. در نتیجه طبق شکل (۴-۲) سطح محلول که مایکول های آب (محلل) به آن انتقال کرده نسبت به سطح محلول که آب آن ها را ترک گفته بالا می رود و فشار هیدروستاتیک زیاد شده مایکول های محلل را بطرف غلیظ



شکل (۴-۲) شیهای عملیه اسموس

وقتی که حرکت مالیکول ها توقف میگردد فشار هیدروستاتیک اضافگی که به طرف محلول غلیظ پیدا می شود بنام فشار Osmotic یاد میشود که چنین تعریف می نمایم:

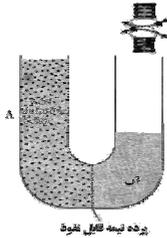
فرق فشار بین دو محلول عبارت از فشاری است که اگر به صورت میخانیکی بالای محلول غلیظ تطبیق شود تا حرکت مالیکول های محلل را از طرف رقیق مانع شود . میزان انتشار آب از غشای حجره بیشتر از سایر مواد است . مقدار آبی که در حالت معمولی در هر ثانیه در هر یک از دو جهت غشای کرویات سرخ خون میگذرد حدود صد برابر حجم خود کریوه است . با وجود این مقدار آبی که در حالت طبیعی در دو جهت منشر میشود چنان باهم در تعادل اند که حتی کمترین عملیه انتقال آب وجود ندارد . البته در شرایط معین بین دو طرف غشاء یک اختلاف غلظت برای آب پدید میآید، چنانکه در سایر مواد میتواند ایجاد شود . درین صورت عملیه انتقال آب از غشاء حجره متناسبت و بسته به جهت عملیه انتقال بوده سبب پندیدگی یا کاهش حجم حجره میشود . این عملیه انتقال آب بر اثر اختلاف غلظت آن را اسموسس میگویند . شکل (۳-۴)



شکل (3-4) عملیه اسموسس

شکل (۳-۴) یک مثال فرضی از پدیده اسموسس را نشان میدهد که در یکطرف حجره آب خالص و در طرف دیگر آن سودیم کلوراید وجود دارد. مالیکول آب به آسانی از غشای حجره میگذرد، در حالیکه ایون های سودیم و کلورین تنها با مشکلات فوق العاده زیاد میتواند عبور کنند. بنا برین محلول سودیم کلوراید در واقع ترکیبی است از مالیکول های نافذ آب و ایون های غیر نافذ ایون سودیم و کلور. ضمناً غشای مذکور نیمه قابل نفوذ نسبت آب و غیر قابل نفوذ نسبت به ایون های سودیم و کلور میباشد. البته وجود ایون های سودیم و کلور سبب انتقال بخشی از آب به سمتی میشود که دارای ایون های مذکور است و بدین ترتیب غلظت مالیکول های آب درین سمت به غلظت آب خالص نزدیکتر میشود. لذا تعداد مالیکولهای آب در سمت چپ که به کانال بر میخورند طبق شکل بیش از تعداد مالیکولها در سمت راست است که غلظت آب در آن کمتر میباشد. بنابراین عملیه انتقال آب از سمت چپ بر راست است، یعنی با انتقال آب خالص در محلول سودیم کلوراید عملیه اسموسس بر قرار میشود. اگر به محلول سودیم کلوراید فشار وارد کنیم، اسموس آب بداخل این محلول کند شده متوقف و یا معکوس میشود. مقدار فشار لازم برای توقف کامل به فشار اسموسس محلول معروف است. اساس اختلاف فشار مقابل اسموسس در شکل (۴-۴) دیده میشود که در آن غشای نیمه قابل نفوذ دو ستون مایع را از هم جدا ساخته است. یکی از دو ستون آب و دیگرش محلول نمک طعام که

یک ماده غیر قابل نفوذ است می باشد . اسموس آب از قسمت B به قسمت A باعث میشود تا اختلاف سطح دو ستون مایع بیشتر و بیشتر شود تا سر انجام برای مقابله با پدیده اسموس را داشته باشد . اختلاف فشاری که درین زمان بوجود میآید همان فشار اسموس محلول حاوی ماده غیر قابل عبور است .



شکل (۴-۴) انتقال محلول از غشای نیمه قابل نفوذ

۶-۴ . اهمیت تعداد ذرات در تعیین فشار اسموتیک

فشار اسموس ناشی از ذرات یک محلول (چه مالیکول و چه ا یون) به تعداد ذرات در واحد حجم مایع بستگی دارد ، نه به کتله ذرات موجود در محلول . زیرا ذرات محلول صرف نظر از کتله شان به طور اوسط فشار مساوی به غشاء وارد میکنند . به عبارت دیگر ذرات بزرگ که کتله شان بیشتر است با سرعت کمتر (کندتر) نسبت به ذرات کوچک حرکت میکنند ، در حالی که حرکت ذرات کوچک سریع تر است . بطوریکه اوسط انرژی حرکتی آنها از معادله ذیل بدست میآید:

$$E = 1/2 mv^2$$

که با انرژی ذرات بزرگ برابر خواهد بود . در نتیجه عامل تعیین کننده فشار اسموس یک محلول غلظت ماده حل شده در محلول است نه کتله ماده حل شده. [۲۳ و ۲۵]

4-7. معادله پوتنسیل انتشار با اختلاف غلظت (معادله نرنست)

میزان پوتنسیل حاکم بر غشاء که مانع انتشار یک یون از غشاء میگردد، پوتنسیل نرنست برای آن یون نامیده میشود. بزرگی این پوتنسیل به نسبت غلظت یون دو طرف غشاء بستگی دارد. هر قدر این نسبت بزرگتر باشد تمایل یون ها به انتشار در یک جهت بیشتر است. لذا پوتنسیل نرنست لازم برای جلوگیری از تداوم انتشار مفید بزرگتر خواهد بود. از معادله زیر که بنام معادله نرنست یاد میشود میتوان برای محاسبه پوتنسیل نرنست در مورد هر یون با یک ظرفیت در درجه حرارت نارمل بدن (۳۷ درجه سانتی گراد) استفاده کرد.

$$\text{Emf(mv)} = \frac{+ 61 \log \frac{\text{غلظت داخلی}}{\text{غلظت خارجی}}}{-} \\ = .61 \log C_1/C_2$$

emf قوه محرکه برقی، C_1 غلظت بطرف ۱ و C_2 غلظت بطرف ۲ است. پولاریته ولتاژ بطرف ۱ معادله فوق مثبت برای ایون های منفی و منفی برای ایونهای مثبت است. که این رابطه برای درک انتقال امواج عصبی مهم میباشد. غرض معلومات بیشتر به ماخذ مراجعه گردد. [۲۵]

4-8. پرده نیمه قابل نفوذ

پرده نیمه قابل نفوذ عبارت از پرده ایست که بعضی مالیکول ها را اجازه عبور داده و بعضی مالیکول ها را اجازه عبور ندهد. که این

خاصیت پرده مربوط به ساختمان پرده و ساختمان مالیکول های تحت مطالعه میباشد. اگر یک پرده هیچ نوع از مالیکول ها را اجازه عبور ندهد بنام پرده غیر قابل نفوذ و اگر تمام مالیکول ها را اجازه عبور دهد پرده قابل نفوذ یاد میگردد. در عملیه اسموس وجود پرده نیمه قابل نفوذ (Semipermeable) حتمی و ضروری است. بعضی پرده های که آب را اجازه میدهد، یعنی یک نوع مالیکول را اجازه میدهند لذا به مقابل آن قابل نفوذ گفته میشود، و یک نوع دیگر را اجازه نمیدهد برای آن ها نیمه قابل نفوذ میباشد. اگر مالیکول های نوع اولی استعمال شود عملیه اسموس صورت نمیگیرد و اگر مالیکول های نوع دوم استعمال شود عملیه Osmosis صورت میگیرد، مثلاً پرده Cellophane مالیکول های پروتین را اجازه نمیدهد اما مالیکول های نمک طعام را به خوبی اجازه میدهد، لذا عملیه Osmosis با NaCl صورت نمیگیرد. مثال بیولوژیک آن جدار عروق شعریه است که پروتین ها را اجازه نمیدهد اما NaCl و گلوگوز را اجازه میدهد. لذا پروتین فشار Osmotic در عروق شعریه تولید نموده اما NaCl و گلوگوز نمیتوانند فشار Osmotic تولید کنند. جدارحجرات NaCl را اجازه نداده اما گلوگوز را اجازه میدهد لذا NaCl در جدار حجرات فشار Osmotic تولید می کند اما گلوگوز تولید نمی کند. کاغذ فلتر معمولی بر ذرات کلوئیدی و همچنین به مالیکول های کوچک حل شونده نفوذ پذیر اند، در حالیکه پرده های وجود دارد که در آنها عبور بطور انتخابی انجام میشود. در میان پرده هائیکه

میتوانند ذرات کلونیدی را متوقف کنند ولی بمالیکول های کوچک حل شونده نفوذ پذیر باشند مانند ممانه خوک و پوست گوسفند. از نظر کار بردی پرده های که میتوانند در حال حاضر برای این منظور (عبور انتخابی) بکار روند پرده های از جنس سلولوز و فیلترات گلوکوز هستند. که از پولیمر های مصنوعی یا استیات سلولوز ساخته شده اند که به صورت روزنه (سوراخ) های به اندازه های مختلف در دسترس میباشد. [۱۰]

۹-۴. قانون فشار Osmotic

تجربه نشان داده است که اگر یک مول ماده^۰ که Ionized نشود در یک لیتر محلول وجود داشته باشد فشار Osmotic آن به $0C^{\circ}$ مساوی به 22.4at میشود. اما اگر یک مول ماده ای که Ionized نشود در 22.4L محلول وجود داشته باشد به $0C^{\circ}$ فشار آن 1 at است. هرگاه درجه حرارت افزایش یابد فشار Osmotic نیز زیاد میشود. تجربه نشان داده که با ازدیاد $1C^{\circ}$ فشار Osmotic، $1/273$ حصة فشار $0C^{\circ}$ زیاد میشود. تمام این مشاهدات مشابه قانون گازات بوده بنام قانون Von't Hoff یاد میشود. که توسط فارمول طورذیل نشان داده شده است.

$$\Pi \cdot V = nRT \quad \dots (8-4)$$

در فارمول (8-4) Π فشار Osmotic، V حجم محلول، T حرارت مطلقه، n مقدار مول ماده که Ionized نمیشود و R ثابت گازات است.

مثال ۱ : ۹ گرم گلوگوز را در آب که درجه حرارت آن 27°C است حل میکنیم با علاوه نمودن آب حجم آن را به 100cc میرسانیم. فشار Osmotic آن وقتیکه پرده استعمل کنیم که بمقابل گلوگوز نیمه قابل نفوذ باشد چند سانتی متر آب است؟ اگر عوض گلوگوز ۹ گرم Urea استعمل شود، فشار Osmotic چند خواهد شد؟

$$T = 27^{\circ}\text{C} = 27 + 273 = 300\text{K}$$

$$V = 100\text{cc} = 0.1\text{l}$$

$$m_G = 9\text{gr}$$

$$\mu_G = 180\text{g/mol}$$

$$n = \frac{m}{\mu}$$

$$n = \frac{9}{180} = 0.05\text{mol}$$

$$R = 0.082 \frac{\text{at}\cdot\text{L}}{\text{mol}\cdot\text{K}}$$

$$PV = nRT \Rightarrow \Pi = \frac{nRT}{V}$$

$$\Pi_G = \frac{0.05 \times 0.082 \times 300}{0.1} = 12.3\text{at}$$

$$1\text{at} = 760\text{mmHg} = 760 \times 13.6\text{mmH}_2\text{O}$$

$$\approx 1034\text{cmH}_2\text{O}$$

$$12.3\text{at} = 12.3 \times 1034 = 12718.2\text{cmH}_2\text{O} = 127\text{mH}_2\text{O}$$

$$n_u = \frac{9}{60} = 0.15 \quad \text{برای Urea}$$

با مقایسه n_G و n_U بطریقه ساده نوشته میتوانیم که شار Osmotic

سه برابر گلوگوز است یعنی

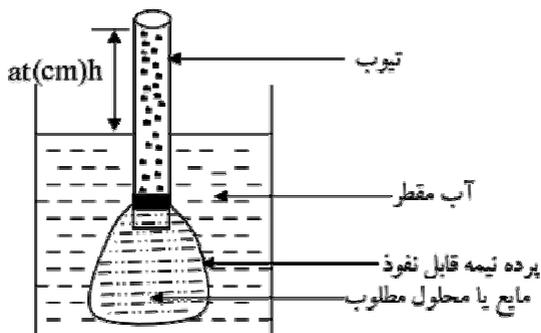
$$\Pi_u = 3.127 = 381\text{m}$$

10-4. اندازه نمودن فشار Osmotic

فشار Osmotic بدو طریقۀ اندازه میشود.

- ۱- طریقۀ مستقیم
- ۲- طریقۀ غیر مستقیم

طریقۀ مستقیم: در این طریقۀ فشار Osmotic را سائاً خوانده میشود. اگر یک پرده نیمه قابل نفوذ داشته باشیم که به شکل کیسه باشد، در قسمت بالای آن یک تیوب را وصل نموده . محلول را که فشار اسموتیک آن مطلوب است در داخل آن انداخته کیسه را در آب مقطر غرق کنیم. به اثر فشار اسموتیک آب مقطر داخل کیسه شده و در تیوب بالا میرود. وقتی که فشار هیدروستاتیک مساوی به فشار Osmotic گردید یک حالت تعادل برقرار شده و دیگر آب در تیوب بلند نمیشود . ارتفاع ستون آب از سطح آب مقطر به سانتی متر برابر به فشار Osmotic مایع داخل کیسه بعد از رقیق شدن به اثر داخل شدن آب به cm است.



شکل 3-4 تعیین فشار اسموتیک یک محلول

طریقه غیر مستقیم: طریقه های متعدد غیر مستقیم برای اندازه نمودن فشار اسموتیک محلولات وجود دارد که از آن جمله پائین آوردن نقطه انجماد آب مهمترین و دقیق ترین آنهاست. تجربه نشان داده است که نقطه انجماد محلول یک مولل هر ماده که Ionized نشود - $1.86C^0$ میباشد و از طرف دیگر فشار آن 22.4at است. لذا یکدرجه پائین آوردن نقطه انجماد آب مطابقت میکند به $\frac{22.4}{1.86} = 12.04 \text{ at}$ ، فشار Osmotic. بناً اگر درجه انجماد یک محلول را بگیریم و بعد محاسبه کنیم که درجه انجماد آب را چند درجه پائین آورده است آن درجه را به 12.04 ضرب میکنیم فشار Osmotic آن محلول را به اتمسفر میدهد. مثلاً درجه انجماد پلازما ی خون انسان $0.59C -$ است که بدرجه حرارت بدن تقریباً به 8at مطابقت می کند. باید یاد آورد که فشار Osmotic پلازما از جمله فشار اسموتیک تمام مرکباتی که در آن وجود دارد و در آب پلازما منحل میباشد بوجود میآید. فشار اسموتیک خون ۷،۶ اتمسفر است .

4-11. تعیین Tonicity یک محلول

محلولیکه فشار اسموتیک آن مساوی به فشار اسموتیک خون است ، محلول ایزوتونیک (Isotonic) محلولیکه فشار اسموتیک آن بیشتر از فشار اسموتیک خون است ، محلول هایپر تونیک (Hypertonic) و محلولیکه فشار اسموتیک آن کمتر از

فشار اسموتیک خون است ، محلول هیپوتونیک (Hypotonic) نامیده میشود.

اگر یک کریوه سرخ خون انسان را در یک محلول Isotonic بیاندازیم. چون قرار تعریف ایزوتونیک، فشار Osmotic داخل کریوه سرخ خون مساوی به فشار Osmotic محلول میباشد. لذا آب نه داخل کریوه سرخ خون میشود و نه از آن خارج میگردد. بناً حجم کریوه سرخ تغییر نمیکند. اگر کریوه سرخ خون داخل یک محلول Hypotonic گذاشته شود چون فشار Osmotic داخل حجره زیاد است. آب از خارج حجره داخل حجره شده کریوه سرخ می پندد و حجم آن زیاد میشود.

اگر یک کریوه سرخ خون داخل محلول Hypertonic گذاشته شود، آب از داخل حجره خارج شده و حجم کریوه سرخ کم میشود. برای اینکه تعیین نمایم که یک محلول Isotonic، Hypotonic و یا Hypertonic است. یکمقدار خون را گرفته در داخل تیوب Hematocrit می اندازیم و آن را سنتری فیوژ مینائیم و می بینیم که چند فیصد حجم خون کریوه سرخ است. که این عدد بنام Hematocrit یاد میشود. بعداً مایع سطح آن را که عبارت از پلازماست برداشته و مایع تحت آن را به آن علاوه میکنیم و کریوه سرخ را به آن مخلوط نموده و دو باره آن را سنتری فیوژ مینمایم. اگر حجم کریوه سرخ مانند سابق بود محلول Isotonic و اگر زیاد شده بود محلول Hypotonic و اگر کم شده باشد بود محلول Hypertonic است. [۱۷]

12-4. تأثیر ایونایزشن بالای فشار Osmotic

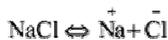
چون فشار Osmotic متناسب به تعداد پارچه های ماده که از پرده عبور نمیتواند میباشد، لذا اگر یک ماده Ionized شود تعداد پارچه های زیاد شده و فشار Osmotic آن بیشتر میگردد. مثلاً اگر یک مول گلوگوز در یک لیتر آب مقطر انداخته شود فشار اسموتیک آن 22.4 at می باشد. اگر یک مول NaCl در یک لیتر آب انداخته شود فشار اسموتیک آن بیشتر از 22.4 at میباشد. برای اینکه بدانیم چند اتمسفیر میباشد باید بدانیم که چند فیصد NaCl به شکل Ionized میباشد. اگر صد فیصد Ionized شود تعداد پارچه ها دو چند میشود. لذا فشار Osmotic آن دو چند شده یعنی 44.8 میگردد. اگر 50% ایونایز شود تعداد مالیکول ها یکنیم چند شده، لذا فشار Osmotic آن یک و نیم چند یعنی 33.6 میگردد. [۱۷]

مثال: اگر محلول یک مولل NaCl، 86% Ionized شود فشار

اسموتیک آن چند اتمسفیر است؟

حل: $\text{مقدار Ionized} = \frac{86}{100} \times 1 = 0.86 \text{ mole}$

$\text{مقدار غیر Ionized} = 1 - 0.86 = 0.14 \text{ mole}$



چون هر Ionized، mol دو مول میشود لذا مجموع مول ها عبارت است از:

$$0.14 + 2(0.86) = 1.86$$

لذا فشار Osmotic مساویست:

فشار Osmotic، یک مول = 22.4

فشار Osmotic، 1.86 مول = X

$X = 22.4 \times 1.86 = 41.66 \text{at}$

$p = 41.7 \text{at}$

4-13. دیالیز

اصطلاح اسموس معمولاً به عملیه های محدود میشود که در آنها تنها یک ماده یعنی ماده حل شده از میان غشاء عبور میکند. در بسیاری موارد در موجودات زنده غشاهای وجود دارند که نسبت به انواع مختلف مالیکول ها قابل نفوذ هستند مثلاً بعضی غشاء های خاص در بدن مانند گلو مریولها نسبت به آب، نمکها، گلوگوز و سایر مالیکول های عضوی قابل نفوذ هستند، لکن آنها معمولاً عبور مالیکول های بزرگتر مانند هموگلوبین، گلوبین، البومین و سایر مالیکول های پروتین دار بزرگ دیگر را مانع میگردد. این قبیل غشاها را "غشای قابل نفوذ انتخابی" میگویند. این عملیه را که شامل انتشار یا نفوذ چند نوع مالیکول از میان یک غشای قابل نفوذ انتخابی است دیالیز مینامند.

اگر ماده مانند خون را در داخل کیسه نیمه قابل نفوذ در آب قرار دهیم، مالیکول های قابل حل در آب پراکنده میشوند در حالیکه مواد کلئیدی به علت اندازه ذرات شان در داخل سیستم محصور میباشند این پدیده دیالیز است. میزان دیالیز با افزایش سطح پرده دیالیز افزایش میابد. در عمل برای بالا نگهداشت گرا دیانت تراکم مرتباً آب را جاری ویا اینکه در فواصل زمانی کوتاه عوض میکنند. بطور کلی دیالیز به فکتور های زیادی وابسته و بطور ذیل تعریف میشود.

میزان دیالیز:

عبور مقدار کمی (Quantitative) ماده مورد نظر از پرده دیالیز میباشد. دیواره گلو مریولها (Glomerola) در کلیه ها یک پرده دیالیز است. این پرده بمالیکولهای آب، نمک و برخی مواد عضوی

دیگر اجازه عبور میدهد در حالیکه برای پروتین ها ی مانند گلوبین و هموگلوبین غیر قابل نفوذ اند . در امراض کلیوی برای انجام دیالیز به قسم مصنوعی از ماشین کلیه استفاده میشود که این سیستم دارای یک سلسله از پرده های دیالیزی است که در محلول ایزوتونیک نمک و الکترولیت های دیگر بانسبت مشخص قرار گرفته اند . هنگامیکه خون بیمار ازین تیوب های دیالیزی عبور کند ، مواد زایده آن وارد محلول میشود . برای انجام این کار خون را از ورید رادیال (radial artery) میگیرند و از سیستم عبور میدهند (با پمپ مخصوص ماشین) و پس از انجام کارهای فیزیکی و کیمیاوی دیالیز، خون از راه یکی از ورید ها به بدن باز گردانیده میشود . برای انجام دیالیز زمان طولانی لازم است ، زیرا به علت نبودن فشار ستاتیک و یا دینامیک روند تصفیه خون تنهابه سبب پدیده دیالیز انجام میشود .

متداولترین کاربرد اصطلاح دیالیز به فعالیت کلیه ها مربوط میشود . گرفتن مواد اضافی از خون در واحدهای کوچکی بنام نفرون^۱ که در کلیه های انسان موجود است اتفاق می افتد. نفرون متشکل از دو قسمت، گلومرول و تیوبول میباشد. بیشتر از اجزای تشکیل دهنده خون از گلومرول^۲ وارد تیوبول^۳ میشوند که از دو غشای عبور میکند. تنها مالیکول های خیلی بزرگ مانند پروتین ها در مویرگها باقی میمانند.

1 Nephron واحد ساختمانی و عمل کلیه (که تعداد آنها در یک کلیه بیشتر از

میلیون است) میباشد .

2 Glomerulus

3 Tubule لوله کوچک

این عملیه را میتوان از حیث درگیر بودن غشای قابل نفوذ انتخابی دیالیز تصور کرد ولی این کار به روش دیفوزن (پخش) انجام میشود. بهتر است این عملیه را فلتر کردن گلوامرول ها بنامیم، زیرا به علت اختلاف فشار هیدروستاتیک طرفین غشا انجام میشود و در واقع در خلاف جهت پخش عمل می کند. اما بمحض ورود در تیوبول، در حدود 99% گلوگوز همراه با فیصدی زیادی از نمکها دوباره جذب میشوند. فیصدی جذب دوباره برای هر جز مهم بر اساس غلظت های نسبی مواد موجود در ادرار و پلاسما محاسبه شده است. مناسبترین کاربرد اصطلاح دیالیز در مورد کار کلیه مصنوعی میباشد که معمولاً ماشین دیالیز نامیده میشود. اصولاً کلیه مصنوعی با گرفتن خون از بدن و عبور دادن آن در یک طرف غشای قابل نفوذ انتخابی کار میکند.

[۱۰ و ۱۶ و ۲۳]

۴-۱۴. اهمیت اسموس در طبابت

عملیه اسموس در طبابت در یک عده حالات ذیل دیده میشود.

۱- تشکیل مایع بین النسجی و ورم (Edema): وقتیکه خون به انساج می رسد، چون فشار خون بیشتر از فشار مایع بین النسجی است لذا یکمقدار H_2O خون و نمک های آن خون را ترک گفته در بین انساج میرود. اما چون جدار اوعیه بمقابل پروتین خون نیمه قابل نفوذ است، پروتین های خون فشار اسموتیک وارد نموده و تا یک اندازه از گذاشتن H_2O از بین عروق شعریه به انساج ممانعت می نماید. چون در حصه های اخیر عروق شعریه فشار خون کم میگردد و

فشار اسموتیک خون به نسبت کم شدن H_2O آن زیاد میشود، آب در بین انساج جمع نمیشود. اگر پروتین های خون کم شود، فشار اسموتیک آن کم شده و مقدار زیاد آب در بین انساج جمع میشود که بنام ورم یا Edema یاد میشود. مثلاً در امراض گرده که پروتین های خون مخصوصاً البومین در خون کم شده و در نتیجه فشار اسموتیک خون کم میگردد و مقدار زیاد H_2O در انساج جمع گردیده باعث پدیدگی میشود. هم چنان اطفالیکه به اندازه کافی پروتین نگیرند، مقدار پروتین خون شان کم شده و ورم در بدن شان پیدا میشود. برای زیاد ساختن پلازما وقتیکه یک شخص خون ضایع کرده باشد، موادی داخل خون زرق میشود که از جدار او عیه گذشته نتواند و فشار Osmotic پلازما را زیاد سازد تا H_2O را از انساج جذب نماید مانند البومین، Dextran و غیره.

۲- در مدت ۲۴ ساعت نزد اشخاص کاهل در حدود 180L آب ذریعه گلو مریول (Glomerulus) های گرده فلتز میشود، از این جمله در حدود 1L آن بصورت ادرار از بدن خارج شده و متباقی دوباره ذریعه Tubule های گرده جذب میشوند و یکمقدار زیاد آب ذریعه عمل اسموس جذب میگردد. اگر مواد در فلتزات موجود باشد که جذب نگردد، فشار اسموتیک فلتزات زیاد شده و آب را جذب نکرده حجم ادرار زیاد میگردد. در مرض شکر (Diabet) مقدار گلوگوزیکه در فلتزات موجود است بسیار زیاد بوده تماماً جذب نمیشود و در نتیجه مقدار ادرار زیاد میگردد. ادویه وجود دارد که برای

زیاد ساختن ادرار و رفع ورم استعمال میشود. این ادویه ذریعه Tubaleها جذب نگردیده لذا فشار اسموتیک فلترات کم شده و آب جذب نمیگردد. این ادویه بنام (Osmotic Diuration) یاد میشود. در حقیقت میخانیکیت تاثیر دیگر ادویه مذکور هم بهمین قسم است. مثلاً مرکبات سیماب جذب کلوراید را مانع میشود در نتیجه سودیم هم جذب نمیشود و سودیم کلوراید فشار اسموتیک فلترات را بلند نگهداشته نمیگذارد آب جذب شود در نتیجه حجم ادرار زیاد میشود.

۳- تبادل آب بین داخل حجره و خارج حجره

حجرات به میخانیکیت های مختلف غلظت نمک داخل حجره را بیک اندازه معین نگه میدارد. حرکت آب از خارج به داخل حجره و از داخل به خارج حجره ذریعه عمل اسموس صورت میگیرد. مثلاً اگر غلظت نمک در داخل حجره نسبت به خارج حجره زیاد شود، در نتیجه فشار اسموتیک آن زیاد شده آب را از خارج حجره جذب میکند. این حالت عموماً در صورت واقع میشود که غلظت نمک در خارج حجره کم شود. اگر غلظت نمک در خارج حجره نسبت به داخل حجره زیاد شود، آب از داخل حجره ذریعه عمل اسموس خارج میشود. این حادثات نزد اشخاصیکه زیاد عرق میکنند و آب مینوشند بخوبی دیده میشود. مقدار سودیم در عرق 82meq/L است حالآنکه سیروم و مایع خارج الحجروی در حدود 150meq/L سودیم دارد. لذا، اگر یک شخص زیاد عرق نماید ضایعات نمک آن

بیشتر بوده بناءً آب را از داخل حجره ذریعه عمل اسموس جذب میکند. وقتی که انسان آب مینوشد غلظت نمک ها در خارج حجره نسبت به حالات طبیعی کمتر میگردد، لذا مقدار بیشتر آب نسبت به مقدار یکه خارج شده بود داخل حجره میشود، حجرات پندیده مریض سر درد شده حس رویت آن مغشوش میگردد. بر علاوه دلبدی و استفراق برایش پیدا شده بیهوشی و حملات تشنجی را نیز در قبال دارد. همه این اعراض بنام تسمم با آب یاد میگردد. [۲۳، ۱۷]

مسائل

۱. فشار اسموتیک محلول یک مولل CaCl_2 که 86% ایونایز میشود چند است؟
۲. هر گاه ۱۸ گرام ماده در آب حل و حجم آن به 100cc رسانیده شود بحرارت 27C فشار اسموتیک 24.6at تولید نماید، وزن مالیکولی آن چند خواهد بود؟
۳. چند مول Urea در 200cc محلول وجود داشته باشد تا بدرجه حرارت 37C فشار، 25.4at Osmotic تولید نماید؟
۴. محلول A عبارت از یک محلول 5% نمک NaCl و 5% اسید H_2SO_4 است و محلول B عبارت از محلول 5% از نمک Na_2SO_4 و اسید از 5% HCl است. اگر محلول های A و B به تماس یکدیگر آورده شود کدام ایون ها از محلول A بطرف B و کدام ایون ها از طرف محلول B به سمت محلول A انتشار می نماید؟
۵. فشار اسموتیک محلول دو مولر NaCl که 86% ایونایز میشود. فشار به ملی متر سیماب محاسبه کنید؟
۶. تاثیر وزن مالیکولی یک ماده را در Diffusion توضیح کنید؟
۷. اگر محلول دو مولل CaCl_2 86% ایونایز شود چقدر فشار Osmotic تولید می کند؟
۸. 16g گلوگوز را در آب که حرارت آن 30C است حل نمائیم و با علاوه کردن آب حجم آن را به 100cc برسانیم، فشار Osmotic آن را محاسبه کنید هرگاه پرده ای استعمال گردد که بمقابل گلوگوز نیمه قابل نفوذ باشد؟

فصل پنجم

ساختمان اتم

معلومات عمومی:

در جهان از دو چیز سخن گفته میشود ، ماده و انرژی . این دو چیز که میتوانند با هم تبدیل شوندند به شکل های مختلف وجود دارند و همه چیز ها را میسازند . ماده دارای شکل ، اندازه و نوع است اما انرژی انواع متفاوت داشته دارای شکل و حجم نمیباشد . ماده با یکی از کمیت های مهم یعنی کتله مشخص میشود و کتله از ذرات کوچک تشکیل شده که مالیکول نامیده میشود . دیموکریتوس در حدود ۴۵ سال قبل از میلاد اظهار داشت که تمام اجسام از ذرات کوچک غیر قابل تجزیه بنام اتم تشکیل شده اند . اتم کلمه ایونانی بمعنی غیر قابل تجزیه و مالیکول های ماده ، یعنی آنچه که ما را احاطه کرده از اتمها ساخته شده اند . اتمهای ماده و شناخت آن که پیشرفت های جهان کنونی به آن گره خورده است تاریخ طولانی دارد . نظریات و فرضیه های زیاد در مورد اتم طرح و پیشنهاد گردیده و تحقیقات زیادی را انجام دادند که پیشرفت های کنونی نتایج آن است . این جهش در ساحت طبابت هم راه یافته و دست آورد های زیادی موجود است . اکنون ما میدانیم که اتمها از ذرات بنیادی تشکیل شده که عبارت از کوارکها و الکترون ها اند .

۵- ۱. تاریخچه اتم

در تشریح ماده و ساختمان ماده در هر عصر محققین و پژوهشگران نظریات خود را داشتند که در محدوده شرایط و امکانات، درک شان متفاوت اند. چنانچه در مورد اتم در گذشته این تفکر موجود بود.

۱- اتم ایونانی (Greek atom):

یکی از نظریات انسان ها که در تحقیقات علمی راه یافت، تعیین دقیق ساختمان ماده بود. اولین منابع تحقیقات ثبت شده در حدود چند صد سال قبل از میلاد در ایونان قدیم بدست آمده است. ایونانی ها فکر میکردند که تمام مواد از چهار عنصر خاک، آب، هوا و آتش تشکیل گردیده است که این چار عنصر با تغییرات رطوبت، خشکی، گرمی و سردی تغییر شکل می یابد. ایونانی ها اصطلاح اتم بمعنی غیر قابل تجزیه را برای بیان کوچکترین قسمت چهار عنصر ماده بکار برد.

۲- اتم دالتن:

در سال 1858 دالتن^۱ کتابی از تجربیات اش را بطور خلاصه انتشار داد. او نشان داد که عناصر میتواند بر حسب مقدار کامل

^۱ دالتن (J.Dalton) انگلیسی (۱۸۴۰-۱۷۶۶).

کته اتمی شان طبقه بندی شوند. بر طبق این نظریه یک عنصر از اتم های هم مانند تشکیل یافته اند که بطور یکسان در تعاملات کیمیاوی شرکت میکنند. 50 سال بعد مندلیف^۱ با نشان دادن اینکه اگر عناصر بر حسب افزایش کته اتمی ترتیب داده شوند، تکرار متناوبی از خواص کیمیاوی خواهند داشت مشهور شد. در آن زمان 65 عنصر وجود داشت. مندلیف تاکید کرد، عناصری که بعداً شناخته خواهد شد در یکی از هشت گروپ میتواند قرار گیرد.

۳- اتم تامسن:

بعد از انتشار جدول تناوبی مندلیف عناصر بیشتری معرفی شدند و جدول تناوبی به آهستگی پر شد. اما اطلاعات درباره ماده و ساختمان اتم محدود باقی ماند. تا اواخر قرن 19 اتم غیر قابل تجزیه در نظر گرفته میشد و تنها تفاوت بین اتم یک عنصر با اتم عنصر دیگر در کته شان بود. در اثر پژوهش محققین به تدریج مشخص شد که در ساختمان اتمی ماده خاصیت برقی وجود دارد. در اواخر سال 1980 ضمن بررسی خواص فزیک

۱ - مندلیف (Dmitri Mendeleev) روسی (۱۸۷۹-۱۸۳۴) -

۲ - تامسن (J. Thomson)، انگلیسی ۱۹۴۵-۱۸۵۶

۳ - (Ernest-Rutherford) رادر فورد عالم انگلیسی ۱۹۳۷ - ۱۸۷۱

شعاع کاتودیک (الکترونها)، جی جی تامسن^۳ نتیجه گرفت که الکترون ها یک ذره کامل از تمام اتم هستند. در 1911 ارنست راد فورد^۴ بعد از یک سلسله آزمایشات مدل اتمی را رد و مدل هسته ای را معرفی کرد، که اتم بصورت یک مجموعه کوچک با چارچ مرکزی و توسط ابر الکترونی محاصره می باشد. وی مرکز اتم را هسته نامید. در سال 1913 بوهر^۵ شرح اتمی رادفورد را توسعه داد. [۴۲،۱۵]

۲-۵. ساختمان اتم

اتم متشکل است از یک هسته مرکزی با چارچ مثبت که تقریباً تمام وزن اتم در آن متمرکز است و در اطراف آن روی مدار معین بیضوی شکل ذراتی بنام الکترون در حرکت اند. هسته هر اتم را میتوان بوسیله دو عدد مشخص کرد.

۱- نمبر کتلوی (وزن اتمی): تعداد ذرات که در اتم وجود دارد و به سمبول A نشان داده میشود نمبر کتلوی است

۴- Niels Boh عالم دنمارکی (۱۸۸۵-۱۹۶۲) و برنده جایزه نوبل در سال ۱۹۶۲ گردید.

۲ - نمبر اتمی: تعداد پروتون های هر هسته مساوی به تعداد الکترون های اطراف آن در یک اتم غیر ایونایز، نمبر اتمی نامیده شده و به سمبول Z نشان داده میشود. دیده میشود که تعداد نیوترون های هر هسته مساوی به تفاضل نمبر کتلوی و نمبر اتمی عنصر است. یعنی

$$N = A - Z$$

برای نمایش هسته یک اتم سمبول ذیل بکار برده میشود. ${}^A_Z X$

X نام عنصر، A نمبر کتلوی و Z نمبر اتمی و N تعداد

نیوترون است. مثلاً برای عنصر لیتوم نوشته میتوانیم: ${}^7_3 \text{Li}$ ۴
نمبر کتلوی ۷ و نمبر اتمی ۳ و تعداد نیوترون ها ۴ است.

[۳۶ و ۳۷].

هر اتم از سه ذره اساسی و تعداد زیادی ذرات فرعی ساخته

شده اند. ذرات اساسی تشکیل دهنده اتم عبارت اند از:

۱ - الکترون (Electron):

ذرات کوچکی اند که در محیط اتم وجود داشته و در اطراف

هسته اتم دوران میکنند. از نظر میخانیک دارای شکل کروی بوده

و شعاع آن 10^{-13} cm و به کتله ۹، 110^{-27} g بوده به سمبول (e

) نشان داده میشود. چارچ الکترون 1.6×10^{-19} C

است. این ذره در سال ۱۹۸۱ توسط Stonney⁶ الکترون نامیده

شد و آنرا برای واحد چارچ برقی پیشنهاد و بعداً توسط تامسن

⁶ ایرلندی (۱۹۱۱-۱۸۲۶) George Stonney

مقدار این چارچ محاسبه گردید . چارچ الکترون اولین مرتبه توسط Townsend و بعداً در سال 1912 توسط ملیکان^۲ با تجربه معروف سقوط قطره روغن اندازه گیری شد. [۱۴]
 $(m_e = 0.005487\text{amu})$

۲- پروتون : Proton:

پروتون از کلمه ایونانی پروتوس (Protos) بمعنای اولیه مشتق شده است و در سال 1920 توسط رادفورد واحد چارچ برقی مثبت که در تجربه مشاهده شده بود پیشنهاد گردید. بعدها متوجه شدند که پروتون هسته اتم هایدروجن است. پروتون ذره ایست به کتله $1.673 \times 10^{-24}\text{g}$ ، $(m_p = 1.007276\text{amu})$ و به سمبول P نشان داده شده. دارای چارچ برقی e با علامت مثبت میباشد یعنی $c \cdot 1.6 \times 10^{-19}$
 کتله پروتون 1936 برابر کتله الکترون است. پروتون را به مقیاس هسته ای به ${}^1_1\text{P}$ یا ${}^1_1\text{H}$ نشان میدهند.

۳- نیوترون (Neutron):

نیوترون ذره ایست خنثی که در هسته اتم موقعیت داشته دارای کتله $1.675 \times 10^{-24}\text{g}$ میباشد . طوریکه ملاحظه میشود

۲ ملیکان (Millikan Robert Andrew) امریکائی ۱۹۵۳-۱۸۶۸ و برنده جایزه نوبل در سال ۱۹۲۳ گردید.

کته نیوترون اندک از کته پروتون بیشتر است. کته نیوترون در حدود 1938 برابر کته الکترون است. وجود نیوترون در سال 1932 توسط چادویک^۱ کشف شد و آن را به 1_0n نشان میدهند. علاوه بر ذرات که در فوق ذکر شد عده زیادی ذرات دیگر وجود دارد که از هسته بوجود می آیند. [۹،۱۹،۴۰]

$$(m_n = 1.008665 amu)$$

در ساختمان بنیادی اتم ذراتی اند بنام کوارک. که توسط موری -گیل مان (Murray Gell-man) کشف شد شامل میباشند که کشف این ذره در فزیک باعث پیشرفت های زیادی گردید.

اتمهای تمام عناصر از هسته والکترون تشکیل شده است، طوریکه هسته در مرکز والکترون ها در اطراف آن با انرژی های متفاوت در حرکت دایمی اند. هسته اتم که نیوکلون نامیده میشود شامل پروتون ها و نیوترون ها اند. پروتون ها و نیوترون ها که قبلاً غیر قابل تجزیه پنداشته میشد از کوارک ها تشکیل یافته

۱- چادویک (Chadwick James) انگلیسی ۱۹۷۴-۱۸۹۱ در سال ۱۹۳۵ در کشف نیوترون

برنده جایزه نوبل گردید

اندو تا کنون شش نوع کوارک تشخیص گردیده است که شامل دو گروه u و d اند.

U سمبول u و d سمبول $down$ میباشد. [۲،۳۷]

هر گروه شامل سه ذره زیر اند.

گروه u عبارتند از

Up - u

Charm - c

Top - t

گروه d عبارتند از

Down - d

Strang - s

Bottom - b

پروتون ها از دو کوارک u و یک کوارک d تشکیل شده

است. یعنی

$$1p = 2u + d$$

و نیوترون ها از دو کوارک d و یک کوارک u ساخته شده

است. یعنی

$$1n = 2d + u$$

بنابراین از سه ذره اساسی کوارک u ، d و الکترون ساخته

شده اند و دارای چارج برقی اند، کوارک u دارای چارج برقی

$(+2/3)$ و کوارک d دارای چارج برقی $(-1/3)$ میباشد. به این

اساس چارج پروتون و نیوترون مساوست به

$$1p = 2(2/3) - 1/3 = +1$$

$$1n = 2(-1/3) + 2/3 = 0$$

کوارک‌ها به شکل دو تایی و سه تایی بوده و مستقل نمیباشند .
ذرات که کتله شان از کتله الکترون کمتر و یا مساوی اند
لیپتون (Lepton) نامیده میشود مانند پوزیترون (Positron)
و نیوترینو (Neutrino) . ذرات که کتله شان از لیپتون ها
بیشتر و از نیوترون ها کمتر باشد میزون (Meson) نام دارد .
ذرات که کتله شان از کتله نیوکلون ها بیشتر است هیپرون
(Hypron) نامیده میشود . [۲،۴۲،۴۴]

۴- پوزیترون:

ذره ایست مانند الکترون اما با چارج برقی مثبت . در سال
1925 برای اولین مرتبه اندرسن (Anderson) وجود آن را
نشان داد. پوزیترون دارای عمر بسیار کوتاه در حدود 10^{-7} sec و
به محض بوجود آمدن در صورتیکه انرژی حرکتی آن به صفر
برسد ، با ضد ماده خودش یعنی یک الکترون ترکیب شده و دو
فوتون اشعه γ رادیو اکتیف ایجاد میکند. دارای سمبول ${}^0_1\beta^+$
میباشد.

۵- نیوترینو (Neutrino):

نیوترینو یک ذره غیر عادی است که پاولی (Poulı) در
سال 1930 وجود این ذره را فرض نمود و در سال 1934 در

نظریه استحاله اشعه β منفی رادیو اکتیف توسط Fermi موجودیت این ذره حدس زده شد و بالاخره در سال 1956 توسط دو رینس (Reines) و کووان (Cowan) در نتیجه تجربه، دلیل مستقیم موجودیت این ذره گزارش گردید. این ذره دارای چارج برقی منفی و کتله آن کمتر از $1/2000$ کتله الکترون است و دارای سمبول ${}^0_{-1}\gamma$ می باشد.

۶- میزون ها (Mesons):

موجودیت این ذره توسط اندرسن در سال ۱۹۳۸ برای اولین مرتبه در اشعه کیهانی کشف گردید. این ذرات را میزون نام نهادند. چند نوع از این ذره شناخته شده است. در تجربه توسط طیاره و بالون نشان داده شده است که این ذرات در طبقات بالای اتمسفر بوسیله تصادم اشعه کیهانی اولیه با هسته های هوا بوجود می آیند. از جمله دو نوع آن از اهمیت زیاد برخوردار است که عبارت از π میزون و μ میزون اند. π میزون هم سه نوع است. π^+ میزون، π^- و π^0 میزون خنثی. کتله میزون ها مثبت یا منفی π برابر با 273 برابر کتله الکترون و کتله π میزون خنثی، 246 برابر کتله الکترون می باشد. μ میزون هم دو نوع است μ^+ و μ^- که کتله هر کدام از آنها 207 برابر کتله یک الکترون است. μ میزون ها از نظر هستوی خیلی اهمیت دارند یعنی دائماً بین نیوکلوئهای هسته تبدیل میشوند. در حقیقت μ میزون ها مشابه

به چسب هسته ای هستند که نیوکلونها را با هم پایوند میدهند.]
[۲،۶،۱۴

۵-۳. نظریه اتمی بوهر

در سال ۱۹۱۳ نیلز بور (Neils Bohr) عالم دنمارکی نظریه خود را درباره اتم چنین پیشنهاد نمود.

۱. اتم متشکل از یک هسته مرکزی با چارچ مثبت که تعداد از الکترونها در ماحول آن دوران مینماید.

۲. مدار های الکترونی اتم هر عنصر وضع کاملاً مشخص و ثابتی دارند که آنها رامدار متعادل مینامند و الکترونها فقط روی مدار های متعادل بطور ثابت دوران میکنند.

۳. دوران الکترونها روی مدار متعادل با تشعشع همراه نیست.

۴. هر چند مدار متعادل که فاصله آنها از هسته یکسان است یک طبقه الکترونی تشکیل میدهد.

۵. الکترون ها فقط هنگامی می توانند نور یا امواج الکترومقناطیسی را تشعشع نمایند که از مدار بالا به مدار پایین انتقال نماید.

چون هر طبقه الکترونی نماینده یک سویه انرژی اتم است. پس برای اینکه اتم عنصر معینی از یک حالت متعادل با سویه انرژی پایین تر (E_1) به حالت متعادل دیگری با سویه انرژی

بالاتر (E_2) برسد باید مقدار انرژی ثابتی برابر به ($E_2 - E_1$) را جذب کند. اگر از حالت دوم به حالت اول برگردد همان مقدار انرژی را بصورت تشعشع انتشار میکند و مقدار انرژی این تشعشع مساویست به

$$\Delta E = E_2 - E_1 = h\nu \quad \dots(1-5)$$

فریکونسی تشعشع مساویست به

$$\nu = \frac{\Delta E}{h} \quad \dots(2-5)$$

بور چنین نتیجه گرفت که تغییر انرژی پوتنسیل در دو مدار

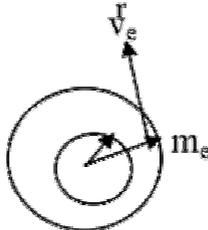
مطابقت به عدد تام کوانتم مینماید. [۹،۱۱،۳۷]

4-5. نظریه کوانتم

وقتی اتم هایدروجن کاملاً تحریک شده باشد الکترون آن بر مداری خواهد رفت که دارای شعاع بزرگتر باشد. مطابق نظریه الکترومقناطیسی کلاسیک و فرضیه بوهر و انطباق هر دو نظریه میتوان شعاع اتم هایدروجن را محاسبه نمود. فرضاً r_1 و r_2 شعاع مدار های باشد که الکترون با عبور از یک مدار به مدار دیگر فوتونی با انرژی $h\nu$ را پخش نماید. شکل (۵ - ۵) . هرگاه سرعت عبور الکترون v باشد و قوه جذب بمرکز هر دو مدار

مساوی باشند، مقدار کاری که باید انجام شود تا الکترون از مدار پائین به مدار بالا انتقال نماید مساویست به

$$F_c \cdot \Delta r = \frac{m_e V^2}{r} \cdot \Delta r \quad \dots (3-5)$$



شکل (5 - 5) الکترون هنگام عبور از یک مدار به مدار دیگر

Fe قوه جذب بمرکز و $\Delta r = r_2 - r_1$ است. این کار همان انرژی $E = h\nu$ است که الکترون موقع برگشت به مدار پائین تشعشع مینماید پس

$$\Delta r \cdot \frac{m_e V^2}{r} = h\nu$$

$$\Delta r = \frac{h\nu \cdot r}{m_e V^2} = h\nu \quad \dots (4-5)$$

$$V = rw$$

$$w = 2\pi\nu$$

$$v^2 = v \cdot v$$

$$\Delta r = \frac{h\nu r}{2\pi v \cdot r m_e \cdot V}$$

$$\Delta r = \frac{h}{2\pi m_e \cdot V} \quad \dots (5-5)$$

و اگر

باشد

معادله (5-5) نشان می‌دهد که کوچکترین تغییر در شعاع مدار الکترون (Δr) متناسب با عکس مومنتم الکترون ($m_e v$) بوده و $\frac{h}{2\pi}$ مقدار ثابت می‌باشد.

از اینجا فهمیده میشود که شعاع r مضرب صحیح از Δr است. یعنی

$$r = n\Delta r \quad \dots(6-5)$$

پس معادله (5-5) را میتوان چنین نوشت

$$\frac{r}{n} = \frac{h}{2\pi m_e v} \quad \dots$$

$$r = n \frac{h}{2\pi m_e v} \quad \dots(7-5)$$

n عدد صحیح است ($n = 1, 2, 3, \dots$)

مطابق قانون کولمب قوه برقی بین چارچهای برقی مساویست

، به

$$F_e = k \frac{Q_1 \cdot Q_2}{r^2}$$

$$Q_1 = Q_2 = e$$

$$F_e = k \frac{e^2}{r^2} \quad \dots(8-5)$$

چون الکترون دارای انرژی حرکتی E_K است. هنگامیکه الکترون روی مدار متعادل قرار میگیرد قوه برقی مساوی به قوه جذب بمرکز بوده بناءً

$$\frac{Ke^2}{r^2} = \frac{m_e v^2}{r} \quad \dots (9-5)$$

با ضرب نمودن اطراف معادله فوق به r نوشته می‌توانیم،

$$k \frac{e^2}{r^2} = m_e v^2 \quad \dots (10-5)$$

$$v^2 = \frac{Ke^2}{m_e r} \quad \dots (11-5)$$

با مربع نمودن معادله (7-5) و وضع v^2 در آن قیمت r

مساویست به

$$r = \frac{n^2 h^2}{4\pi^2 m_e K e^2} \quad \dots (12-5)$$

رابطه (5 - 12) نشان می‌دهد شعاع مدارى که الکترون

میتواند بروى آن دوران نماید مضرب صحیح از یک مقدار ثابت

است، زیرا $\frac{h^2}{4\pi^2 m_e K e^2}$ ثابت میباشد.

(h ثابت پلانک ، k ثابت برقى ، m_e كتله الکترون و e

مقدار چارچ الکترون است) با وضع قیمت ثوابت فوق بدست می

آید که

$$r = 0.52 n^2 \quad \dots (13-5)$$

در فارمول (13-5) r از جنس انگستروم (A°) و n عدد

صحیح که از یک شروع میشود. [۴۲،۳۷،۱۴]

۵-۵. کوانتم نمبر های اتم

پس از پژوهش ها و بررسی های فراوان برای بیان ویژه گی های اتم کوانتم نمبر های ذیل تعریف گردید.

۱- کوانتم نمبر اصلی (Principle quantum number) :
این کوانتم نمبر سطوح اصلی انرژی الکترون ها را بیان میکند و قیمت های مجاز آن $n = 1, 2, \dots, 3$ و نشان های منطبق بر آن K, L, M, \dots, N میباشد.

۲- کوانتم نمبر مداری (Orbital quantum number) :
این کوانتم نمبر به L نشان داده میشود نشان دهنده مومنٹ زاویوی سیستم است. از فورمول $L = n-1$ بدست می آید. قیمت های مجاز این مدار $L = 0, 1, 2, \dots$ میباشد و سویه های فرعی مطابق به آن s, p, d, f, g, h میباشد.

۳- کوانتم نمبر مقناطیسی (Magnetic orbital quantum number) :
این کوانتم نمبر جهت فضای مدار را در حضور یک ساحه مقناطیسی خارجی نشان میدهد. قیمت های مجاز این کوانتم نمبر از فارمول $m=2L+1$ عبارت اند از:

۴- کوانتم نمبر s (Spin quantum number) :
این کوانتم نمبر بیان میکند که الکترون دارای مومنٹ زاویوی ذاتی است (مثل اینکه در حال دوران بدور محور

خودش باشد.) و spin دارای یک مقدار و اندازه اما در دو

جهت بوده اندازه آن $\pm \frac{1}{2}$ میباشد. [۴۰،۴۱،۳۵]

5-6. الکترون ولت (Electron Volt)

الکترون ولت عبارت از واحد مناسب انرژی است که در فیزیک اتم استعمال میشود. اگر یک الکترون از یک نقطه به نقطه دیگری که فرق پوتنسیل بین آنها یک ولت باشد انتقال نماید انرژی حرکی که میگیرد برابر به یک الکترون ولت (1ev) است. چون چارچ الکترون $e = 1.602 \cdot 10^{-19} \text{c}$ است پس

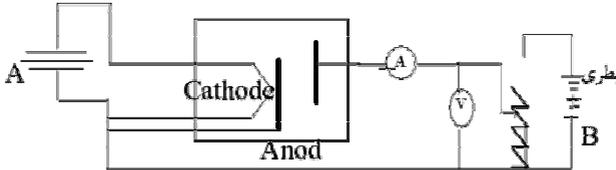
$$1\text{ev} = 1.602 \times 10^{-19} \text{joul}$$

$$1\text{ev} = 1.602 \times 10^{-12} \text{ergs}$$

3-7. ایونایزیشن پوتنسیل (Ionization potential)

ایونایزیشن پوتنسیل (IP) عبارت از مقداری انرژی است که با مصرف نمودن آن بتوانیم یک الکترون را از یک اتم دور نموده به لایتنهای ببریم. چون الکترون ها به قوه های مختلف به آنها مربوط اند لذا IP اتمهای عناصر مختلف ، مختلف است . هم چنان دور نمودن الکترون اول از یک اتم نسبت به دور نمودن الکترون دوم آن که در آن وقت اتم چارچ مثبت میداشته باشد آسان است. لذا IP الکترون دوم هم بیشتر میباشد. ایونایزیشن پوتنسیل عناصر بطریق ذیل تعیین میگردد:

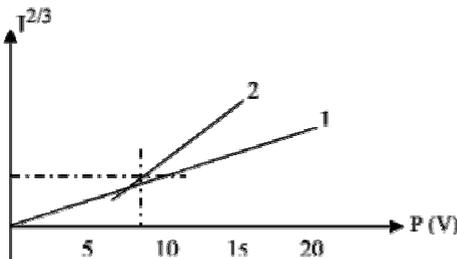
برای تعیین IP از تیوب رادیو که داخل آن از گاز همان عنصر لازمه مملو میباشد طبق شکل (5-6) کار میگیرند.



شکل (5-6) دستگاه تعیین انرژی یونانیزین پوتنشیل

سیم که عقب کتود نصب است ذریعه جریان برق توسط بطری A حرارت داده میشود. در اثر حرارت کتود گرم شده و الکترون ها از آن آزاد میگردد. فرق پوتنشیل بین انود و کتود توسط بطری B زیاد گردیده که میتوان در ولت متر (V) مشاهده نمود. الکترونها بیشتر از کتود بطرف انود سیر نموده و جریان برق زیاد میشود. این مقدار جریان در امپیر متر (A) خوانده میشود. بالاخره زمانی میرسد که جریان بی تناسب به اثر ازدیاد فرق پوتنشیل (p) زیاد میشود. به علت اینکه الکترون های آزاد شده از کتود میتواند به اندازه کافی انرژی گرفته الکترون های دیگر را از اتم های عنصر داخل تیوب جدا نموده به انود بفرستند، فرق پوتنشیل (IP) عنصر مذکور است که عموماً به ولت (V) اندازه میگردد. در حقیقت این پوتنشیل الکترون ولت انرژی را نشان میدهد که برای جدا کردن الکترون از اتم

بمصرف میرسد. چون ازدیاد بی تناسب جریان برق بتدریج شروع میشود گراف فرق پوتنسیل (P) به تابع جریان برق دو خط مستقیم به میل های متفاوت را ترسیم میکند که نقطه تقاطع این دو خط یونانیزیشن عنصر مذکور است. شکل (5-7) ملاحظه شود. [۱۴ و ۱۷]



شکل (5-7) گراف فرق پوتنسیل به تابع جریان برق [17 و 32]

جدول (1-5) انرژی یونانیزیشن پوتنسیل بعضی عناصر [9، 17]

Ionization Potential (V)	Element	Ionization potential (V)	Element
5.14	Na سودیوم	13.6	H هایدروجن
7.64	Mg منگنیزیم	24.6	He هلیوم
5.98	Al آلومینیم	5.39	Li لیتیم
8.15	Si سیلیکان	9.32	Be بریلیم
10.6	P فسفورس	8.30	B بوران
10.4	S سلفر	11.3	C کربن
13.0	Cl کلورین	14.5	N نایتروجن
15.5	A آرگون	13.6	F فلورین
4.34	K پتاشیم	17.4	Ne نیرن
6.11	Ca کلسیم	21.6	

مسائل

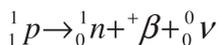
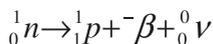
۱. کدام بخش فزیک الکترون های مداری اتمها را مطالعه مینماید؟
۲. ذرات بنیادی شامل کدام ذرات اند؟
۳. اتمها عادی از نظر برقی دارای کدام خواص اند؟
۴. مدل اتمی بوهر در تشریح و ماهیت اتم چه مفیدیت دارد؟
۵. آیا فوتون ها از جمله ذرات بنیادی به شمار میرود؟
۶. از اثر عمل یک ذره باضد همان ذره چه نتیجه میشود؟
۷. موجودیت نیوترون ها در هسته اتم چه تاثیر دارد؟
۸. مدل اتمی رادفورد از مدل اتمی بوهر چه فرق دارد؟
۹. تعداد الکترون ها در مدار K ، L و M را توسط فارمول بدست آرید؟
۱۰. در مدار الکترونی K و L کدام مدار های فرعی وجود دارد؟
۱۱. کوانتم نمبر اصلی کدام خواص اتم را بیان میکند؟
۱۲. eV چیست و چطور تعریف میگردد؟
۱۳. ایونایزیشن پوتنشیل چیست و کدام عناصر دارای انرژی ایونایزیشن بیشتر اند؟
۱۴. فریکونسی الکترونی را که از مدار M به K عبور میکند محاسبه کنید؟
۱۵. کوارکها چیست و شامل کدام گروپ ها اند؟
۱۶. دانش در مورد فزیک هستوی شما را در کدام عرصه ها کمک میکند؟

فصل ششم

قوه های هستوی

معلومات عمومی:

اتم از دو قسمت هسته و یا Nucleus و قسمت محیطی که عبارت از الکترونها در مدارهای مختلف اند ساخته شده است. ساختمان قسمت محیطی را فزیک اتم و ساختمان هسته را فزیک هستوی مطالعه مینماید. چنانچه در فصل پنجم آمده است که هسته از پروتونها، نیوترونها، میزونها و چندین ذره دیگر ساخته شده اند که این ذرات بنام Elementary particles یاد میشود. اما عقیده برین است که این حالاتی مؤقت آنها بوده یعنی پروتون تا ابد پروتون نبوده بلکه تا یکمدت به شکل پروتون و بعداً بیک نیوترون و پوزیترون تجزیه و یا اینکه یک الکترون را جذب نموده به نیوترون تبدیل میگردد. همچنان نیوترون تا یک مدت به شکل نیوترون بوده بعد به یک الکترون و پروتون تجزیه میگردد. در هریک از این حادثات یک ذره دیگر بنام نیوترینو نیز خلق میشود.



در مجموع سازندگان اصلی تمام مواد کوارکها و الکترون ها اند . اما در تمام حادثات و دگرگونی ها دو قانون مهم ذیل صادق است.

- قانون بقای چارچ برقی:

چارچ برقی نه خلق میشود نه از بین میرود. اما چارچ منفی با چارچ مثبت یکجا شده یکدیگر را خنثی میسازد.

- قانون بقای ماده و انرژی:

ماده و انرژی نه خلق میشود و نه از بین میرود اما تبادل
ماده به انرژی و انرژی به ماده صورت میگیرد. [۲۹،۱۹]

۶- ۱. قوه های هستوی

هسته بسیار کوچک و شامل تعداد پروتونها و نیوترونها که نیوکلون نامیده میشود است . بین پروتونها که دارای چارچ مثبت اند قوه دافعه الکتروستاتیکی وجود دارد . درین صورت این سوال مطرح است که ذرات هسته چگونه میتواند کنار هم قرار گیرند و چرا پراکنده نمیشوند ؟ نیوترون های بدون چارچ با پروتون ها بیک نیروی هستوی قوی پهلوی هم قرار دارند ، این نیرو یک نیروی جاذبه بین پروتون - پروتون ، نیوترون - نیوترون و پروتون - نیوترون بوده در فاصله بسیار کم اثر دارند . در جدول عناصر دیده میشود که به استثنای هایدروجن در اتمهای سبک تعداد

پروتون ها و نیوترون ها با هم برابر اند ولی با افزایش نمبر اتمی تعداد نیوترونها نسبت به پروتون ها افزایش می یابد. [۹]

چهار نوع قوه بین ذرات بنیادی عمل میکنند که عبارتند از :

۱- قوه های هستوی (کوارکها) :

این قوه را قوه رنگ نیز مینامند که از جدا شدن بیش از حد کوارکهای داخل هسته از یکدیگر وحتىی از پرتاب شان بخارج جلوگیری میکند. این قوه ها از طریق ذراتی مبادله میگردد که بنام گلوئون (Gluon) یاد میشود. این قوه ها مانند چسب پیوستگی بین کوارکها را تضمین میکند.

۲- قوه الکترو مقناطیسی:

این قوه از چارچ های برقی ظاهر میگردد. یک ذره دارای چارچ مثبت توسط ذره با چارچ منفی جذب و توسط چارچ مثبت دفع میشود این قوه ها توسط فوتون ها (Photon) یا ذرات نوری مبادله میگردد.

۳- قوه های ضعیف :

این قوه ها در فاصله های بسیار کوچک کارگر بوده و بدون استثنا بالای همه ذرات اثر دارد. این قوه ها توسط ویگون ها (Weakon) مبادله میانند.

۴- قوه جاذبه :

تمام ذراتی را که دارای کتله اندهمیدگر را جذب میکنند یعنی بین شان قوه جاذبه وجود دارد و در مقایسه به قوه های فوق الذکر ضعیف اند. [12]

جدول (۶-۱) انواع قوه های بنیادی [۲]

شماره	نوع قوه	چارچ	ذرات مبادله کننده
1	قوی	رنگی	گلوئون Gluon
2	الکترومقناطیسی	برقی	فوتون Photon
3	ضعیف	ضعیف	ویکون Weakon
4	جاذبه	کتله	گراویتون Graviton

عمل متقابل قوی یا هستوی ، قوه ایست که در داخل هسته اتم پروتونها و نیوترونها را با هم نگه میدارد. این قوه در فاصله معمولاً در حدود 10^{-8} تا 10^{-13} سانتی متر محدود شده است . به سوال اصلی چگونگی ساختمان هسته در سال 1932 با کشف نیوترون توسط چادویک پاسخ داده شد. در همان سال هایزن برگ^۱ با استفاده از همین کشف فرضیه خود را مبنی بر تشکیل هسته از پروتونها و نیوترونها به عنوان سازندگان اصلی هسته بنیاد نهاد.

ماهیت نیروی که پروتون ها و نیوترون را در پهلوی هم نگه میدارد بخوبی شناخته نشده است. اما روشن است که این

1- هایزن برگ Werner Heisenberg

نیرو در اصل الکتریکی نیست زیرا که نیوترون ها بدون چارج اند. همین نیرو جاذبه نمیباشد زیرا چنین نیروها ضعیف تر از حد لازم است. در سال ۱۹۳۵ یوکاوا (yukawa) گفت که پیوستگی هسته مانند نیروی تبادل (Exchange Forces) که در رابطه های مالیکولی وجود دارند میباشد.

قوه های هستوی دارای خواص ذیل اند:

۱ - . قوه های هستوی بفاصله بسیار کوتاه اثر میکند. یعنی اگر دو پروتون بفاصله 1cm از همدیگر واقع باشند، چون دارای عین چارج برقی اند یکدیگر را دفع مینمایند و مقدار این قوه دافعه به

$$F = k \frac{Q_1 Q_2}{R^2} \quad \text{قرار قانون کولمب مساویست به}$$

که درینجا Q_1 و Q_2 چارجهای پروتون و باهم مساوی، r فاصله بین چارج ها است. هرگاه دو پروتون را باهم یکجا سازیم، هر قدر که فاصله بین شان کم گردد به همان اندازه قوه زیاد میشود، اما وقتی که فاصله بین شان به 10^{-13} cm برسد دو پروتون همدیگر را جذب میکند. که علت آن تأثیر قوه هستوی است که در فاصله 10^{-13} cm عمل مینماید. درینجا قوه دافعه هم وجود دارد اما بسیار ضعیف است.

۲- قوه های هستوی قابل اشباع اند. یعنی یک پروتون و یا یک نیوترون یک عده محدود پروتون را بخود جذب میکند مانند ولانس اتمها قابل اشباع اند.

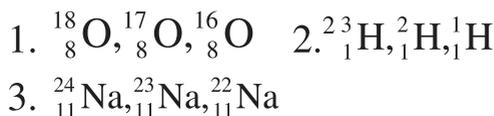
۳- قوه های هستوی بین پروتون و پروتون، نیوترون و نیوترون، پروتون و نیوترون مساوی میباشد. [۳۶]

۲-۶. عناصر ایزوتوپ، ایزوبار، ایزوتون، ایزومیز

الف- ایزوتوپ (Isotope):

دو یا چند اتم از یک عنصر که در هسته های آنها تعداد پروتونها مساوی ولی تعداد نیوترون ها از هم متفاوت و دارای چارج برقی یکسان ولی کتله های شان متفاوت اند بنام ایزوتوپ مینامند. اتم فوق الذکر دارای خواص کیمیاوی و بعضی از خواص فیزیکی یکسان اند. چون اتمها در طبقه بندی جدول دوره ای مندلیف در یک خانه جدول قرار میگیرند از همین سبب سدی (Soddy) آنها را ایزوتوپ یعنی هم خانه نامید.

مثلاً: ایزوتوپ های آکسیجن، هایدروجن و سدیم را در معادلات ذیل مشاهده نمائید.



۱. هایدروجن سبک (پروتیوم) هایدروجن سنگین (دوتریوم) رادیوایزوتوپ (ترتیوم)

ب- ایزوبار (Isobar):

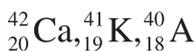
دو یا چند اتم از عناصر که نمبر اتمی شان از هم متفاوت ولی وزن اتمی شان مساوی اند، چنین عناصر را ایزوبار مینامند. عناصر ایزوبار از لحاظ خواص کیمیاوی و فزیکتی متفاوت اند.

مثلاً :



ج- ایزوتون (Isotone):

دو یا چند عناصر مختلف که تعداد نیوترون های آنها مساوی ولی تعداد پروتونهای شان متفاوت باشند ، ایزوتون همدیگرنامیده میشوند.

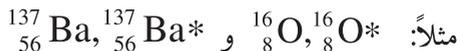


مثلاً:

د- ایزومیر (Isomere):

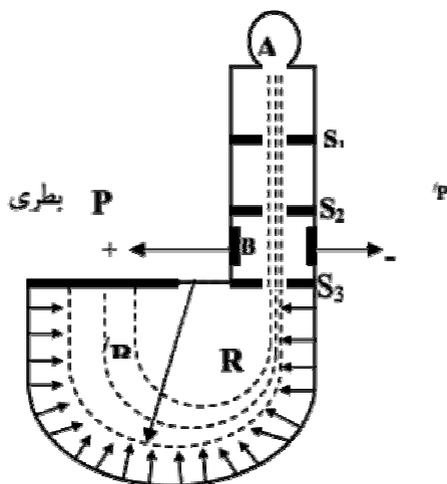
دو اتم از یک عنصر از نظر وزن اتمی و نمبر اتمی مساوی باشند یعنی دارای عین تعداد نیوترون و پروتون و حالت انرژی متفاوت داشته باشند چنین عناصر را ایزومیر مینامند. در صورتیکه هسته یکی در حال تعادل و دیگر به صورت برانگیخته باشد.

[۴۲،۲۱،۱۹]



۳-۶. سپکتروگراف (Spectrograph)

سپکتروگراف عبارت از آله است که ذریعه آن وزن اتمی عناصر به بسیار دقت تعیین گردیده و ایزوتوپ های عناصر ذریعه آن از هم جدا ساخته و فیصدی آنها تعیین میگردد. در شکل (1-6) شیمای سپکتروگراف نشان داده شده است. این وسیله طور ذیل مورد استفاده قرار میگیرد.



شکل (1-6) شیمای Spectrograph

ایون (Ione) تحت مطالعه را در حصه A تولید مینمایند. ایون ها از سوراخهای S₁ و S₂ گذشته و بین دو لوحه P و P' داخل میشود که در اینجا یک ساحه برقی E وجود دارد. اگر چارج ایون q باشد قوه برقی مؤثر مساویست به

$$F = q \cdot E \dots (1-6)$$

هم چنان بالای آن یک ساحه مقناطیسی B عامل است که بر ضد قوه برقی بالای ایون مذکور تاثیر میکند که مقدار آن مساویست به

$$F = q \cdot B \cdot V \dots (2-6)$$

تنها ایونهای که تاثیر قوه برقی بالای شان مساوی به قوه مقناطیس باشد منحرف نگردیده و از S_3 میگذرد یعنی $q \cdot E = q \cdot B \cdot V$

$$V = \frac{E}{B} \dots (3-6)$$

بناً تنها ایونهای که دارای سرعت E/B اند از S_3 میگذرند و آن ایونهای که سرعت شان از E/B فرق دارد منحرف گردیده و از سوراخ S_3 گذشته نمیتوانند. چون قیمت E و B را میتوان اندازه نمود بناً سرعت ایون هائیکه از S_3 میگذرند محاسبه شده میتوانند. وقتیکه ایونها از S_3 میگذرند در ساحه مقناطیسی B' داخل میشوند که در آنجا ساحه برقی وجود ندارد. لذا قوه ایکه بالای آن اثر میکند مساویست به

$$F = q \cdot B' \cdot V \dots (4-6)$$

چون این قوه به صورت عموم بالای جهت سرعت آن تاثیر میکند لذا ایون مذکور را به امتداد محیط یک دایره حرکت میدهد. از این حرکت در محیط دایره یک قوه فرار از مرکز پیدا میشود که قرار معادله ذیل داده شده است.

$$F_c = \frac{mv^2}{R} \dots (5-6)$$

m کتله ایون ، R شعاع دایره ایست که در محیط آن ایون حرکت میکند. ایون وقتی بالای محیط دایره حرکت مینماید که قوه فرار از مرکز برابر به قوه مقناطیسی شود. یعنی

$$q \cdot B \cdot V = \frac{mv^2}{R}$$

$$m = \frac{q \cdot B \cdot R}{v} \dots (6-6)$$

اگر چارچ ایونهای باهم مساوی باشند، چون B و V باهم مساوی میباشند لذا m متناسب به R ($m \sim R$) بوده اتمهای که سنگین اند دارای R بزرگتر نسبت به اتمهای سبک میباشد. مثلاً اگر اکسیجن را استعمال نمائیم، چون سه ایزوتوپ اکسیجن وجود دارد یعنی $^{18}_8\text{O}$ ، $^{17}_8\text{O}$ ، $^{16}_8\text{O}$ ، لذا در بالای فلم عکاسی سه نقطه دیده میشود، نقطه نزدیک به $^{16}_8\text{O}$ ، S_3 ، $^{17}_8\text{O}$ ، پهلوی آن $^{17}_8\text{O}$ و دورتر از آن، $^{18}_8\text{O}$ است. از اندازه سیاهی فلم فیصدی آن سه ایزوتوپ تعیین شده میتواند. اگر شعاع مربوط به $^{16}_8\text{O}$ که چارچ آن یک است R_1 و وزن اتمی آن را 16.000 000 فرض کنیم و بخواهیم وزن اتمی یک عنصر دیگر را تعیین نمائیم، اولاً عنصر را توسط $SpG (+1)$ چارچ نموده شعاع آنرا اندازه نموده R_2 فرض نمایم نوشته میتوانیم

$$m_{8}^{16}\text{O} = \frac{q \cdot B \cdot R_1}{v} \dots (7-6)$$

$$m_x = \frac{q \cdot B \cdot R_2}{v} \dots (8-6)$$

اگر معادله (8-6) را بالای معادله (7-6) طرف بطرف تقسیم

$$m_x = m_{8}^{16}\text{O} \frac{R_2}{R_1} \dots (9-6)$$

کنیم معادله ذیل بدست می آید.

با اندازه گیری R_2 و R_1 و دانستن m_{8}^{16} قیمت m_x تعیین

میگردد. [۳۵،۳۶،۱۷]

4-6 انرژی هستوی (Nucleon Energy)

هسته اتم ها منبع سرشار انرژی است. بمنظور اینکه بدانیم این انرژی از کجا سرچشمه میگیرد لازم است به مفاهیم از قبیل انرژی همبستگی ، نقصان کتله وی و انرژی همبستگی برای هسته معلومات پیدا کنیم.

الف- انرژی همبستگی (Binding Energy):

ذرات موجود در هسته اتم یعنی نیوکلون ها بوسیله نیروی به هم وابسته اند که آن را نیروی هستوی مینامند. این نیرو از نوع نیروی جاذبه بوده یعنی باعث میشود که دو نیوکلون خواه دو پروتون ، دونیوترون یا یک نیوترون و یک پروتون بیکدیگر جذب شوند که وابستگی به چارج برقی ندارد. مثلاً نیروی هستوی بین دو پروتون با

وجودیکه دارای چارج مثبت اند. نیروی هستوی فقط در فاصله کوتاهی مؤثر است که آن را شعاع عمل (1.5×10^{-13} cm) مینامند و در فاصله بیشتر از آن وجود نخواهد داشت. بنابر تعریف، انرژی همبستگی یک هسته عبارت است از مقدار انرژی که لازم است تا نیوکلون های موجود در هسته را از یکدیگر کاملاً مجزا سازد و یا به عبارت دیگر هنگام ایجاد یک هسته از اجتماع نیوکلونها، مقداری انرژی بوجود آمده که صرف همبستگی آنها بیکدیگر شده است. هم چنان وقتیکه یک پروتون و یا یک نیوترون را از هسته اتم جدا نمائیم لازم است بمقابل نیروی هستوی کار انجام دهیم. مقدار کاری که برای تجزیه یک هسته به پروتونها و نیوترونهای متشکله آن ضروری است عبارت از انرژی همبستگی مذکور میباشد.

ب: نقصان کتله ای (Mass defect):

اگر هسته اتم را در نظر بگیریم که از N نیوترون و Z پروتون تشکیل شده باشد. از لحاظ تیوری کتله هسته مذکور مساویست به $(N+Z)$ ولی مقدار کتله حقیقی با کتله ای که توسط سپکتروگراف بدست می آید کمتر است. این اختلاف کتله را نقص کتله ای هسته مینامند. اگر نقص کتله ای را به Δm نشان بدهیم. از اینجا منشاء انرژی همبستگی بین ذرات داخل هسته معلوم میشود. زیرا طبق نظریه انشتین کتله Δm با استفاده از فرمول $E = m c^2$ بصورت انرژی در می آید که صرف تشکیل نیوکلون های هسته با یکدیگر میگردد.

بنابراین میتوان با دانستن نقص کتله ای انرژی همبستگی را محاسبه نمود . مثلاً هسته اتم دو تریوم (هایدروجن سنگین 2_1H).

کتله 2_1H توسط Mass Spectrograph برابر است به 3

$$2.014102 \text{ amu}$$

مقدار کتله توسط فارمول مساویست به

$$1Z + 1N = 1.008665 + 1.007825 = 2.0164901 \text{ amu}$$

$$\Delta m = 2.016490 - 2.014102 = 0.002388 \text{ amu}$$

چون

بااستفاده از فارمول انشتین مقدار انرژی بدست آمده مساویست به

$$E = mc^2$$

$$E = 1.66 \times 10^{-24} \times 9 \times 10^{20} = 1.49 \times 10^{-3} \text{ erg}$$

$$1 \text{ ev} = 1.6 \times 10^{-12} \text{ erg}$$

$$E_b = \frac{1.49 \times 10^{-3}}{1.6 \times 10^{-12}} = 9.31 \times 10^8 \text{ ev}$$

$$E_b = 931 \text{ Mev}$$

پس مقدار Δm از نظر انرژی مساویست به

$$\Delta m = 0.002388 \times 931 = 2.22 \text{ Mev}$$

(amu) Atomic Mass Unit ³

پس انرژی همبستگی هسته دوتریوم برابر به 2.22Mev است. برای اینکه نیوترون و پروتون را از هم جدا سازیم باید این مقدار انرژی را مصرف کنیم. [۴۰،۳۸،۱۷].

ج: انرژی همبستگی برای هرنیوکلون^۴

انرژی متوسط همبستگی برای یک نیکلون از تقسیم انرژی همبستگی اتم بر تعداد نیوکلون های موجود در هسته بدست می آید.

مثلاً در مورد هسته اتم دو تریوم ${}^2_1\text{H}$

$$\frac{E_b}{A} = \frac{2.2}{2} = 1 \text{ mev/nucleon}$$

در مورد هسته هلیوم

$$\frac{E_b}{A} = \frac{28 \text{ mev}}{4} = 7 \text{ mev/nucleon}$$

از تقسیم انرژی همبستگی بر تعداد نیوکلون های موجود هسته عددی بدست می آید که معرف پایداری هسته میباشد. هر قدر این عدد بزرگ باشد بهمان اندازه هسته پایه دار تر است. یا به عبارت دیگر هر چه مقدر انرژی همبستگی برای هر نیوکلون بیشتر باشد، پایه داری هسته بیشتر میباشد.

منحنی تغییرات انرژی همبستگی برای نیوکلون بر حسب تغییرات نمبر کتله نیوکلون های مختلف در شکل (۶-۲) نشان داده شده است. اگر وزن اتمی یک عنصر $m(Z, A)$ ، وزن نیوترون m_n و وزن اتم هایدروجن به m_H نشان داده شود تنقیص کتله مساویست به

$$\Delta m = Z(m_H) + (A-Z)m_n - m_{Z,A} \dots(10-6)$$

اگر قیمت های m_H و m_n را در معادله (۱۰-۶) بگذاریم معادله

ذیل بدست می آید

$$\Delta m = 1.00814372 + 1.0089830(A-Z) - m_{Z,A} \dots(11-6)$$

چون $1 \text{amu} = 931.145 \text{Mev}$ است لذا انرژی همبستگی

یک هسته مساویست به

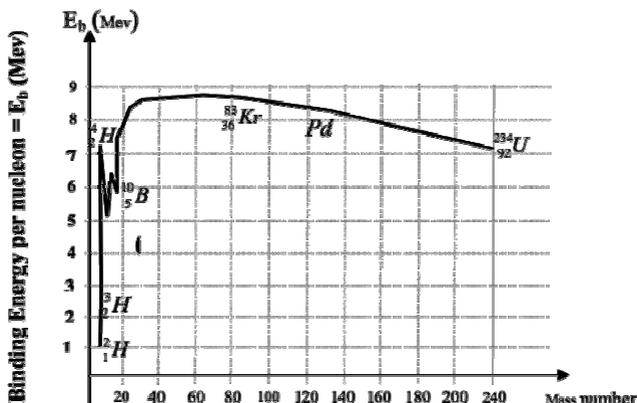
$$E(\text{Mev}) = 931.145(1.00814372 + 1.0089830(A-Z) - M_{Z,A})$$

انرژی هم بستگی عناصر را میتوانیم با استفاده از فارمول فوق

بدست آریم. [۱۰، ۱۴، ۳۷]

انرژی همبستگی یک تعداد عناصر مهم را در جدول شماره ۱۰ ضمیمه

ها راملاحظه نمائید.



شکل (2-6) منحنی تغییرات انرژی همبستگی برای هرتیوکلون برحسب تغییرات نمبر گتله ای

مسائل

۱. معادله ${}_0^1n \rightarrow {}_1^1P + \beta^- + {}_0^0\gamma$ چه مفهوم را ارایه میدارد؟
۲. یک پروتون (P) با تابش پوزیترون (β^+) و نوترینو (ν) به چه تبدیل میشود؟
۳. چرا پروتونهای داخل هسته همدیگر را دفع نمیکنند؟
۴. در سپکتروگراف از درز S_2 کدام ایون میتواند بگذرد؟
۵. هر گاه در یک عملیه در سپکتروگراف $R_2 = 2R_1$ باشد کتله m_x مطلوب است در صورتیکه $m_8^{16}O = 16.00$ فرض شود؟
۶. یک اتم گرام آکسیجن (O_2) که از پروتون ها و نیوترونها تشکیل شده است چند الکترون ولت ev انرژی برای تشکیل آن ضرورت است؟
۷. وزن اتم سوادم 22.997130 و از 11 پروتون و 11 الکترون و 12 نیوترون ساخته شده است. انرژی همبستگی اتم مذکور چند است؟
۸. تنقیص کتله و انرژی همبستگی در اتم هلیوم He را محاسبه کنید؟
۹. انرژی همبستگی متوسط He را با Na مقایسه کنید؟
۱۰. با استفاده از جدول (۶-۱) انرژی متوسط اتم Ca را محاسبه کنید؟

فصل هفتم

اشعه ایکس (X-Ray)

معلومات عمومی:

در حالت عادی اتمها دارای چارج 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 اینحال اگر الکترون انرژی بیشتر از انرژی پوتنشیل خود را اخذ کند اتم را رها مینماید. این حالت را ایونیزشن (Ionization) مینامند و اتم در این حالت دارای چارج مثبت است و الکترون آزاد شده دارای انرژی حرکتی $E_K = E - U$ مییابد. E انرژی داده شده به الکترون، U انرژی پوتنشیل لازمه برای رها کردن الکترون از قید اتم است. در جریان هیجانی، اتم میخواهد بحالت پایه داری خود برگردد، این کار سبب سقوط الکترون از سطح انرژی بالاتر به سطح انرژی پایین برای پر کردن جای خالی میگردد. با انتقال الکترون به جای خالی فوتون نوری تابش میکند که انرژی فوتون برابر به تفاوت انرژی دو مدار است. اگر انرژی فوتون بالاتر از 1 keV باشد آن را اشعه ایکس (X-Ray) می نامند.

۱-۷. اشعه کاتودیک

دستگاه دست چارج یا تخلیه برقی در ساده ترین شکل خود از یک تیوب شیشه ای و دو الکتروود تشکیل شده و الکتروودها در

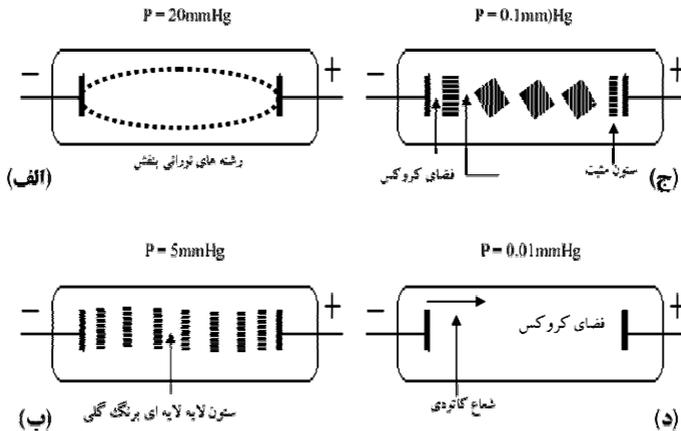
دوانجام تیوب نصب گردیده است. تیوب میتواند توسط پستون بدرجه فشارهای زیاد گاز برسد. اگر داخل تیوب هوا باشد و الکتروود A به قطب مثبت و الکتروود C به قطب منفی یک کایل القائی (بو بین ر مکروف) وصل گردد، هنگامی که فشار داخل تیوب به 20 mmHg برسد بین دو الکتروود چند رشته نورانی به رنگ بنفش پدید میآید شکل (۷-۱). با کم شدن فشار این رشته ها پهن شده و به شکل ستون نورانی لایه لایه ای برنگ گلی در میآید شکل (۷-۱) ب در فشار 5mmHg فضای تاریک در نزدیکی کتود ظاهر میشود که بنام فضای فارادی یاد میکنند. ستون نورانی توسط این فضا بدو قسمت تقسیم میشود که بنام ستون مثبت که به انود منتهی میشود و ستون کوتاهی منفی آبی رنگ در مجاورت کتود تشکیل میگردد که با کم شدن فشار داخل تیوب فضای فارادی و طول ستون منفی افزایش یافته و ستون مثبت بطرف انود رانده شده و قشرها بیشتر از هم جدا میشوند و فضای تاریک بنام فضای کروکس^۱ نزدیک کتود ظاهر میگردد.

طول فضای فارادی و کروکس به فضای هوای داخل تیوب بستگی دارد. هر گاه فشار هوای داخل تیوب به کاهش ادامه دهد، فضای کروکس به تدریج کم شدن فشار به 0.01mmHg میرسد و ستون های مثبت و منفی از بین رفته فضای تاریک کروکس تمام تیوب را اشغال میکند. در اینحالت جدار تیوب برنگ سبز و شیشه

^۱ Sir William Crookes (1832-1919) فزیکدان انگلیسی که عنصر تالیم را نیز

کشف کرده است.

خاصیت فلورسنتی پیدا میکند. زیرا که فاصله میان دو برخورد پشت سر هم بسیار زیاد میشود. بنا براین تعداد برخوردهای α یون یا الکترون ها در طی مسافت داخل تیوب اندک است. لذا در هنگام برخورد یون های مثبت به کاتود، انرژی حرکی آنها بلند رفته و در اثر بمبارد کاتود توسط یون های مثبت شعاع کاتودی گسیل میگردد. شعاع کاتودی سیل از ذرات یا الکترون ها است که با سرعت به انود پرتاب میشوند این شعاع را شعاع کاتودیک مینامند. [۱۴]



شکل (7-1) تخلیه برقی هوای تیوب در فشار های کم

۲-۷. مشخصات اشعه کاتودیک

اشعه کاتودی 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.
- داری خاصیت ایونایزیشن (Ionization) وریدکشن (Reduction) بوده باعث تحرك 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 متغیر مثلاً نمایش ضربان قلب با استفاده از ساحه برقی و مقناطیسی روی دسته شعاع کاتودی از اسیلوسکوپ نیز استفاده میشود .
- به علت دارا بودن موج مادی (Matter Wave) با طول موج نزدیک به انگستروم از شعاع کاتودی در مایکروسکوپ الکترونی استفاده میگردد. [۱۹، ۱۴، ۱۱]

۷-۳. کشف اشعه X

در نوامبر سال ۱۸۹۵ رونتگن^۲ که در حال بررسی و آزمایش با شعاع کاتودیک در تیوب کروکس بود شعاع رونتگن یا ایکس را کشف نمود. رونتگن در هنگام تحقیقات بالای اشعه کاتودیک صفحه باریم پلاتینیو سیاناید (Barium Platinu Syanid) را که در مجاورت تیوب کروکس قرار داشت فلورسنسی (Fluorescence) سبز رنگ مشاهده نمود. این فلورسنس در اتاق تاریک زمانی که تیوب را با کاغذ سیاه پوشاند نیز وجود داشت. رونتگن کیفیت فوق الذکر را از سبب شعاعی قسمتی از جدار تیوب که در معرض برخورد اشعه (Cathodic) قرار داشت صادر میشوند پنداشت.

رونتگن این اشعه را X (X-Ray) نامیده نشان داد که اشعه X صفحه عکاسی را متاثر میسازد و از طریق یونانیزشن سبب هادی شدن گازها گردیده و از اغلب اجسامی که نور مرئی را مانع میگردد عبور می نمایند. این اشعه بعدها اشعه رونتگن نامیده شد.

۷-۴. تولید اشعه رونتگن (X-Ray)

معمولترین روش تولید شعاع رونتگن تاباندن الکترون ها با سرعت زیاد به ماده ای که هدف نامیده میشود است. در تیوب رونتگن الکترون

^۲ رونتگن Wilhelm Conrad Roentgen استاد دانشگاه ورسبورگ المان

(۱۸۴۵-۱۹۲۳)

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

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

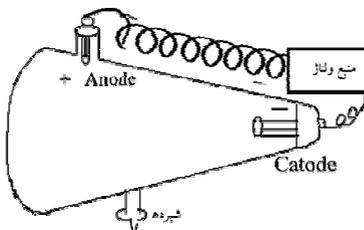
۲- بعضی الکترونها وقتیکه به هسته و یا الکترونها فلز نزدیک میشود سرعت خود را از دست داده انرژی آن به شکل X-Ray از تیوپ خارج میگردد. چون 99.8% انرژی الکترون به حرارت تبدیل میشود لذا لازم است تا آنود ذریعه جریان یک مایع سردساخته شود تا از ذوب شدن فلزی که آنود ساخته شده جلوگیری بعمل آید.

دیده میشود که بطور کلی هر گاه الکترون های سریع السیر به مانع برخورد نمایند متوقف شده از محل برخورد آنها اشعه X صادر میشود. ولی باید دانست که این اشعه از انعکاس یا پخش اشعه کاتودیک بوجود نمی آید، بلکه جز بسیار کم انرژی حرکتی الکترون ها به اشعه X و قسمت اعظم آن به حرارت تبدیل میشود. [۱۴، ۱۷]

۵-۷. تیوب تولید اشعه رونتگن

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

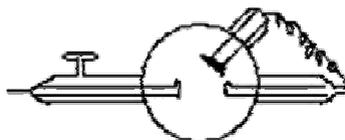
- منبع تولید الکترون.
 - ساحه برقی تعجیل دهنده الکترون ها
 - سطح فلزی توقف دهنده الکترون های با سرعت زیاد (انود).
- تیوب که رونتگن مورد آزمایش قرار داد شعاع کاتودی به دیوار تیوب برخورد نموده در نتیجه دیوار شیشه ای منبع اشعه رونتگن میشد طبق شکل (2-7).



شکل (2-7) تیوب کروکس که رونتگن به آن کار میکرد.

شکل پیشرفته تر آن تیوب گاز دار است که از حباب شیشه ای 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

۳-۷



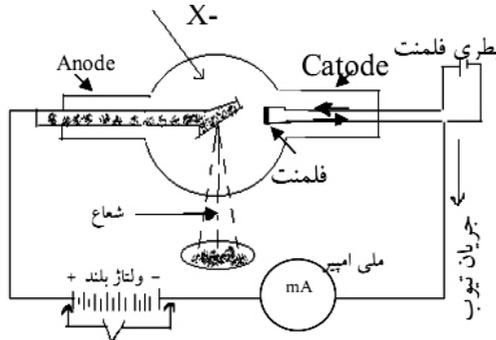
شکل 3-7 طرح نمایی یک تیوب شعاع رونتگن گازی

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 یون های موجود در گاز داخل تیوب در اثر ساحه برقی شدید سرعت میگیرد و به علت یورش اشعه کاتودی الکترونهاى پرسرعت از سطح کاتود پرتاب شده و به آنود برخورد مینماید و از جایگاه برخورد آنها شعاع رونتگن گسیل میشود. به نسبت اینکه در این نوع تیوب ها نمیتوان شدت و توان نفوذ اشعه رونتگن را تغییر داد در طبابت ساحه استفاده ندارد.

تیوب های تشخیصی اشعه رونتگن برای تولید فلم واضح و روشن از اندام های بدن طراحی میگردند. برای اینکه تصویر واضح باشد لازم است تا شعاع رونتگن از یک نقطه و یا منطقه بسیار کوچک از آنود تابش یابد. بناءً بجای آن از تیوب های با کاتود گذاخته کار

گرفته میشود که بنام مخترع آن، تیوب کولیدج^۳ نام دارد که در شکل ۷-۴ شیمای آن نمایش داده شده است.

در این تیوب منبع الکترونها را یک رشته فلزی (Filament) تشکیل میدهد که در اثر عبور جریان برق بحالت گداخته در آمده و با پدیده حرارت ایونی (Thermoionic) الکترونها از آن خارج میشوند که



شکل (4-7) شیمای تیوب ساده کولیدج

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

³ کولیدج (Coolidge) در سال ۱۹۱۳ تیوب که اشعه X تولید مینمود اصلاح

نمود که امروز اساساً تیوب ها تولید اشعه شبیه تیوب کولیدج است

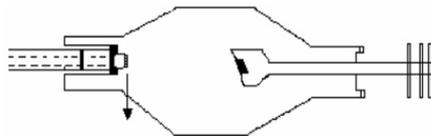
در سال ۱۹۴۱ کرست^۴ نوع کاملاً متفاوت از منبع تولید اشعه رونتگن را اختراع کرد که آن را بتاترون (Betatron) می‌نامند. در تیوبهای معمولی رونتگن الکترونها انرژی خود را از اختلاف پوتنسیل زیاد میان آنود و کتود بدست می‌آورند در حالی که در بتاترون الکترون‌ها انرژی خود را از نیروی وارد بر آنها توسط ساحه برقی حاصل از ساحه مقناطیسی متغییر کسب میکنند. امروز برخی از بتاترون‌ها چنان تعجیلی به الکترونها میدهد که الکترونها در نتیجه شعاع X با انرژی در حدود بیشتر از ده میلیون ولت بدست می‌آورد که در رادیولوژی و تحقیقات هسته‌ای ساحه استفاده دارد.

۶-۷. تیوپ‌های تشخیصی و درمانی

تیوپ‌های که برای تشخیص درمانی در شفاخانه‌ها استعمال میشود بر پایه مشخصات مورد نیاز در هر مورد با اصول کار یکسان و تغییرات در اجزای تشکیل دهنده میباشند. تیوپ‌های تشخیصی اشعه رونتگن برای تولید فلم واضح و روشن از اندام‌های بدن طراحی میگردند. برای اینکه تصویر واضح باشد لازم است تا شعاع رونتگن از یک نقطه یا منطقه بسیار کوچک از آنود خارج شوند تا انجا که منبع اشعه رونتگن به صورت یک نقطه در آید. ولی عملاً چنین نقطه‌ای هرگز وجود ندارد. از جانب دیگر شدت اشعه خروجی از یک تیوپ تشخیصی باید تا حدی باشد که بتوان از یک جسم

^۴ کرست (Donald Willam Kerst)

متحرک (قلب) در زمان بسیار کوتاه فلم گرفت. تنها در چنین شرایطی (شدت زیاد شعاع منبع نقطوی) است که میتوان حرکت یک جسم را به اصطلاح رادیولوژیست ها متوقف کرد و از آن فلم واضح و روشن بدست آورد. به همین سبب تیوپ های تشخیصی به قسمی طراحی شده اند که میتوانند با شدت های جریان زیاد (500mA) و آن هم برای زمان های بسیار کوتاه کار کنند. برای آنکه منبع تولید اشعه X تا حدی ممکن کوچک باشد میتوان به سطح آنود زاویه داد که این هم تا حدی ممکن است. از جانب دیگر با زاویه دادن آنود سطح مؤثر برخورد الکترون ها افزایش یافته و حرارت ایجاد شده در سطح گسترده تری برای جلوگیری از ذوب شدن آنود پخش میشود. شکل (۵-۷).



شکل (۵-۷) تیوپ اشعه رونتگن با آنود زاویه دار

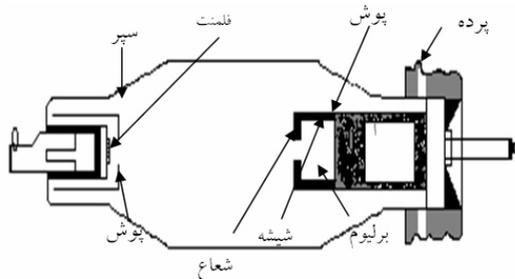
امروز تیوپ های تشخیصی میسازند که با وجود داشتن آنود دورانی و سطح مایل دارای دو محراق میباشند. تیوپ های که برای درمانی از آن استفاده به عمل میآید از تیوپ های رونتگن تشخیصی فرق دارد. در تیوپ درمانی انرژی لحظ ورودی به تیوپ نظریه انرژی لحظه ورودی در تیوپ تشخیصی کوچک است.

در یک تیوپ تشخیصی در صورتیکه ولتاژ 10^5V و شدت جریان $0.5A$ باشد توان مصرفی $50000w$ در یک تیوپ تداوی

ولتاژ 6.10^4V شدت جریان 0.2A باشد توانی مصرفی 12000W خواهد بود. ممکن است 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 نقطه محراقی در مقایسه با تیوب های تشخیصی بزرگ طراحی میشود، که مشکل در تحمل انرژی انود وجود نخواهد داشت. اما میکانیزم دقیق برای سرد ساختن انود پیوسته لازم است. انود های درمانی مدرن در روغن قرار دارد و بدین ترتیب حرارت به روغن و از روغن به خارج منتقل میشود.

ساختمان یک انود ساده مانند تیوب های تشخیصی به علت پدیده انتشار اشعه ثانویه با انرژی بالا مناسب نیست زیرا هنگامی که الکترون به سرعت به انود برخورد میکند تعداد الکترونها از اتم های انود بخارج پرتاب میشوند، (الکترونهاى ثانویه). اگر این الکترونها پس از خارج شدن در انود به محفظه شیشه ای تیوب برسند، میتواند چارج 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 انود گردند. ممکن الکترون های ثانویه محفظ شیشه ای را سوراخ نموده باعث تخریب آن شود. از جانب دیگر با 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. امروز بر حسب نیاز های تشخیصی و درمانی تیوب های متنوع با ساختمان و طرحهای گوناگون میسازند. مثلاً برای درمان سرطان یا اختلالات پوستی از نوع تیوب درمانی به نام تیوب تماس (Contac tube) استفاده میشود. در این نوع تیوب ها انود میان خالی و بسیار نازک است که تقریباً در تماس با پوست بیمار قرار میگیرد. شکل (۷-۶) تیوب کولج با انود روکش دار برای کار های درمانی نشان داده شده است.



شکل (۶-۷) تیوب با انود روکش دار

۷-۷. ماهیت اشعه رونتگن

اشعه رونتگن از جمله امواج الکترومقناطیسی با طول موج خیلی کوچک در حدود $0.1 \mu\text{m}$ تا $1 \text{m} \mu$ و سرعت 3.10^8m/s بوده مقدار انرژی این اشعه از رابطه $E=h \nu$ تعیین میگردد. این اشعه هنگامی عبور از هوا، گاز های موجود در آن را یونانیز مینماید. نظر به شدت انرژی و ولتاژ که این اشعه تولید میگردد در عمق اجسام نفوذ مینماید. قابلیت نفوذ این اشعه زیاد بوده هنگامیکه از بدن عبور میکند بر

صفحه عکاسی اثر نموده تصویر منفی (فلم) تولید میکند. حجرات و انساج که به اشعه اجازه عبور میدهند به روی فلم تاریک ظاهر میگردد، زیرا اشعه ایکه از اجسام عبور میکند با شدت بیشتر بالای فلم اثر مینماید. اجسامیکه کثافت شان بیشتر است و به اشعه رونتگن اجازه عبور نمیدهند بروی فلم روشن ظاهر میگردد. هنگامی که اشعه رونتگن از انساج بدن عبور مینماید، انساج را یونایز و مکان الکترون ها تغییر مینماید. این تغییر مکان به تغییرات کیمیاوی منجر میشود که برای حجرات و انساج اثر تخریبی دارد.

۸-۸. انواع اشعه رونتگن

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

۱- اشعه سخت: این اشعه که دارای انرژی زیاد و طول موج کوچک در حدود ۰،۱۴، انگسترون و به ولتاژ 200kv تولید میشود در اعماق انساج نفوذ مینماید. بناءً این اشعه برای تخریب غده و درمان عمیق بکار میرود.

۲- اشعه نرم: این اشعه دارای 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 دارای طول موج در حدود 0.5\AA تا 0.7\AA و به ولتاژهای 75kv تا 100kv تولید میشود. [۶، ۱۵، ۱۷]

۷-۸. خواص اشعه رونتگن

۱- 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 3.10^5 km/s میباشد.

- انعکاس:

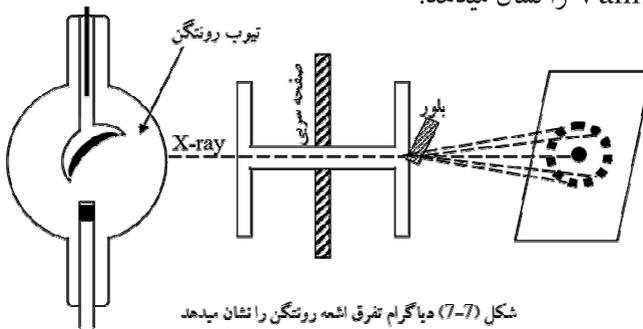
در شرایط خاص این شعاع انعکاس مینماید. یعنی اگر این شعاع به سطحی بتابد که برجستگی ها و نا همواریهای آن نسبت به طول موج تابنده کوچک باشد انعکاس مینماید در حالیکه در مورد نور مرئی صرف به سطح صیقلی این شرط صدق میکند.

- انکسار اشعه رونتگن

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

- تفرق اشعه رونتگن:

تفرق اشعه رونتگن بوسیله شبکه های بلوری ماهیت ارتعاشی این اشعه را ثابت میکند. به اساس تجربه Vanloue اشعه یک تیوپ مؤلد رونتگن را که بوسیله یک دیاگرام سری بصورت دسته ای بسیار باریکی محدود شده است بطور عمود به سطح یک بلور طبیعی میتابند و در مقابل مسیر اشعه که از بلور میگذرد یک صفحه حساس عکاسی قرار داده میشود. پس از چند ساعت که اشعه به صفحه مذکور تابید آن را ظاهر و ثابت میکند. تصویری که به دست میاید مرکب از لکه مرکز ی و لکه های کوچک اطراف آن را احاطه کرده اند میباشد. لکه مرکزی بر خورد اشعه ایست که بدون انحراف از بلور گذشته اند و لکه های دیگر از تفرق اشعه X تابنده حاصل میشود. شکل (۷-۷) دیاگرام Vanloue را نشان میدهد.



۲- خواص فیزیکی:

از جمله خواص مهم این شعاع ایونایزیشن و فلورسنس است. تابش اشعه رونتگن به ماده سبب ایونایزیشن بعضی اتم ها میگردد. از

همین سبب است که گازها در نتیجه تابش اشعه رونتگن هادی میشوند. در پدیده فلورسنس مالیکولهای ماده به سبب تابش این اشعه هیجانی شده یعنی مقدار انرژی توسط آن جذب میگردد و با انتقال یکی از الکترونها 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.

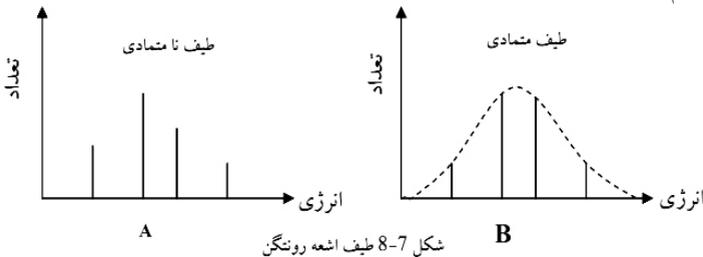
۳- خواص کیمیاوی:

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.

۷-۹. طیف اشعه رونتگن

فرضاً اگر بتوانیم همه فوتونهای تابش شعاع رونتگن را از نظر انرژی در زمان معین اندازه گیری نماییم و در چنین آزمایش اگر همه فوتونهای هم انرژی تابش شده را بوسیله خطوط باریکی طبق شکل (۷-۸) نشان دهیم، قسمیکه طول هر خط نمایشگر تعداد نسبی فوتونهای هم انرژی باشد. اگر فوتونها تنها دارای چند انرژی معین باشد تعداد خطهای باریک بیش از چند خط نخواهد بود، ولی اگر ساحتها بزرگی از فوتونها با انرژی گوناگون داشته باشیم تعداد خطها آنچنان بزرگ خواهد شد که میگویند چنین طرحی یک گراف

پیوسته است که از وصل کردن خطوط عمودی بوسیله یک منحنی بدست آمده شکل b (۷-۸). حالت اول طیف نا متمادی و حالت دوم طیف متمادی نامیده میشود.

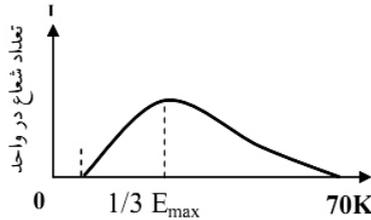


شکل 7-8 طیف اشعه رونتگن

چگونگی ترکیب طیف متمادی اشعه رونتگن به ماهیت عنصر که اشعه کاتودیک بدان برخورد میکند بسته گی ندارد. اما ممکن است در شرایط خاص زمینه تشکیل طیف متمادی خالص موجود گردد. مثلاً اگر انود یک تیوپ اشعه رونتگن از فلزات نسبتاً سنگین و اختلاف پوتنسیل سرعت دهنده الکترون ها ضعیف باشد زمینه تشکیل طیف متمادی حاصل میگردد. هنگامیکه یک تیوپ اشعه رونتگن با ولتاژ 70kv کار میکند فوتونهای متوقفی با دامنه انرژی از صفر تا 70kv گسیل میکند. شکل (۷-۹). بنابراین فوتون ها میتوانند انرژی را از صفر تا 70kv داشته و طیف آن متمادی اند.

مقدار انرژی تولیدی فوتون ها از نظر عددی به Kv بین انود و کاتود برابر است ولی بیشترین فوتون ها با انرژی $1/3 E_{max}$ تابش میشوند انرژی پائین از 5kv وجود نخواهد داشت. اینکه چرا همه فوتون ها دارای انرژی E_{max} نیستند این است که نخست همه الکترونهای که از کاتود به سوی انود تعجیل میگردند، دارای انرژی

یکسان نیستند و برخی از این الکترون ها هنگام برخورد به انود انرژی های پائین دارند. گراف توزیع انرژی اشعه رونتگن برحسب تعداد شعاع در واحد انرژی در شکل (۷-۹) نشان داده شده که منحنی آن با در نظر داشت یک ولتاژ ثابت سرعت دهنده الکترونها بدست میاید.



شکل 7-9 توزیع انرژی اشعه رونتگن

قبلاً نیز توضیح شد ، الکترونهاي که از کاتود تیوپ اشعه رونتگن خارج میشوند به انود برخورد کرده قسمتی از انرژی حرکتی آن به انرژی تابشی اشعه رونتگن تبدیل میشود. که این انرژی حرکتی در اثر ساحت برقی بین انود و کاتود بوجود آمده است. اگر ولتاژ بین دو الکتروود برقرار باشد باید الکترونها فاصله ای را که طی آن تغییر پوتنسیل V است بپیماید . درینصورت کاری مساوی به eV را انجام میدهد. این کار به شکل انرژی حرکتی در الکترون ذخیره میشود.

$$(eV = \frac{1}{2} mv^2)$$

این انرژی در هنگام توقف الکترون به انرژی تشعشع تبدیل میگردد . توقف الکترون به انرژی مطابق تیوری پلانک مساویست به

$$hv = ev$$

$$h \frac{c}{\lambda} = ev$$

$$\lambda = \frac{hc}{ev} \dots (1-7)$$

با وضع قیمت های h ، c ، e در معادله (۱-۷) داریم که

$$\lambda_{\max} = \frac{12.42 \times 10^{-7}}{V} \dots (2-7)$$

طول موج اعظمی الکترون بعد از توقف است. [۲۱ ، ۱۴ ، ۱۱]

۱۰-۷. 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 با $(I_0 = N_0 h \lambda)$ هنگام عبور از ضخامت dx ، به مسیر dx و شدت اشعه بستگی دارد. این تغییرات یا کاهش بصورت فارمول در معادله (۳-۷) نشان داده میشود.

$$dI = -\mu \cdot dx \cdot I \dots (3-7)$$

اگر منحنی شدت اشعه را نسبت به ضخامت ورقه رسم کنیم شکل (۱۰-۷) به دست میآید. علامت منفی در معادله (۳-۷) 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 (۷-۳) با فرض اینکه $\bar{d}x$ برابر به واحد باشد. بُعد μ بر حسب Cm^{-1} به دست میاید.

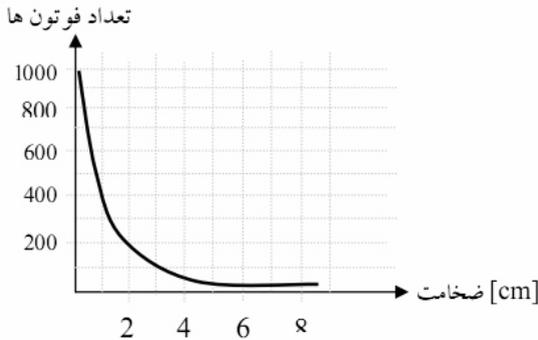
$$\mu = -\frac{dI}{I} \cdot \frac{1}{dx} \quad \text{یعنی}$$

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

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

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



شکل 7-10 منحنی شدت اشعه نسبت به ضخامت ورقه

حل ریاضیکی معادله ۷-۳ عبارت است از

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu x} \quad \dots(4-7)$$

I_0 شدت اشعه تابنده و I شدت اشعه بعد از عبور از ضخامت X ماده جذب کننده میباشد. [۳۷، ۴۰، ۱۴]

۷-۱۱. اشعه ثانویه

هنگامی که یک دسته اشعه رونتگن به ماده برخورد کند قسمتی از آن بدون تغییر کیفیت و جهت از ماده عبور می کند، این قسمت را جز منقل می نامند. قسمتی دیگری که به جز جذب شده موسوم است در ماده مذکور جذب میشود. تقریباً تمام از انرژی اشعه رونتگن جذب شده به استثنای جز بسیار کوچک آن که به حرارت تبدیل میشود به اشعه رونتگن دیگر که جهت انتشار و کیفیت یا فقط جهت انتشار آنها با اشعه تابنده متفاوت است تبدیل میگردد. هم چنین به انرژی حرکی الکترون های که با سرعتی نسبتاً زیاد از اتم های ماده جاذب خارج میشود مبدل می گردد. مجموع این شعاع اخیرالذکر و الکترون های سریع السیر را اشعه ثانویه مینامند. اشعه ثانویه شامل قسمت های ذیل اند.

۱. قسمت از آنها نتیجه پراکنده گوی اشعه تابنده استند که به اتم های ماده جاذب برخورد می کند.
۲. قسمت دیگر اشعه رونتگن ثانویه اشعه استند که طول موج آنها با جنس عنصر جذب کننده بستگی دارند و آنها را اشعه رونتگن فلورسنس مینامند.

۳. 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. [۱۷، ۱۰، ۶]

۷-۱۲. اثر متقابل اشعه رونتگن و میخانیکیت جذب آن

اشعه رونتگن نظر به طول موج دارای انرژی معین میباشد. متناوباً یک اشعه رونتگن با انرژی پائین تمایل به برخورد با اتم های دارند که دارای قطرهای 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 این سطوح ساختمانی متنوع برخورد میکنند وجود دارد عبارتند از:

۱- پراگنده گی کلاسیک (Classical Scattering)

۲- اثر کامپتون (Compton Effect)

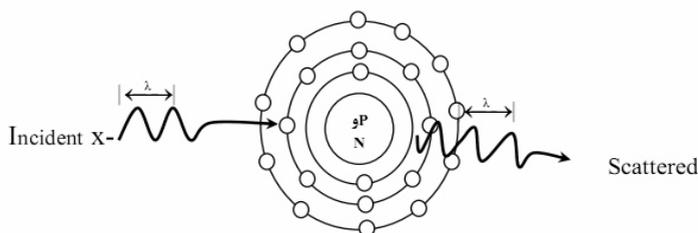
۳- اثر فوتوالکتریک (Photo electric Effect)

۴- تولید جفت (Pair Production)

۵- 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 ۷-۱۱).



شکل 7-11 پخش کلاسیک یک برخورد بین شعاع رونتگن با انرژی یابین اتمها میباشد.

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

اثر کامپتون :

شعاع رونتگن با انرژی متوسط که در تمام مقادیر تشخیصی وجود دارند، میتواند بالکترون های مدار خارجی برخورد داشته باشند که نه تنها باعث پخش فوتون و کاهش انرژی آن میشود، بلکه به همان نسبت باعث ایونایزیشن نیز میگردد. این برخورد بنام اثر کامپتون یاد میشود و بطریق شیماتیک در شکل (7-12) نشان داده شده است. در این حادثه فوتون تابشی با یک الکترون قشر خارجی برخورد کرده و آن را از اتم بیرون میکند. بدینوسیله اتم را ایونایز نموده و فوتون اشعه رونتگن راه خود را در جهت دیگر و با انرژی دیگری ادامه میدهد.

انرژی اشعه رونتگن پخش شده بوسیله کامپتون مساوی به تفاوت انرژی فوتون تابشی و انرژی داده شده به الکترون میباشد. انرژی داده شده به الکترون مساوی است با انرژی همبستگی آن با اضافه انرژی حرکتی که بوسیله آن اتم را ترک میکند. این انتقال انرژی توسط فارمول ذیل نشان داده میشود.

$$E_i = E_c + (E_b + E_{KE}) \dots \dots (4-7)$$

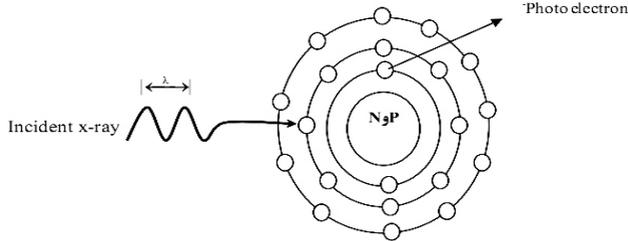
E_i انرژی فوتون اولی (برخوردی)، E_c انرژی فوتون پخش شده، E_b انرژی همبستگی الکترون و E_k انرژی حرکتی الکترون میباشد. ضمن برخورد کامپتون اغلب انرژی بین فوتون پخش شده و الکترون ثانویه که الکترون کامپتون نامیده میشود تقسیم میگردد. معمولاً فوتون پخش شده انرژی بیشتر را دارد.

اثر فوتو الکتریک :

شعاع رونتگن در حوزه تشخیصی همچنین میتواند برخورد ایونایزیشن با الکترون قشر داخلی اتم های هدف داشته باشند. بنابراین شعاع رونتگن پخش نمیشود. بلکه بطور کامل جذب میشوند. این حادثه که در شکل (۷-۱۳) نشان داده شده اثر فوتو الکتریک نامیده میشود. اثر فوتو الکتریک یک برخورد جذب فوتون است. الکترونی که از اتم خارج میشود فوتو الکترون نامیده میشود که با انرژی حرکتی مساوی با تفاوت بین انرژی اشعه رونتگن تابشی و انرژی همبستگی الکترون بوده و توسط فارمول طور ذیل نشان داده میشود.

$$E_i = E_b + E_{Ke} \dots \dots (5-7)$$

$$h\nu = W + \frac{1}{2}mv^2 \dots (6-7)$$



شکل (7-13) اثر فوتو الکترونیک موقعی اتفاق می افتد که یک فوتون X-ray تابشی بطور کامل ضمن ایونایزیشن کامل یک الکترون مدار داخلی جذب میشود. فوتون تابشی ناپدید میشود و الکترون مدار K که حالا فوتو الکترون نامیده میشود از اتم خارج میگردد.

تولید جفت:

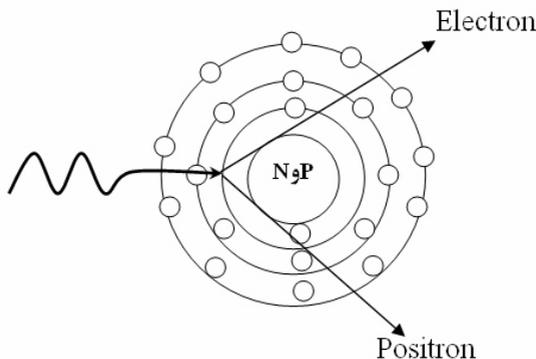
اگر یک X-ray تابشی انرژی کافی داشته باشد. ممکن است پس از برخورد از ابر الکترونی عبور کند و به اندازه کافی به هسته اتم هدف نزدیک شده تحت تاثیر ساحه نیروی هسته ای قرار گیرد. اثر متقابل بین فوتون و نیروی هسته ای باعث ناپدید شدن فوتون شده و بجای آن دو الکترون ظاهر میگردد که یکی پوزیترون⁵

⁵ پوزیترون پایدار نبوده فوراً با یک الکترون یکجا شده دوفوتون از آنها تولید میگردد که این حادثه بنام Annihilation یعنی نیست و نابود شدن یاد میگرددند.

داری چارج مثبت و دیگری دارای چارج منفی اند. این حادثه به نام تولید جفت نامیده شده در شکل (۷-۱۴) نشان داده شده است. چون در این حادثه دو الکترون تشکیل میشوند فوتون تابشی باید حداقل دارای 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 حرکتی آنها تقسیم میشود.

تجزیه نوری:

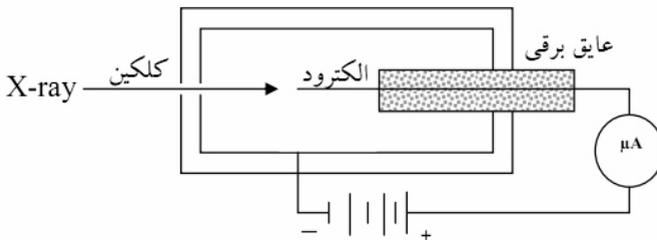
شعاع X با انرژی بالا یعنی آنهایی که انرژی بیش از 10 Mev دارند میتوانند از برخورد با ابر الکترونی و ساحه نیروی هسته ای فرار کنند و مستقیماً به وسیله هسته جذب شود. در چنین حالت هسته هیجانی میشود و فوراً یک نیوکلون یا ذره هسته ای تابش میکند. این حادثه تجزیه نوری نامیده میشود و بطور شیماتیک در شکل (۷-۱۵) نشان داده شده است. [۱۵، ۱۷، ۳۷]



شکل 7-14 تولید جفت با X-Ray که انرژی بیشتر از 1.02 Mev دارند اتفاق می افتد فوتون مساوی با ساحه نیروی هسته ای برخورد میکند و دو الکترون که برق چارج مختلف دارند تولید میکند، [21، 14]

۷-۱۳. اندازه نمودن شدت X-Ray

رونتگن بار اول X-Ray را توسط فلورسنس 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 ۷-۱۶ نشان داده شده است.



شکل 7-16 شیمای ایونایزیشن چمبر

ایونایزیشن چمبر عبارت از یک قطی فلزی است که در داخل آن الکتروود از یک قسمت عایق برق داخل شده و به قطب مثبت بطری (تقریباً ۱۰۰ ولت) و جدار قطی به قطب منفی بطری وصل است. بین قطب مثبت و منفی میکرو امپیر متر قرار داده شده است. چون هوا عایق برق است لذا میکرو امپیر کدام جریان برق را نشان نمیدهد. اما

اگر x-ray از کلکین به قطی داخل شود هوا ایونایز شده الکترونها را از مالیکول های هوا جدا میکند و این الکترونها بطرف قطب مثبت حرکت نموده در نتیجه در سیم جریان برق پیدا و در میکرو امپیر متر خوانده میشود .

۷-۱۴. فلتر کردن^۶ X-Ray

در رادیو تراپی^۷ 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 این حالت اشعه نرم و سخت هر دو تولید میشود. اگر مجموع چنین اشعه به بدن بتابد قسمت نرم آن در پوست و قسمت های سطحی بدن و قسمت سخت آن در قسمت های عمیقتر جذب میگردد و این کمیت برای قسمت های سطحی بدن مضر است. به همین سبب این اشعه را قبل از رسیدن به بدن فلتر می نمایند. یعنی بین منبع تولید اشعه ایکس و بدن ورقه ای قرار میدهند تا قسمت های زیاد اشعه نرم در آن جذب و اشعه سخت به بدن برسد. در رادیو تراپی های سطحی و متوسط و همچنان بعضی اوقات در رادیوگرافی نیز بکار بردن فلتر که بتواند اشعه نسبتاً نرم را

^۶فلتر کردن (Filtration)

^۷ رادیو تراپی (Radio Therapy) تداوی توسط شعاع

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. [۲۹، ۲۱،

۷-۱۵. شعه ثانویه فلتر

ورقه فلتر تحت تاثیر اشعه تابنده، اشعه ثانوی از خود منتشر میسازد. چون طول موج آنها نسبتاً بلند است باید از رسیدن شان به بدن جلوگیری شود. مثلاً در مورد مس، اشعه فلورسنسی (K) در حدود 1.5 \AA طول موج دارد و اشعه ثانوی پراکنده نیز دارای طول موجهای مختلف هستند، که همه از طول موجها تابنده بیشتر است. برای جلوگیری از اشعه ثانوی فلتر بدو طریق تدابیر اخذ میگردد:

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

۱۶-۷. انواع فلتر های

در رادیو تراپی سطحی که ولتاژ مؤلد اشعه از 100 Kv تجاوز نمیکند، فقط فلتر المونیم به ضخامت 0.5 الی 1mm کار می‌گردند. در صورتیکه ولتاژ مولد 100 الی 150 Kv باشد فلتر از المونیم به ضخامت 1 الی 2mm و یا فلتر مس به ضخامت 0.3 الی 0.5mm و یا فلتر دوم از المونیم به ضخامت 1mm قرار میدهند. در رادیوتراپی عمیق که ولتاژ مؤلد اشعه از 200 Kv تجاوز میکند فلتر اولیه مس به ضخامت 1mm فلتر دوم المونیم به ضخامت 1 الی 3mm را بکار می‌برند. بعضی اوقات فلتر اولیه مرکب از دو ورقه^۲ قلعی و مس (قلعی به ضخامت 0.3mm و مس به ضخامت 0.3mm) انتخاب می‌گردد.

[۱۴، ۸، ۶]

۱۷-۷. اندازه گیری مقدار X-Ray

اندازه گیری جذب اشعه رونتگن در طبابت در ساحه رادیولوژی و رادیوتراپی مسأله مهم را تشکیل میدهد. در مصارف این اشعه در طبابت هر گاه به مقدار یا Dose اشاره شود، منظور از اشعه ایست که در سیستم های زنده مانند بدن جذب میشود، وهدف از اندازه گیری این کمیت یعنی Dosimetry نیز سنجش همین مقدار اشعه است. ظاهراً چنین به نظر میرسد که برای تعیین مقدار جذب اشعه در بدن کافی است مقدار اشعه تابیده را بدانیم و مقدار اشعه^۲ خروجی را اندازه بگیریم و از تفاضل این دو کمیت به مقدار جذب اشعه آگاه

شویم. اما واقعیت امر این است که اختلاف در مقدار اشعه بین دو نقطه مسیر آن مقدار واقعی اشعه ای که در این فاصله جذب شده نمیباشد. زیرا در این فاصله تغییرات دیگری در شدت مقدار اشعه نیز شامل است. بناءً بعوض استفاده از روش ریاضی از این کیفیت استفاده میشود. انرژی اشعه ای که 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 دارای سه شرط ثبات، دقت و حساسیت باشد. روش های زیادی و دستگاه مختلف برای اندازه گیری مقدار کلی اشعه یا انرژی X-Ray موجود است، اما از جمله روشهای که فعلاً برای دوزیمتری این اشعه مروج است مبتنی بر خاصیت یون سازی آن بوده و بنام دوزیمتری بر مبنای یون سازی معروف است.

تجربه نشان داده است که در یون سازی (ایونیزاسیون) گازها با شعاعی با انرژی 3 Mev تعداد یون های حاصل به مقدار جذب اشعه متناسب است. بنابراین با اندازه گیری تعداد یون ها میتوان به مقدار اشعه جذب شده معلومات حاصل نمود. جذب انرژی در یک محیط مادی مثلاً گازها با عدد اتمی محیط جاذب و انرژی فوقون تابنده بستگی دارد و میزان تاثیر عوامل فوق الذکر بر حسب اینکه جذب به علت پدیده کامپتون یا فوتو الکترونیک باشد متفاوت است.

برای اندازه گیری X-Ray گاز انتخابی هوا است. علت انتخاب هوا به اساس دو اصل زیر میباشد.

- ۱- نمبر اتمی مؤثر هوا و انساج بدن خیلی ها به همدیگر مشابه اند.
- ۲- مالیکول های هوا پس از ایونیزیسایون 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 ایونیزسایون برای هر دو محیط 35V است.
- برای طول موج های مربوط به گاز های رادیوتراپی، هوای انفصال موج را جذب نمیکند. [۱۰، ۱۵، ۳۸]

۱۸-۷. واحداث اشعه

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

۱- واحدرونتگن (R):

Roentgen که بطور اختصار آن را به (R) نشان میدهند، اولین واحد اندازه گیری بین المللی برای سنجش مقدار شعاع الکترومقنطاس

X و گاما است. این واحد بطور آنی در پنجمین کنگره بین المللی رادیولوژی در شیکاگو در سال ۱۹۳۷ به عنوان ستندرد برای تعیین مقدار اشعه X و گاما تعیین گردید و چنین تعریف شد. رونتگن مقدار از X-Ray یا گاما است که در یک سانتی متر مکعب از هوا در شرایط متعارفی ($Oc^0, 760mmHg$) یک واحد الکتروستاتیک چارچ برقی مثبت یا منفی ایجاد کند. یک واحد الکتروستاتیک معادل 2.083×10^9 جفت ایون است.

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

$$\dots(7-7)$$

$$E(Exposure) = \frac{\Delta Q}{\Delta m}$$

یک رونتگن آن مقدار تابشی است که در یک کیلو گرام هوا^۴ $2,58,10^4$ کولن برق از ایون های مثبت و منفی در شرایط ستندرد بوجود آورد.

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

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

معادل های رونتگن (R) عبارتند از:

یک رونتگن اشعه ،

- در یک سانتی متر مکعب از هوا 2.083×10^9 ،
($0.001293g$) جفت ایون (یک واحد الکتروستاتیک چارچ برقی) تولید کند.

- در یک گرم هوا $1.61 \cdot 10^{12}$ جفت یون تولید میکند.
 سبب جذب 83erg انرژی در یک گرم هوا میشود.
 - سبب جذب $5.23 \cdot 10^{13} \text{erg}$ الکترون ولت انرژی در یک گرم هوا میگردد.

- باعث جذب $6.77 \times 10^{10} \text{ev}$ در 1cm^3 هوا میشود.
 - عامل جذب 93erg انرژی در یک گرم از نسج نرم است.
روننگن (R) دارای دو محدودیت است:

- این واحد تنها برای شعاع الکترو مقناطس تعریف گردیده است
 - فقط برای هوا تعریف شده است.

۲ - واحد مقدار (Dose) جذب: کمیسیون بین المللی حفاظت از شعاع در سال ۱۹۵۴ واحد مقدار جذب را بنام راد (Rad) انتخاب نمودند. راد (rad) مقدار اشعه ایست که در یک گرم از هر ماده 100erg انرژی آزاد کند یعنی (۷-۸)

$$Dose \quad 1 \text{rad} = 10^2 \text{erg/g} = 0.01 \text{jul/kg} = \frac{\text{Energy}}{\text{mass}}$$

برای شعاع که انرژی فوتون های آنها از سه میلیون الکترون ولت (3MeV) کمتر باشد تقریباً یک روننگن با یک راد برابر است، زیرا جذب یک روننگن اشعه در هوا 84erg در آب 94erg انرژی در هر گرم آن آزاد میکند. اگر از اختلاف ۸۴ و ۹۴ از ۱۰۰ صرف نظر

۸ راد (rad) علامه اختصاری از جمله انگلیسی Radiation Absorbed

Dose

کنیم یک راد و یک رونتگن برابر میشوند ولی برای فوتون های پرنرژی باید از ضریب تبدیل استفاده نمود.

در سیستم جهانی SI واحد جدید بنام Gray (Gy)، بعوض rad پیشنهاد شد در این سیستم 1Gy برابر به یک ژول بر کیلو گرام

$$1\text{Gy} = \frac{1\text{ joule}}{\text{Kg}} \quad \text{است.}$$

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 ربط آن به دوز جذب شده را میتوان برطرف کرد. هر گاه انرژی لازم برای تولید یک جفت ایون در هوا 22ev باشد و با دانستن اینکه هر رونتگن (R) میتواند $10^{22} \times$ 1.22 جفت ایون تولید کند، مقدار انرژی جذب شده در یک گرام هوا رامیتوان چنین دریافت.

$$1R = 1.06210^{12} \times 34 = 88\text{erg/g.air} = 0.88\text{rad} = 8.8\text{mGy}$$

اگر D_a دوز جذب شده در هوا به rad و De تابش در هوا به

R باشد رابطه بین شان را چنین مینویسیم.

۳-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. اما هنگامیکه تأثیر شعاع بر جسم زنده مورد بررسی باشد، با این واحد نمیتوان این تأثیرات را نشان دادو نمی توان واحدی را انتخاب کرد

که مستقیماً تأثیر بیولوژیکی شعاع را نشان دهد. ازین جهت چند فکتور برای نشان دادن این تأثیرات وجود دارد.

فکتور نسبی بیولوژیکی ، (Relative Biological Effectiveness) RBE

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

فکتور انتقال خطی انرژی (Linear Energy Transfer) LET (Transter):

فکتور است که صدمه بیولوژیکی را مشخص میسازد و بر حسب

$$\frac{Kev}{m} \text{ بیان میشود.}$$

مجموع فکتورهای RBE و LET را فکتور کیفیت (Quality factor) مینامند. عملاً دوز معادل که نمایشگر صدمه بیولوژیکی است طور ذیل تعریف میشود.

فکتور کیفیت . دوز جذب = دوز معادل

$$DE = \text{Absorbed Dose} \times Q_f \quad \dots (10-7)$$

واحد دوز معادل در سیستم قدیمی rem بود .

$$1 \text{ rem} = \text{rad} \times Q_f \quad \dots (11-7)$$

در سیستم SI دوز معادل سیورت (sivert) است که به Sv

نشان داده میشود. [۳۸، ۱۰، ۱۴، ۶]

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

مسائل

۱. کدام شعاع را شعاع کاتودی مینامند و تحت چه شرایط بوجود میآید؟
۲. فضای کروکس چه نوع فضا بوده در تشکیل این فضا فشار چه تایلر دارد؟
۳. آیا شعاع رونتگن (X-Ray) را میتوان فوتون نامید چرا؟
۴. چرا آنود را در تیوب های X-Ray از فلز سنگین انتخاب میکنند؟
۵. از کدام نوع تیوب ها برای تشخیص درمانی استفاده بعمل میآید؟
۶. تیوب های معاصر رونتگن دارای چه مشخصات اساسی اند؟
۷. شعاع رونتگن دارای کدام نوع طیف اند؟
۸. به کدام میخانیکیت ها اشعه رونتگن جذب میگردد؟
۹. چرا اشعه ثانویه در تیوب رونتگن تولید میگردد؟
۱۰. چرا فلتر ها را از فلز المونیم و مس انتخاب میکنند؟
۱۱. فرق رادیو گرافی ، رادیو تراپی و رادیو سکوپیی چیست ؟
۱۲. Dosimetry چیست؟
۱۳. واحد اندازه گیری شعاع رونتگن چیست و چطور تعیین گردید؟
۱۴. طول موج اصغری مربوطه یک شعاع رونتگن که توسط دستگاه رادیو گرافی با ولتاژ 100Kvp فعالیت مینماید چند است؟ (2-0.0124A) ج
۱۵. یک شعاع رونتگن با ولتاژ 30 Kev اتم باریوم را بوسیله خارج کردن یک الکترون از مدار O با انرژی حرکی 12Kev ایونایز میکند انرژی فوتون پخش شده چقدر است؟ (ج- 17.96keV)
۱۶. شعاع رونتگن 50keV بطریق فوتو الکتریکی برخورد میکند با الف: اتم کاربن. ب: اتم باریوم. انرژی حرکی هر فوتو الکترون و هر شعاع رونتگن اختصاصی چقدر است در صورتیکه انتقال از مدار L به K اتفاق به افتد؟ (ج- 31, 452 Kev)

فصل هشتم

رادیولوژی

معلومات عمومی:

هدف از دستگاه ها و تکنیکها رادیولوژی تشخیصی عبارت از انتقال اطلاعات از یک X-Ray به رادیولوجست است . مقدار شعاعیکه از یک تیوب X-Ray خارج و به بدن مریض میتابد به اثر عمل متقابل ماده با اشعه بخصوص فوتو الکتریک و کامپتن افکت، برخی شعاع جذب میشود و برخی از بدن عبور میکنند . شعاع عبور کرده از بدن در برگیراطلاعات مربوط به چگونگی جذب مواد سر راه این شعاع هستند. اگر این شعاع ضبط شوند (بوسیله فلم رادیگرافی یا صفحه فلوروسکوپ) سایه های تشکیل شده تصویر رادیولوژیکی را بوجود میآورند . فوتون های خروجی از بدن دو دسته استند . یک دسته فوتون اطلاعاتی مفید و دسته دیگر فوتون های غیر اطلاعاتی که از نقاط دیگر میآیندو باعث خراب شدن کیفیت تصویر میشوند . فوتون های دسته اول بیشتر مربوط به پدیده فوتوالکتریک و فوتون های دسته دوم ، فوتون کامپتون هستند که باید پیش از رسیدن به سیستم و تصویر بگونه ای بر داشته شوند .

۸-۱ . اصول فزیک تشخیص با رادیولوژی

بوسیله X-Ray میتوان ساختمان داخلی قسمت های مختلف بدن و هم چنان چگونگی بعضی اعمال فزیولوژیکی آن را مورد

مطالعه قرارداد. منظور از تشخیص باشعاع، مشاهده و معاینه اعضای بدن با اشعه رونتگن است که متکی به دو خاصیت مهم زیر میباشد.

1- قابلیت نفوذ اشعه رونتگن:

با مقایسه فوتون های پر انرژی X-Ray با شعاع کم انرژی نور مرئی به تحقیق واضح است، اجسامی که برای نور مرئی حاجب اند (مانند بدن انسان) در برابر اشعه رونتگن شفاف اند و در اینحالت هر قدر طول موج اشعه کوتاه تر باشد قابلیت نفوذ آن بیشتر خواهد بود.

1- اختلاف جذب اشعه در انساج مختلف:

از آنجائیکه ضریب جذب اشعه با نمبر اتمی محیط جاذب نسبت مستقیم دارد و با توجه به اینکه نمبر اتمی عناصر متشکله انساج مختلف متفاوت است، لذا قسمت های نرم بدن که از عناصر سبک مانند هایدروجن، آکسیجن، کاربن، نایتروجن ساخته شده اند در مقایسه با انساج سخت که در ساختمان آنها عناصر سنگین چون کلسیم و فسفر بکار رفته است کمتر جاذب اشعه میباشد. موضوع اختلاف جذب در نمایاندن تصویر رادیولوژی که برای مطالعه اعضای که ضریب جذب آنها و محیط اطراف شان یکسان است و در نتیجه سایه های آنها از یکدیگر متمایز نیستند حایز اهمیت است. مصنوعاً با وارد کردن ماده حاجب این اختلاف جذب را پدید می آورند. معمولاً محلول باریم سلفات برای دستگاه تنفسی (۱۰۰ گرم در 250 cm^3 آب) و ترکیبات روغنی ایود دار در مطالعه رادیولوژی خالیگاه و مجرای طبیعی بدن از قبیل رحم و تیوپ های آن، مجرای ستون فقرات، نخاع

شوکی و ترکیبات غیر عضوی ایود دار در رادیوگرافی از جهاز ادراری (Urography) کیسه صفرا و مجرای صفراوی Cholecystography مصرف میشود .

در اختلاف جذب اشعه علاوه برنمبر اتمی، ضخامت و تراکم محیط جاذب نیز اثر عمده دارد. چنانچه شبکه چشم بعلت داشتن گاز و تراکم کم، اشعه رونتگن را کمتر نسبت به قلب جذب میکند . هر گاه یکدسته اشعه رونتگن در قسمتی از بدن بتابد اختلاف جذب اشعه در انساج مختلف سبب تشکیل سایه یا تصویر رادیولوژی میگردد، ولی چون شبکه چشم به اشعه رونتگن حساس نیست تصویر رادیولوژی خود بخودی مرئی نبوده برای مرئی ساختن ان بدو طریق زیر عمل میشود:.

۱- بوسیله صفحه فلورسنسی تصویر رادیولوژی را نمایان میسازد. صفحه فلورسنس صفحه ایست از مقوا که روی آن ورقه نازک یکی از نمک های که در برابر اشعه رونتگن فلورسنس پیدا میکند پوشانیده شده است . اگر چنین صفحه را در مسیر اشعه رونتگن که از بدن گذشته اند قرار دهیم تصویر اجزای داخلی قسمتی از بدن که بین صفحه مذکور و منبع اشعه قرار دارد نمایان میشود. این طریقه بررسی را رادیوسکوپی (Radioscopic) مینامند.

۲- تصویر شعاع شناسی روی صفحه حساس عکاسی ثبت و پس از ظهور ثابت شدن آنها، آنرا مورد مطالعه قرار میدهند . که این طریقه بررسی را رادیوگرافی (Radiographic) مینامند. [۲۹]

8-2. مزایای متقابل رادیوسکوپی و رادیوگرافی

بوسیله رادیوسکوپی میتوان حرکات اعضای بدن را از قبیل حرکات تنفسی، ضربان های قلب و حرکات تیوب هاضمه و غیره را مورد مطالعه قرار داد.

رادیوگرافی فقط وضعیت معین از هر عضو را نشان میدهد. بر علاوه در رادیوسکوپی ممکن است با دوران مریض در جهات مختلف تمام اطراف و جوانب عضو مورد نظر یا تحت معاینه را بررسی نمود. و با حرکت دادن عضو محدودیت های حرکات عادی و وجود چسپنده گی را در اعضا، هم چنین وجود اجسام خارجی را در بدن تشخیص داد و یا موقعیت یک نقطه درد ناک را بدقت معین نمود. اما در رادیوگرافی فقط ساختمان ثابتی ناحیه مورد مطالعه را میتوان نمایان ساخت. در عوض در رادیوگرافی میتوان جزئیات ساختمان مورد مطالعه را بدقت نشان داد. اما رادیوسکوپی این مزیت را ندارد، زیرا به سبب نقصان که اشعه رونتگین به بدن وارد می کند نمیتوان شدت اشعه تابنده و بنابراین روشنی تصویر رادیوسکوپی را طور دلخواه زیاد کرد. هم چنان بعضی از اعضا از جمله کلیه ها فقط در رادیوگرافی نمایان میشود. خاصیت دیگر رادیوگرافی این است که میتوان آن را در روشنایی کافی و بمدت دلخواه مورد مطالعه قرار داد، در حالیکه در رادیوسکوپی این کار ممکن نیست.

تصاویر رادیولوژی در حقیقت سایه های هستند که اعضای مورد معاینه و ساختمان داخلی آنها را بطور کم و بیش نشان میدهد. عوامل

و کیفیات که در واضح بودن تصاویر دخالت دارند و خوبی یک تصویر رادیولوژی ش به آن مربوط است عبارتند از:

1- حساسیت:

میزان سیاهی قسمت های تیره تصویر باید برای فرق آنها از قسمت های روشن کافی باشد.

2- سایه روشن:

اختلاف حساسیت قسمت های مختلف تصویر باید به حدی باشد که بتوان آنها را از یکدیگر فرق کرد.

3- شباهت به اصل:

شکل عمومی تصویر باید تا حد امکان به اصل شبیه باشد، یعنی تصویر دایره، دایره باشد. نه بیضوی. تصویر مربع، مربع باشد نه متوازی الاضلاع. هم چنان ابعاد تصویر به ابعادی نزدیک باشد.

جزئیات: تصویر باید جزئیات شی را بطور متمایز و نمایان نشان دهد. کیفیات که برای رادیوگرافی در رادیوسکوپی در خوبی تصویر دخیل است عبارتند از:

۱- ابعاد کانون:

هر آنچه ابعاد کانون تیوپ مؤلد اشعه رونتگین کوچکتر باشد سایه محدودتر و تصویر واضح تر است.

۲- فاصله کانون از صفحه تصویر:

هر چه فاصله کانون از صفحه تصویر بیشتر باشد به همان اندازه تصویر واضح تر می باشد. بر علاوه اختلاف بین ابعاد تصویر و ابعاد شی کمتر خواهد بود.

۳- وضعیت نسبی منبع اشعه، شی و تصویر:

هر قدر اشعه که از محیط شی میگذرد به زاویه نزدیک تر قایم به صفحه تصویر برخورد کند، تصویر مشابه به شی بوده و بطور کلی دقت باید شود که شعاع مرکزی از وسط شی بگذرد و بطور قایم یا عمود به صفحه تصویر بتابد.

۴- فاصله شی از صفحه تصویر:

هر چه شی به صفحه تصویر نزدیک باشد تصویر واضح بدست می آید. با کم شدن فاصله شی از صفحه تصویر اختلاف ابعاد تصویر و شی کم میگردد.

۵- انطباق تصاویر:

تصویر کلی هر ناحیه بدن که تشکیل میشود از تصویر تمام قسمت های که ناحیه مذکور را تشکیل میدهد بوده و این تصاویر کم و بیش بر یکدیگر منطبق اند. مثلا در تصویر کلی که از عضویت روبرو از سینه تشکیل میشود، تصویر استخوان قفسه سینه، قسمت از قلب، تیوب مری و ستون فقرات پشت بر یکدیگر منطبق اند. روی هم رفته هر چه ضخامت ناحیه مورد معاینه زیادتر باشد نقصان انطباق تصویر بیشتر است.

برای رفع این نقیصه در رادیوسکوپی عضو مورد معاینه را در جهات مختلف می گردانند تا بتوانند باین روش تصویر قسمت های مختلفی آن را از یکدیگر تفریق سازند.

۶- اشعه ثانویه :

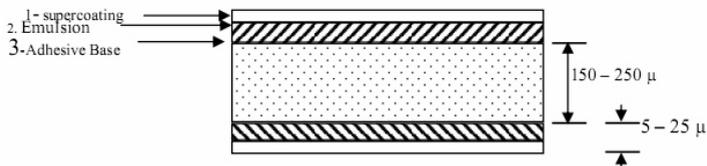
قبلاً گفتیم. هر جسمیکه در معرض برخورد اشعه قرار میگیرد از خود اشعه ثانویه منتشر میسازد و تا حدودی این اشعه از دقت تصویر می کاهد. اشعه ثانویه مخصوصاً در رادیوگرافی اهمیت زیادی دارد و به سبب واضح شدن تصویر از انتشار آن باید جلوگیری بعمل آید.

[۳۸، ۱۴]

۳-۸ . ساختمان فلم رادیوگرافی

ساختمان فلم رادیوگرافی یک روش دقیق با کیفیت بالا است. باید وسایل لازم برای ساختن فلم بسیار پاک باشد، زیرا کوچکترین ذره غبار یا دیگر آلوده گی ها در فلم قدرت فلم را برای انتقال اطلاعات شعاع رونتگن محدود میکند.

در دهه اول سال ۱۹۶۰ بخاطر آزمایش های که در مورد سلاح های هسته ای انجام میگرفت، در ساختن فلم شعاع رونتگن دقت فوق العاده لازم بود تا اطمینان گردد که آلوده گی های مواد رادیو اکتیف محیط فلم را متاثر نمیسازد. فلم رادیو گرافی اساساً دو قسمت دارد.



شکل (1-8) مقطع عرضی یک فلم رادیوگرافی را نشان میدهد

۱- اساس یا صفحه فلم (Base).

۲- قشر حساس یا شفاف (Emulsion)

در ساختمان یک فلم که در شکل (۸-۱) نشان داده شده بیشتر فلم ها دارای قشر شفاف دوطرفه اند. بین قشر شفاف و صفحه فلم یک ماده پوششی نازک که چسبنده گی یکنواخت را بین صفحه و قشر شفاف تأمین میکند موجود است. قشر شفاف معمولاً بوسیله پوش حفاظتی از ژلاتین بنام (Supercoating) محصور میباشد. این قشر از خراشیده گی و آلوده گی ضمن استفاده و ظهور حفاظت میکند. صفحه فلم بطور یکنواخت نیمه شفاف و در مقابل نور حساس میباشد. صفحه از ماده شفاف از جنس برای اسیتات سلولوز در سال ۱۹۲۰ تهیه و به بازار عرضه شد. این ماده اصلی فلم رادیوگرافی غیر قابل اشتعال میباشد. در سال ۱۹۶۰ ماده اساسی ساختمانی صفحه پولیستر انتخاب شد که قوی تر و مقاوم تر است. در موقع ساختن صفحه مقدار رنگ آبی به آن اضافه می سازند تا رنگ فلم را آبی سازد. رنگ آبی فلم در مقایسه با فلم بیرنگ با عث فشار خستگی کمتر چشم رادیو لوجست میشود. قشر شفاف فلم، ماده ایست که شعاع رونتگن با فوتون های نوری تولید شده به آن بر خورد نموده سبب انتقال اطلاعات میگردد. این قسمت فلم از ژلاتین و کرستل های هلوجن نقره تشکیل شده است [۱۴ و ۸].

8-4. انواع فلم ها

امروز با توجه به موارد استفاده و شرایط مورد نیاز، فلم ها با ویژه گی خاص از نظر سرعت، حساسیت و اندازه فلم ساخته و عرضه میشود، تا با کمترین Dose تصویر با کیفیت خوب تهیه شود که از نظر اقتصادی هم گران نباشد. تا کنون سازنده گان فلم در حدود بیش از ۲۵ نوع فلم متفاوت برای تصویر گیری در طبابت تولید میکنند برخی از این فلم ها عبارتند از:

۱- فلم تابش مستقیم (Direct exposure film):

این فلم معمولاً دارای دو قشر حساس اند. اندازه آنها (30 x 24) و یا (24 x 18) سانتی متر مربع است. از این فلم تصویر اندام های بدن، دندان و یا چشم (برای پیدا کردن جسم خارجی) استفاده میشود.

۲- فلم های دندان (Dental films):

این نوع فلم ها از نوع تابش مستقیم اند. روی بسته بندی این فلم ها بر بسته گی مشخص است که نشان دهنده سطحی از فلم است که باید مقابل شعاع رونتگن قرار گیرد. عقب این فلم ها که در یک قشر کاغذ ضد نور پیچیده شده اند، ورقه نازک سربی برای جذب شعاع پراکنده قرار دارد. ابعاد آن 3 x 4 سانتی متر مربع است.

۳- فلم های یکطرفه تابش مستقیم:

برای حذف عدم وضوح حاصل از پارالکس (Parallax) که در فلم های دو رویه یا دو طرفه دیده میشود طراحی گردیده اند و

برای تصویر گیری پستان بکار میرود. ضخامت این فلم 180 μ و قشر حساس 10 μ و قشر محافظ 1 μ است.

بر علاوه فلم های دیگر چون فلم ویدیو (Video film) برای تصویر برداری از اسیلوسکوپ و فلم تجدید تصویر را میتوان نام برد. باید یاد آور شد فلم های که در طبابت بکار میروند یا دارای صفحه های تقویه کننده (Entensifier screen) بوده و یا فاقد صفحه مذکور میباشد. در روش های دیگر رادیوگرافی مانند فلوروگرافی متحرک یا سینمائی که در آزمایش های سوند گذاری قلبی کار برد دارند از فلم های متحرک سینمائی استفاده میشود.

5-8 . صفحات تقویت کننده

صفحه تقویت کننده وسیله ای است که انرژی شعاع رونتگن را به نور مرئی تبدیل میکند. نور مرئی تولید شده با امولسایون حساس فلم رادیوگرافی بر خورد کرده و تصویر پنهان را میسازد. در رادیوگرافی معمولی تنها کمتر از 1% فوتون های که از بدن مریض میگذرد به فلم بر خورد کرده و تصویر مخفی را میسازند در حالیکه حدود 30% از شعاع رونتگن خارج شده از بدن مریض به صفحه تقویت کننده بر خورد مینماید. در هر بر خورد شعاع رونتگن به صفحه تقویت کننده تعداد زیادی فوتون های نوری ایجاد میشود. بنابراین صفحات تقویت کننده بصورت تقویت کننده شعاع های که از بدن مریض خارج میشوند کار میکنند. این صفحه ها از ورقه های پلاستیک یا مقوای

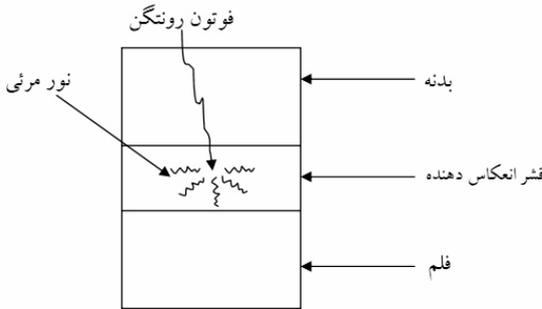
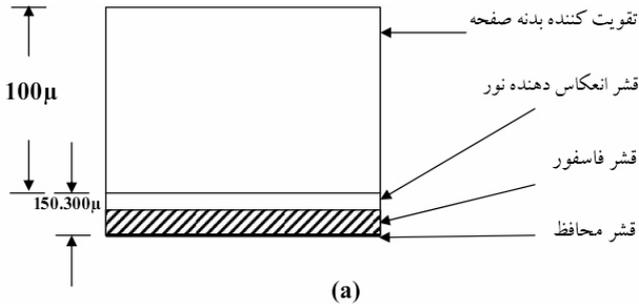
قابل انعطاف ساخته شده اند که معمولاً فلم رادیولوژی بین دو صفحه محکم نگهداری میشود و غالباً فلمی که بکار میرود فلم دو لایه یا دو قشری اند. در هر صفحه تقویت کننده چهار قشر تشخیص داده میشود.

۱- قشر محافظت کننده به قطر ۱۵ تا ۲۵ μ که مستقیماً با فلم در تماس است.

۲- قشر نوری که ضخامت متوسط ۱۵۰ تا ۳۰۰ μ دارد. مواد فاسفورس دار که تا اکنون کار گرفته شده متنوع اند. از این مواد میتوان سلفیت جستی، سلفیت دو گانه، سرب و باریم، فلزات نایاب مثل لانتانوم و یتریوم (Lanthanum & Yttrium) را نام برد. در حال حاضر برای صفحات سریع از ترکیبی فلزات نادر زمینی استفاده میشود.

۳- قشر انعکاس کننده که در حدود ۲۵ μ ضخامت داشته و از جنس دای اکساید تیتانیوم (Titanium dioxide) بوده و نور را بطرف قشر حساس انعکاس میدهد.

۴- پایه یا اساس که ۱mm ضخامت داشته و از جنس مقوا یا پلاستیک میباشد. طرز کار صفحات تقویت کننده در شکل (۸-۲) نشان داده شده است که در آن بیشترین سیاهی فلم در اثر برخورد شعاع نور مرئی حاصل از برخورد شعاع رونتگن به فاسفورس میباشد و مقدار سیاهی مربوط به شعاع مستقیم رونتگن بسیار کم است.



(b) شکل (8-2) مقطع یک صفحه تقویت کننده و چگونگی کار صفحه

۶-۸ . اتاق تاریک و تجهیزات آن

اتاق تاریک اتاقی است که نور از خارج به آن نفوذ نمیکنند. اتاق تاریک از لحاظ موقعیت در نزدیکی اتاق رادیوگرافی می باشد و بوسیله سپرهای حفاظتی کافی از رسیدن اشعه رونتگن بداخل آن جلوگیری بعمل می آید. وسعت اتاق 5 x 4 مترمربع میباشد. برای مدخل این اتاق راهروی پیچیده لازم است تا بدون اینکه نور خارجی در اتاق نفوذ کند رفت و آمد به سهولت میسر گردد. نوری که اتاق تاریک رادیوگرافی را در مدت کار روشن میسازد باید برنگ قرمز

تیره و یا سبز بسیار خفیف باشد. برای کار های عکاسی معمولی نیز از نور قرمز استفاده میکنند. اتاق تاریک باید دارای وسایل تهویه کافی و هم چنین نور سفید کافی بغیر از موقع کار باشد. اتاق تاریک رادیو گرافی بهتر است بدو قسمت متمایز تقسیم گردد.

قسمت کار خشک و قسمت کار مرطوب کار های خشک عبارتند از باز کردن و بسته کردن فلم، قرار دادن فلم در کست، خارج کردن فلم از کست، نصب فلم روی گیرا های مخصوص جهت ظهور و ثبوت.

کار های مرطوب عبارتند از، ظهور، ثبوت و شست و شوی فلم. برای این عملیات از طشت های قائم یا تانک آب استفاده میشود. گیراهای قائم فلم را طوری در طشت ها قرار میدهند که میله افقی گیرا به لبه یا کنار های آن تکیه و تماس نکند و فلم بطور آزادانه آویخته باشد.

هر مجموعه ظهور و ثبوت مرکب است از چهار طشت قائم که به ترتیب ظهور، شستشو، ثبوت و شستشو بکار میروند و بهمین ترتیب در مجاورت و پهلوی هم قرار دارند. ابعاد طشت ها باید طوری باشد که بزرگترین فلم رادیوگرافی به سهولت در آن جا گیرد. بر علاوه این اتاق دارای لوازم زیر نیز میباشد.

۱- دو چراغ دیواری یکی برای کار خشک و دیگر برای کار های مرطوب.

۲- دو چراغ سقفی یکی رنگین و دیگر با نور سفید.

- ۳- به تعداد کافی گیرا به ابعاد مختلف، مطابق ابعاد فلم های که مصرف میشوند. این گیراها به شکل قاب بوده که چهار گوشه فلم را نگه میدارد.
- ۴- به تعداد کافی گیرا های ساده برای فلم دندان، این گیراها به شکل پنس هستند و یک گوشه فلم را قایم نگه میدارد.
- ۵- پایه های مخصوص که فلم پس از شست و شو برای خشک کردن بدان آویزان میگردد.
- ۶- ستاپ واچ (Stop watch) برای تنظیم وقت.
- ۷- بایلر برقی مخصوص برای ظهور محلولات کیمیاوی که بوسیله آن در فصل زمستان میتوان درجه حرارت را بحد نورمال رسانید.
- ۸- ترمومتر مخصوص برای اندازه گیری درجه حرارت محلولات کیمیاوی .
- ۹- مجموعه چند کست به ابعاد مختلف.
- ۱۰- پاکت های مخصوص رادیوگرافی.

۷-۸ . لوازم رادیوگرافی

- ۱- دستگاه های مؤلد اشعه رونتگن
- ۲- کست و پاکت فلم
- ۳- دستگاه توقف دهنده
- ۴- دستگاه فشار دهنده
- ۵- اتاق تاریک (Dark room)

۶- نگاتوسکوپ (Negatoscope)

فلم رادیو گرافی را در مقابل روشنایی یکنواخت قرار داده تا قسمت های مختلف آنها از یکدیگر تشخیص گردد و برای این منظور از چراغهای مخصوص بنام نگاتوسکوپ استفاده میشود. قسمت قدیمی آن از شیشه تابشیری ساخته شده و در عقب این صفحه چند چراغ برق قرار گرفته است. فلم رادیوگرافی را روی شیشه نگاتوسکوپ نصب میکنند و مورد مطالعه قرار میدهند.

۷- صفحات سربی

۸- لوازم حفاظت و کنترل از شعاع رونتگن عبارتند از پیش بند، دست کش، دوزیمتر جیبی برای اندازه گیری مقدار شعاع که به بدن کارمندان لابراتوار میرسد.

۸-۸. شاهده قسمت های از بدن بطور مصنوعی در رادیوگرافی:

هر قدر تعداد زیاد الکترون ها در مسیر اشعه رونتگن قرار گیرد بهمان اندازه جذب بیشتر صورت میگیرد. اتم های سنگین که تعداد الکترون زیاد دارند اشعه رونتگن را زیاد جذب میکنند و هم چنان اجسام که دارای کثافت زیاد اند، یعنی بیشتر الکترون ها در فی سانتی متر مکعب خود دارند اشعه رونتگن را بیشتر جذب مینمایند. مثلاً کثافت گوشت که نسبت به هوا بیشتر است لذا گوشت نسبت به هوا بیشتر اشعه رونتگن را جذب میکند. کثافت استخوان نسبت به گوشت

بیشتر است و در ساختمان آن کلسیم و فاسفورس وجود دارد که نمبر اتمی آن نسبت به کاربن (C)، آکسیجن (O_2) و هایدروجن (H_2) بیشتر است لذا استخوان نسبت به گوشت اشعه رونتگن را بیشتر جذب مینماید. از همین اختلاف جذب اشعه رونتگن توسط انساج مختلف در طبابت در رادیوگرافی کار میگیرند. چون اشعه رونتگن فلم را سیاه میسازد و قتیکه رادیوگرافی یک حصه از بدن گرفته میشود عکس اجسامیکه اشعه رونتگن را بیشتر جذب میکنند سفید و عکس قسمت های که کمتر جذب میکنند سیاه به نظر میرسد. مثلاً عکس استخوان درفلم رادیوگرافی نسبت به عضلات سفید تر و عکس عضلات نسبت به شش ها که هوا در آن وجود دارد سفید تر می آید. برای اینکه یک جسم در رادیوگرافی دیده شود باید کثافت آن از انساج اطراف آن فرق داشته باشد. پس برای اینکه یک جسم در رادیوگرافی بوضاحت آشکار گردد بصورت مصنوعی کثافت را در محل تحت مطالعه تغییر میدهند بدین منظور از تکتیک های زیر استفاده بعمل می آید.

۱- داخل نمودن یک گاز:

در عضو و یا قسمتی از بدن که باید رادیوگرافی گردد مقدار یک گاز را زرق میکنند و بدین وسیله بین این دو قسمت از طریق ایجاد اختلاف تراکم سایه روشنی مصنوعی ایجاد می شود. در این حالت قسمتی که گاز در آن زرق شده است از تصویر قسمت بدون گاز روشن تر به نظر میآید. مثلاً برای دیدن گرده ها اکسیجن را به دور آن

زرق می نمایند و رادیو گرافی می کنند. هم چنان برای دیدن تومورها و سرطان ها در امعاء غلیظ هوا را از راه مقعد در امعاء غلیظ داخل می نمایند. بعد از رادیو گرافی دیده می شود که اگر در جدار امعاء سرطان وجود داشته باشد چون اطراف آن هوا است و شعاع رونتگن را خوب جذب نمی کند لذا فلم سیاه معلوم می شود و کتله سرطانی بیشتر اشعه رونتگن را جذب می کند سفید تر به نظر می آید.

۲- داخل نمودن اتم سنگین، که وزن اتمی بلند داشته باشد.

چون اشعه رونتگن ذریعه الکترونها جذب می شود لذا اگر به اطراف جسم تحت مطالعه مرکبی از اتم های که تعداد زیاد الکترونها دارد زرق گردد، چون این مرکب اشعه رونتگن را بیشتر جذب می کند، آن قسمت مقابل فلم سفید میماند و جسم چون اشعه رونتگن را هم جذب میکند، یعنی اشعه رونتگن از آن بیشتر عبور نموده فلم را سیاه می سازد. این ماده را ماده کثیفه یاد می کنند.

متأسفانه اتم های که دارای تعداد زیادی الکترون اند سمی (زهری) می باشند به استثنای آیودین (I_2). لذا تنها مرکبات آیودین بحیث ماده کثیفه استعمال میگردد. هم چنان باریم سلفیت که یک ماده غیر منحل است و در جهاز هضمی جذب نمی شود لذا میتواند بحیث ماده کثیفه در مطالعه جهاز هضمی استعمال شود. برای مطالعه جهاز هضمی ۱۰۰ گرام باریم سلفیت در 250 cc آب یکجا نموده به مریض میدهند وقتی که باریم سلفیت از مری عبور می نماید رادیو گرافی قسمت های مختلف جهاز هضمی ممکن میگردد. اگر کتله

سرطان در مری موجود باشد مری باریکتر به مشاهده میرسد و قسمت های متباقی وسیعتر دیده می شود. از ساختمان اتم آیودین (I_2) معلوم است که مرکبات آیودین باید اشعه رونتگن را به خوبی جذب نماید. چون آیودین سمی نیست و مقدار اضافی آن به زودی توسط گرده ها طرح میگردد. پس اکثر مواد کثیفه که در وجود زرق میگردد مرکبات آیودین اند. [۲۹، ۱۰، ۶]

میلوگرافیک (Myelographic) :

برای رادیوگرافی نخاع از (Lipiodal) و (Pantopaque) که مرکبات منحل در شحم ایود اند استفاده به عمل می آید که مطالعه رادیوگرافی نخاع را Myelography می نامند. این مرکب را که در فاصله پرده های نخاع زرق می کنند جذب نشده و دفع هم نمیشوند با باقی ماندن در نخاع پرده های نخاع را تحریک میکنند.

التراسلپانوگرافی (Ultra Salpano graphy) :

مطالعه رادیوگرافی رحم را (U.S.G) مینامند. یکی از مرکبات آیود را از طریق مجرا در رحم زرق کرده و بعد از آن رادیوگرافی نموده چگونگی آن را تشخیص میدهند.

(Angio Graphy and Phlebo Graphy) :

انجیوگرافی و فلیبوگرافی

رادیوگرافی شریان ها و وریدهای یک ناحیه را میگویند. برای این منظور محلول را از مرکبات آیود تهیه کرده و در یکی از شریان های اصلی به سرعت زرق میکنند و بعد از یک یا دو ثانیه از شروع

زرق محلول کلیشه Angiography و تقریباً بعد از سه الی چهار ثانیه کلیشه Phlebo Graphy تهیه میکنند. و از این طریق تغییر شکل و امتداد رگهای ناحیه مربوط را معاینه میکنند. تذکر باید داد که وسیله مهم مطالعه مغز از طریق Angio-Gra.phy ممکن است. برای مطالعه حفره های قلب و شراین آن جهت رادیوگرافی، ابتدا در بازوی دست راست مریض ادویه از محلولات آیدود را زرق کرده و بعداً کلیشه رادیوگرافی اخذ میکنند. این مطالعه رادیو گرافی را Angio Cardio Grahpy مینامند. [۶، ۸، ۱۵]

مسائل

۱. قابلیت نفوذ اشعه رونتگن مربوط به چیست؟
۲. کدام مواد اشعه رونتگن را بیشتر جذب مینماید؟
۳. رادیوگرافیک و رادیواسکوپیک چیست با هم چی مربوطیت دارند؟
۴. تصاویر رادیو شناسی در حقیقت چی هستند؟
۵. خوبی یک تصویر رادیو شناسی به کدام عوامل مربوط است؟
۶. یک فلم رادیو گرافی از چند قسمت تشکیل شده است؟
۷. چرا باید در ساختن فلم های رادیو گرافی دقت به عمل آید؟
۸. چند نوع فلم را می شناسید؟
۹. صفحه یک فلم رادیو لوژی در مقابل نور چگونه است؟
۱۰. صفحات تقویت کننده چه وظیفه دارد؟
۱۱. هر صفحه تقویت کننده دارای چند قشر تشخیصی است؟
۱۲. اتاق تاریک کدام لوازم و تجهیزات ضروری میباشد؟
۱۳. لوازم مهم رادیوگرافی را معرفی کنید؟
۱۴. چه گونه قسمت های بدن بطور مصنوعی در رادیوگرافی تشخیص میگردد؟
۱۵. برای رادیوگرافی اعضای مختلف بدن بیشتر از کدام اتم ها استفاده به عمل میآید چرا؟
۱۶. مواد کثیفه مهم که در رادیو گرافی در وجود زرق میگردد کدام اند؟
۱۷. برای مطالعه رادیو گرافی رحم از کدام مرکبات استفاده به عمل میشود؟
۱۸. چرا مواد کثیفه بیشتر از ایودین استفاده میشود؟

فصل نهم

اتم رادیواکتیف و کاربرد آن در طبابت

معلومات عمومی:

فزیک طب هستوی یک شاخه از طب و تصویر برداری طبی بوده و میتوان آن را تقریباً کار برد روشهای هسته رادیواکتیف در تشخیص و تداوی امراض تعریف کرد. طب هستوی از بسیاری مودل های تصویر برداری دیگر فرق دارد به قسمیکه این آزمایشات اساساً وظایف فزیولوژیک سیستم های مورد مطالعه را بیشتر از اناتومی آن تحت بحث قرار میدهد. آزمایشات تشخیصی در طب هستوی طریقه های را که عضویت پتالوژیک اند که با مواد مختلف بقسم مختلف عمل مینماید تحت مطالعه قرار میدهد. گر چه در حدود چند سال است که طب هسته ای به عنوان یک تخصص طبی شناخته شده ولی بیش از ۶۰ سال قبل برای نخستین بار $^{226}_{90}\text{Ra}$ جهت تداوی سرطان و از ایود رادیواکتیف اولین بار قبل از جنگ جهانی دوم در تشخیص امراض تیروئید استفاده شد. روشهای استفاده از هسته رادیواکتیف را میتوان به سه بخش بزرگ تقسیم کرد که بزرگترین آنها بخش روش تشخیصی است. مانند تصویر برداری از اعضای بدن که در آن یک هسته رادیواکتیف با ترکیب کیمیاوی مناسب بمریض تجویز و توزیع آن در بدن بوسیله فلم در خارج بدن به اثر تاثیر شعاع به فلم تعیین میگردد. درین روش بر علاوه بدست آوردن تصویر ساده از یک عضو

و یا تمام بدن معلومات در مورد عملکرد برخی اعضا مانند غده تیروئید و کلیه ها فراهم میگردد .

بخش دوم طب هسته ای که همه روزه بر اهمیت آن افزوده میشود ، اینکه ماده رادیواکتیف به مریض تجویز نشده ، بلکه از تکنیک های آن برای اندازه گیری غلظت هورمون ها ، ادویه جات طبی و سایر موارد مهم چون خون و انساج استفاده بعمل میآید . تصویر گیری از اعضا بوسیله هسته رادیواکتیف تنها روشی نیست که در آن از شعاع استفاده میشود ، بلکه رادیولوژی قدیمترین روش و توموگرافی محوری کمپیوتری جدید ترین روش تصویر گیری با استفاده از شعاع هستند . در تمام روشهای تحقیقاتی برای کسب اطلاعات تشریحی با درجه حساسیت و قدرت تفکیک متفاوت استفاده میشود . هر تکنیک کار برد بخصوص دارد و بطور کلی اطلاعاتی که درین روش حصول میشود بیشتر مکمل یکدیگر اند . [۱۰]

رادیواکتیف تابش خود به خودی ذرات یا امواج الکترومقناتیسی از هسته یک اتم است . این خاصیت مربوط بعضی از اتمهای عناصر نا پایه دار میباشد که به طور دایم شعاع خارج میسازد و غالباً "نمبر اتمی هسته فرق کرده جنس هسته تغییر میکند . هسته های که دارای این خاصیت میباشد هسته رادیواکتیف و شعاع که از هسته عناصر رادیواکتیف خارج میگردد شعاع رادیواکتیف اند . هسته بعضی از عناصر به طور طبیعی رادیواکتیف اند که به نام عناصر رادیواکتیف طبیعی یاد

میشود مانند یورانیوم و رادیم . ولی هسته بعضی عناصر به طور مصنوعی شعاع ساطع میکنند که رادیواکتف مصنوعی یاد میگردد .

در طب تابش های که میتوانند برای تغییر هسته یک عنصر و رادیو اکتیف کردن آن بکار میروند بسیار اند. بطورمثال شعاع پروتون، نیوترون و دیوترون میتوانند این کار را انجام دهند. چون استعمال نیوترون در رادیو اکتیف کردن آسان و ارزان است، از این سبب این شعاع بیشتر بکار میرود. مطالعه و پژوهش های طبی و بیولوژیک بوسیله مواد رادیو اکتیف بعد از کشف رادیواکتیف مصنوعی در سال 1934 توسط ژورژ هوزی (George Hevesy) شروع شد.

مهمترین کاربرد مواد رادیواکتیف در طبابت آنالیز و بررسی عناصر کمیاب مانند انتیمون Sb ، مولیبدن Mo ، نکل Ni ، مس Cu ، سیلینوم Se و غیره در بدن است. بررسی های گسترده ای نیز در باره تغییر کمی این عناصر و وابستگی این تغییرها با مریضان انجام شده است. این روش ها امکان میدهد که از راه مقایسه با یک معیارستندرد و اندازه های بسیار کوچک و دقیق یک عنصر به قسم Invitor برآورد و تغییر آن را اندازه گرفت. از مواد رادیواکتیف در ساحه طبابت بمنظور و اهداف ذیل استفاده بعمل می آید.

— برای تشخیص امراض.

— برای تداوی امراض.

— تولید ادویه.

— در امور تحقیقی و پژوهشی بیالوژی. [۶، ۹، ۲۱]

۹-۱. تاریخچه عناصر رادیواکتیف

در سال ۱۸۷۶ دوسن و کتور^۱ به وجود رادیواکتیف پی برد ولی در یافت که امولایون^۲ کلور نقره در موجودیت نمک یورانیم تولید غبار مینماید. در سال ۱۸۹۶ هانری بکرل^۳ همان اثر را مشاهده و سر انجام در سال ۱۸۹۸ ماری کیوری^۴ در یافت که علت این پدیده نفوذ شعاع است که از یورانیم^۵، رادیوم^۶، پولونیوم^۷ (دو عنصری که نامبرده کشف کرد) تابش میشود. وی همچنین در یافت که برخی تابش ها دارای ویژه گی های شعاعی است که در سال ۱۹۹۵ توسط رونتگن کشف شده بود در سال ۱۸۹۹ رادر فوردر نشان داد که دو نوع شعاع از نمک های یورانیم پخش میشود که آنها را الفا α و بتا β نام گذاشت. در سال ۱۹۰۸ کیوری و ویلارد شعاع موجی را کشف و آن را گاما γ نامید. [۱۵]

¹ De Suint Vector

² Emul

³ Antonic Henri Becquerel (1852-1908) عالم فرانسوی

⁴ Mari Skiowd awake (1867-1934) عالم فرانسوی

⁵ $^{234}_{92}\text{U}$ Uranium

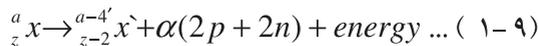
⁶ $^{226}_{90}\text{Ra}$ Radium

⁷ $^{210}_{84}\text{Po}$ Polonium

۲-۹. اتم رادیواکتیف

برای اینکه هسته یک اتم ثابت باشد باید تعداد پروتون و نیوترون آن یک تناسب معین داشته باشد. اگر هسته اتم طوری باشد که تعداد پروتون آن از تعداد لازم زیاد باشد و یا تعداد نیوترون آن از اندازه لازم بیشتر باشد آن هسته ثابت نبوده خود به خود تجزیه میشود. اتمی که هسته آن تجزیه میشود رادیواکتیف گفته میشود. عناصری که کتله اتمی آن از ۲۰۹ و نمبر اتمی آن از ۸۳ بالا تر باشد بطور طبیعی رادیواکتیف هستند. اما برخی عناصر طبیعی مانند ^{40}K طبیعت رادیواکتیوی دارند. هسته اتمهای که ثابت نیستند به طریق ذیل می شکند:

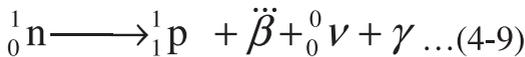
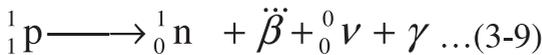
۱- اتمهای که بیشتر از ۸۳ پروتون در هسته دارند این اتمها ثابت میشوند، اگر تعداد پروتون هسته شان کمتر و یا مساوی ۸۳ گردد. لذا هسته آن ها پارچه شده دو پروتون و دو نیوترون یک جا از هسته اتم به سرعت فوق العاده زیاد خارج میگردد. این پارچه که عبارت از هسته اتم هیلوم He است به نام شعاع (α) یاد میگردد.



عموماً وقتیکه یک شعاع الفا (α) از یک هسته با انرژی متوسط 7Mev خارج میشود انرژی هستهء باقیمانده زیاد بوده و این انرژی به شکل یک موج الکترومقناطیسی یا فوتون از هسته خارج میگردد که به نام شعاع گاما γ یاد میشود. در حقیقت شعاع گاما γ و

شعاع X یک چیز بوده تنها فرق شان در این است که شعاع گاما γ از هسته اتم منشاء دارد در حالیکه شعاع X از الکترون های خارج اتم منشاء میگیرد.

۲- اتمهای که کمتر از ۸۳ پروتون دارند ، اما تعداد نیوترونها نسبت به پروتونها بیشتر است. این هسته ها وقتی ثابت میشوند که یا تعداد نیوترون شان کم شود یا اینکه تعداد پروتون شان زیاد گردد. درینصورت در داخل هسته نیوترون به یک پروتون و یک الکترون تجزیه شده و الکترون آن با یک سرعت زیاد از هسته خارج میشود که بنام شعاع بیتا (β) یاد میشود. در نتیجه در هسته یک پروتون زیاد میگردد و یک نیوترون کم میشود. در بعضی هسته ها انرژی هسته حاصل شده زیاد بوده و این انرژی اضافگی به شکل شعاع گاما (γ) از هسته خارج میشود.



۳. اتمهاییکه از ۸۳ پروتون کمتر دارند ، اما تعداد پروتون نسبت به نیوترون در هسته شان از اندازه لازم بیشتر است، این هسته ها وقتی ثابت میشوند که تعداد پروتون شان کم شود و یا نیوترون زیاد گردد که این حادثه به دو طریق صورت میگیرد. [۱۰]

الف: از هسته اتم یک پروتون بیک نیوترون و یک پوزیترون

تجزیه و پوزیترون از هسته خارج میشود که بنام شعاع بیتا مثبت β^+ یاد

میگردد. در نتیجه در هسته اتم یک پروتون کم شده و یک نیوترون زیاد میگردد. بعضاً انرژی این هسته از اندازه لازم زیاد بوده و انرژی اضافگی را به شکل شعاع γ پخش میکند.

ب: بعضاً هسته اتم از مدار K یک الکترون را جذب میکند که این الکترون با یک پروتون هسته یکجا شده نیوترون را تشکیل میدهد که این حادثه بنام K Capture یاد میشود. نتیجه KC هم کم شدن یک پروتون در هسته و زیاد شدن یک نیوترون در آن میا شد. اما جای الکترون در مدار K خالی مانده هنگامیکه یک الکترون از مدارهای بیرونی این مدار را پر سازد انرژی خود را به شکل X-ray منتشر می سازد که قبلاً توضیح گردیده است. [۱۷، ۱۵]

۹-۳. مشخصات و خواص اشعه رادیواکتیف

الف - اشعه الف (α) :

یک نوع تجزیه رادیواکتیف بوده که در آن هسته یک اتم ذره الف را از طریق قوه الکترومقناطیسی خارج میسازد طبق معادله (9-3) جنس اشعه α هسته اتم هیلویم است که از دو پروتون و دو نیوترون تشکیل یافته است و اولین مرتبه این موضوع توسط رادرفورد کشف شد. کتله آن 4 amu ، چارچ برقی آن 2+ علامت اختصاری آن ${}^4_2\text{He}$ یا ${}^4_2\alpha$ و یا فقط الف α است. انرژی اشعه الف بین 4 تا 10mev تغییر میکند. سرعت اولیه آن هنگام خروج از هسته

⁸ Alfa emission

1.4×10^9 تا 2.2×10^9 cm/s است. برد آن در هوای OC^0 و فشار $1at$ در حدود $0.3 - 8.6$ cm و در آب یا انساج در حدود چند میکرون است. (برای اشعه الفا با انرژی $1mev$ در حدود 6μ و اشعه الفا با انرژی $5mev$ در حدود 36μ .) بنابراین اشعه الفا توسط پوست (ضخامت در حدود چند میکرون) جذب میشود. خطر این اشعه قابل اغماض است ، یعنی از طریق پوست سالم نمیتواند نفوذ کند . اشعه الفا و به طور کلی تمام شعاع رادیواکتیف دارای دو خاصیت عمده میباشد. ایونایزیشن (Ionization) و ایجاد برانگیخته گی (Excaitation).

قابلیت نفوذ این اشعه بسیار کم است . یک ورقه نازک کاغذ میتواند تمام اشعه الفا با انرژی متوسط را جذب کند . طیف اشعه الفا مونو انرژیک است ، یعنی ذرات الفا که از یک هسته خارج میشوند همگی دارای یک انرژی و یک برد میباشند. [۳۶]

تجزیه اشعه بیتا (β -ray) :

یک نوع تجزیه رادیواکتیف بوده که در آن یک ذره بیتا یک الکترون و یا یک پوزیترون آزاد میکند . در صورتیکه الکترون آزاد سازد اشعه بیتای منفی و در صورتیکه پوزیترون آزاد سازد اشعه بیتای مثبت یاد میشود .

ب- اشعه بیتای منفی^۹ ($\bar{\beta}$ -ray) :

جنس این اشعه الکترون است. کتله آن در مقیاس هسته ای صفر و چارچ برقی آن ۱- می باشد. علامت اختصاری اشعه بیتای منفی e^- یا ${}^0_{-1}\beta$ بوده سرعت این اشعه بین صفر و تانزدیک سرعت نور تغییر می کند. انرژی ذرات بیتا بین $0.02 - 3\text{mev}$ بوده برد آن در هوا در حدود چندین سانتی متر و در آب و انساج در حدود چند ملی متر است. این اشعه از نظر حفاظت خطر خارجی دارد، یعنی از راه پوست به بدن نفوذ می کند. خاصیت ایونیزاسیون بیتا به مراتب از اشعه الفا خطر کمتر دارد. بالعکس قدرت نفوذ آن به طور متوسط ۱۰۰ برابر از اشعه الفا بیشتر است. المونیم حاجب خوبی برای اشعه بیتا است یک و رقه المونیم به ضخامت 1mm بخوبی میتواند اشعه بیتا را متوقف سازد. طیف اشعه بیتا حاصل از عناصر رادیو اکتیف مونو انرژی یک نیست و دارای طیف پیوسته می باشد.

ج- اشعه بیتای مثبت (β^+ -ray)

اشعه بیتای مثبت مانند پوزیترون بوده که ضد ماده الکترون می باشد عمر آن کوتاه و در حدود

10^{-7}sec است. کتله پوزیترون برابر با کتله الکترون و چارچ

برقی الکترون با علامت مثبت است و در مقیاس اتمی کتله پوزیترون صفر و چارچ آن +۱ و علامت اختصاری آن ${}^0_{+1}e$ یا ${}^0_{+1}\beta$ می باشد. به

⁹ Beta emission

علت کوتاهی عمر سایر مشخصات این اشعه تعیین نشده است و حدس زده میشود که مانند الکترون باشد.

د- اشعه گاما $(\gamma\text{-ray})$

یک نوع تجزیه رادیواکتیف بوده که در آن یک هسته تنه شده فوتون گاما با انرژی زیاد را آزاد میسازد. این اشعه زمانی تولید میشود که هسته متحمل یک تغییر از حالت با انرژی زیاد تر به حالت انرژی کمتر شود.

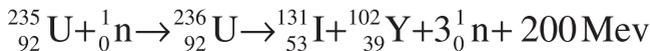
جنس اشعه گامای رادیواکتیف امواج الکترومقناطیسی میباشد، یعنی از جنس نور است ولی با طول موج بسیار کوتاه (طول موج آن از 10^0 تا $0.001A^0$ تغییر میکند). کتله آن در مقیاس اتمی صفر، سرعت آن برابر به سرعت نور، چارچ برقی آن صفر و علامت اختصاری فوتون گاما ${}^0\gamma$ میباشد. انرژی آنها از $10\text{keV} - 10\text{Mev}$ تغییر میکند. برد آنها خیلی زیاد، در هوا در حدود چندین مترو در آب و انساج در حدود چندین سانتی متر است. صدور این شعاع باعث تغییرات هستوی نمیشوند، در مواد رادیواکتیف طبیعی با ذرات الفا و بیتا توأم منتشر میگردد. از بدن انسان به خوبی عبور میکند. از همین خاصیت میتوان برای عکس برداری از اعضای داخلی بدن استفاده نمود، که آن را گاما رادیو گرافی مینامند. اشعه گاما برای انسان یک خطر واقعی خارجی بوده از لحاظ حفاظت این موضوع حایز اهمیت است. هنگامی که انفجارات اتمی رخ میدهد اشعه گامای

¹⁰ Gama emission

حاصله از آن ها تا چند صد متر و حتی چند کیلو متر دور تر از محل انفجار نیز خطرناک است. خاصیت ایونیزیشن و برانگیختگی در اشعه گاما نیز وجود دارد. اما برعکس قدرت نفوذ این اشعه بیشتر از اشعه الفا و بیتا است. طیف اشعه گاما مانند الفا مونو انرژی تیک ، یعنی تمام فوتون های گامای حاصله از یک عنصر رادیواکتیف دارای انرژی یکسان هستند. [۱۸]

۹-۴ . انشقاق هسته ای^{۱۱}

در این حالت هسته خود به خود به دو بخش تقسیم می شود . این تغییر در هسته های بسیار سنگین و جای که قوه دافعه پروتون ها اندکی بیشتر از قوه جاذبه لازم برای نزدیک کردن پروتون ها است انجام میگردد . از این سبب افزودن انرژی که نیوترون میتواند به هسته بدهد ، باعث انشقاق هسته بدو بخش کوچکتر میگردد. در این انشقاق بیش از ۲۰۰ رادیواکتیف با کتله اتمی از ۷۰ - ۱۶۰ بوجود می آیند که تعداد از آنها در طب کار برد وسیع دارد، که چند نمونه آن در زیر یاداشت میگردد:

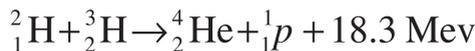


^{۱۱} Nuclear fission

اگر این تعاملات در کتله از U به شکل زنجیری انجام گیرد انفجار هسته ای (بمب اتمی) و اگر تعاملات به قسم کنترل شده انرژی آزاد کند ریکتور اتمی نامیده میشود. ریکتور های اتمی به علت تولید نیوترون فراوان برای ساختن مواد رادیواکتیف مصنوعی که در ساحه طبابت کاربرد دارند به کار میروند.

۹-۵. ترکیب هسته ای^{۱۲}

ترکیب هسته ای حالتی است در آن هسته های سبک ترکیب میشود تا هسته های سنگین تری را بسازند و مانند انشقاق هسته ای ترکیب یا تعامل هسته ای انرژی تولید میکند. حالت ترکیب هسته ای حالتی است که آفتاب بر پایه آن انرژی ایجاد میکند. تعاملات که در آن ترکیب های اتمهای هایدروجن انجام می پذیرد، حرارتی نزدیک به چند میلیون درجه سانتی گراد نیاز دارد ، برخی از این تعاملات عبارتند از :



اگر چنین تعاملات بتواند کنترل شود مساله انرژی در جهان حل خواهد شد ، ولی این کار مشکل است. تا اکنون چندین آزمایشگاه توانسته به ترکیب هسته ای لحظه ای برسند ولی قادر به نگهداری و

¹² Nuclear Fussion

ادامه آن نشده اند. این تعاملات منبع عمده تولید انرژی هسته ای اند و بمب هایدروجنی نیز شامل این نوع تعاملات میباشد . [۱۰ ، ۲۱]

۹-۶ معادلات دگرگونی^{۱۳} (استحاله ای)

نخستین بررسی های رادیواکتیف نشان داد که هر رادیوایزوتوپ (هسته ناپایدار) باویژه گی های میزان دگرگونی آن شناخته میشود . هر گاه توازن تعداد پروتون و نیوترون در هسته برهم خورده یعنی به اندازه نباشد تا یک هسته ثابت را به میان آورد، در آنصورت آن هسته شکسته و بعضی پارچه ها مقدار انرژی به شکل موج الکترومقناطیسی از هسته خارج میشوند که این حادثه را دگرگونی یا متلاشی یاد میکنند و ماده مذکور بنام ماده رادیو اکتیف یاد میگردد. میتوان نشان داد که نسبت اتمهای در حال دگرگون $\frac{dN}{dt}$ متناسب است . N تعداد اتمهای موجود برای دگرگونی شدن است. اگر تعداد دگرگونی با گذشت زمان Δt برابر به ΔN باشد بین N ، ΔN ، Δt رابطه ذیل موجود است.

$$\Delta N = - \lambda \Delta t \dots\dots (5 - 9)$$

$$dN = - \lambda N dt \dots\dots (6 - 9)$$

$$\frac{dN}{dt} = - \lambda N \dots\dots (7 - 9)$$

نسبت $\frac{dN}{dt}$ اکتویته یا فعالیت دگرگونی شدن هسته های ناپایه دار یا فعالیت شعاع دهی نام دارد و بر حسب دگرگونی در واحد زمان

نمایش داده میشود. علامه منفی نشان دهنده این است که دو کمیت dN و N در طرفین فارمول در دو جهت مخالف سیر میکنند. dN با گذشت زمان اضافه میگردد حال آنکه N با گذشت زمان تقلیل می یابد (تعداد کل اتمها با زمان کاهش می یابد). اگر λ را از معادله (۹-۱) بدست آوریم:

$$\lambda = \frac{\Delta N}{N} \times \frac{1}{\Delta t} \dots\dots (8-9)$$

ثابت λ نشان دهنده قسمتی از اتمهای است که در واحد زمان دگرگون میشوند، بنام ثابت متلاشی شدن یا دگرگونی می نامند. [۵، ۶، ۱۸]

معادله (۹-۲) را چنین نوشته میتوانیم:

$$\frac{\Delta N}{N} = -\lambda dt$$

بعد از انتیگرال گیری نوشته میتوانیم:

$$\text{Ln}N = -\lambda t + C$$

در زمان $t = 0$ تعداد اتمهای N را به N_0 نشان داده مینویسم که؛

$$\text{Ln}N_0 = C$$

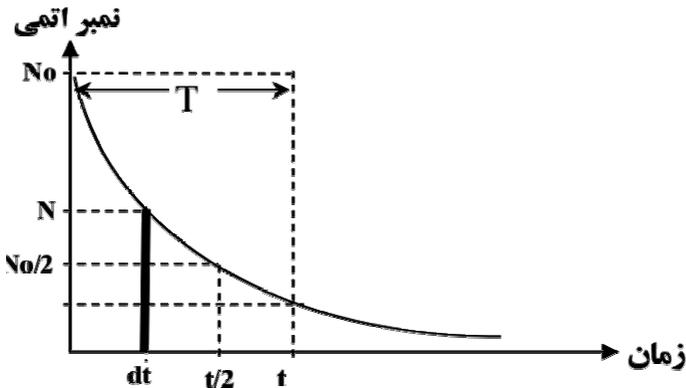
$$\text{Ln}N = -\lambda t + \text{Ln}N_0$$

$$\text{Ln}N/N_0 = -\lambda t$$

$$\frac{N}{N_0} = e^{-\lambda t}$$

$$N = N_0 e^{-\lambda t} \dots\dots (9-9)$$

منحنی آن یک منحنی اکسپوننسیل نزولی است که در شکل (۹-۱) نشان داده شده معادله (۹-۹) یک معادله اکسپوننسیلی یا نمای است و فورمول کلی دگرگونی مواد شده است. [9]



گراف (9-1) تغییر تعداد هسته های رادیواکتیف نظر بزمان. [9]

۹-۹ نصف عمر^{۱۴}

نصف عمر مواد رادیواکتیف عبارت از مدت زمانی است که در آن نصف اتمهای رادیواکتیف پارچه شده نصف دیگر آن باقی بماند. بعضی مواد رادیواکتیف به سرعت پارچه میشوند لذا نصف عمر کوتاه دارند بعضی ها که به بسیار آهستگی تخریب میشوند نصف عمرشان طویل است. رابطی که بین نصف عمر و ثابت دگرگونی مواد رادیواکتیف وجود دارد طور ذیل است.

¹⁴ Half Life

$$T_{1/2} = \frac{0.693}{\lambda} \dots (10-9)$$

در معادله (۹-۱۰) اگر یک کمیت معلوم باشد، کمیت دیگرش به آسانی محاسبه میشود. مثلاً "نصف عمر ^{131}I ۸،۰۶ روز است. ثابت دگرگونی مساویست به

$$\lambda = \frac{0.693}{T_{1/2}} = \frac{0.693}{8.06 \times 24 \times 60 \times 60}$$

$$\lambda \approx 10^{-6} \text{ sec}$$

وقتی گفته میشود که ^{131}I دارای نصف عمر 8.06 روز یا هشت ساعت است، چنین معنی میدهد که اگر امروز صد اتم دارد بعد از هشت روز پنجاه اتم، بعد از شانزده روز ۶ اتم باقی می ماند. یعنی بعد از هر هشت روز تعداد اتم های موجوده آن نصف میگردد. [۶، ۱۵]

۸-۹ عمر متوسط^{۱۵}

عمر متوسط برای بیان دگرگونی رادیواکتیف و اندازه گیری دوز در مریضان، فکتور مناسبی میباشد. چنین فرض میشود که تعداد اتمهای رادیواکتیف N_0 تازمانی λ ثابت میماند و پس از این زمان همه با هم دگرگون میشود. τ عمر متوسط است که با مساوی قرار دادن سطح زیر منحنی فرضی دگرگونی و مطابق شکل (۹-۱) بدست می آید. یعنی

$$N_0 \tau = \int_0^{\infty} N dt$$

$$\tau = \frac{1}{N_0} \int_0^{\infty} N_0 e^{-\lambda t} dt = \int_0^{\infty} e^{-\lambda t} dt$$

¹⁵ Mean Life

پس از انتیگرال گیری معادله فوق نوشته می‌توانیم:

$$\tau = \frac{1}{\lambda} = \frac{t_{1/2}}{0.693} \dots\dots (11-9) \quad \text{در نتیجه}$$

$$\tau = 1.44 t_{1/2} \dots\dots\dots (12-9)$$

یعنی عمر متوسط ۱،۴۴ چند نصف عمر است. [۹]

۹-۹. مواد رادیواکتیف

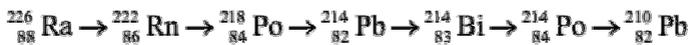
دو دسته مواد رادیواکتیف را می‌شناسیم:

۱- مواد رادیواکتیف طبیعی.

۲- مواد رادیواکتیف مصنوعی.

مواد رادیواکتیف طبیعی:

این مواد در طبیعت یافت میشوند و آنها به چهار سلسله تقسیم گردیده و دارای وزن اتمی بالا بوده و در اثر دگرگونیهای پی هم که در زمان های متفاوت انجام میشود سرانجام به عنصر پایدار (بیشتر سرب) تبدیل میگردد. طورنمونه رادیوم بعد از شش مرحله به ایزوتوپ پایه دار سرب تبدیل میشود.



مواد رادیواکتیف طبیعی به چهار گروه دسته بندی شده است:

۱- گروه یورانیم (Uranium).

سردسته این گروه ${}_{92}^{238}\text{U}$ با نصف عمر 4.5×10^9 سال و

تابش کننده اشعه الفابوده و پس از ۱۵ دگرگونی با نصف عمر متفاوت

به $^{206}_{82}\text{Pb}$ پایان می پذیرد. در این گروه عنصر $^{226}_{88}\text{Ra}$ با نصف عمر ۱۶۲۰ سال وجود دارد که از جمله مواد رادیواکتیف طبیعی است که کار برد پزشکی دارد و از آن در رادیوتراپی و درمان حفره های طبیعی بدن استفاده میشود.

۲- گروه اکتینیوم (Actinium).

سردسته این گروه $^{235}_{92}\text{U}$ با نصف عمر $7,10^8$ سال که پس از ۱۳ دگرگونی (λ) به $^{207}_{82}\text{Pb}$ پایدار تبدیل میشود میباشد.

۳- گروه توریوم (Thorium)

سردسته این گروه $^{232}_{90}\text{Th}$ با نصف عمر 1.4×10^{10} سال پس از ۱۱ دگرگونی به $^{208}_{82}\text{Pb}$ تبدیل میگردد است.

۴- گروه نپتونیم (Neptunium)

با $^{241}_{94}\text{Pu}$ آغاز و به $^{209}_{83}\text{Bi}$ پایدار پایان می پذیرد. کار برد آن در طب کمتر است. [۹، ۱۰]

مواد رادیواکتیف مصنوعی :

علاوه بر مواد رادیواکتیف طبیعی بیش از هزاران رادیوایزوتوپ های مصنوعی آن ساخته شده . مواد رادیواکتیف مصنوعی با تغییر نسبت اصلی n و p در یک هسته پایدار با روش های مناسب بوجود میآیند .

بیشتر مواد رادیواکتیفی که در طب کار برد دارند به قسم مصنوعی و بطریقه های گوناگون تهیه میشوند. این مواد در اثر بمباران هسته های پایدار مورد نظر با نیوترون های هسته سریع و همچنین ذرات چارچدار پر سرعت بدست می آیند. نیوترون ها در تولید مواد رادیواکتیف مصنوعی نقش اساسی دارند و از تولید کننده های نیوترون و یاریکتور ها بدست می آیند. ذرات چارچدار بیشتر به وسیله تعجیل دهنده های مانند سایکلوترون و یا تعجیل دهنده های خطی به



۹-۱۰. واحد مقدار ایزوتوپ

به پاس احترام مادام کیوری فرانسوی واحد مواد رادیواکتیف را کیوری می نامند. علامت اختصاری آن C یا Ci است. یک کیوری مقدار ماده رادیواکتیف است که در هر ثانیه 3.7×10^{10} اتم را تجزیه یا متلاشی می نماید. واحد دیگری نیز وجود دارد که کمتر معمول است و آن را رادرفورد می نامند که عبارت از فعالیت عنصر رادیواکتیفی اند که در یک ثانیه 10^6 دگرگونی داشته باشد. واحد بزرگتر از کیوری، کیلوکیوری (KCi)، میگاکیوری (MCi).

$$1\text{Ci} = 10^{-3} \text{KC}i = 10^{-6} \text{MC}i$$

$$1\text{curie} \cdots \text{or} \cdots 1\text{Ci} = 10^3 \text{mCi} = 10^6 \mu\text{ci} = 10^9 \text{nci}$$

واحد فعالیت منبع در سیستم SI بکرل (Becquerel) است که با علامت اختصاری Bq نشان داده میشود که عبارت از اکتیویته ماده ایست که تعداد دگرگونی آن در یک ثانیه ثابت باشد .

$$1\text{Ci} = 3.7 \times 10^{10} \text{ Bq}$$

منابع رادیواکتیف در حدود چند کیلو کیوری درشفاخانه ها برای تداوی با اشعه بکار میرود ، مانند بمب های کوبالت ۶۰ . منابع رادیواکتیف با مقادیر کوچکتر از ملی کیوری برای تداوی سرطان تیروئید و تیروتوکسیلوز و مقادیر در حدود چند میکرو کیوری برای کارهای تشخیص موارد استعمال دارد . از مقادیر در حدود نانوکیوری (nCi) و پیکوکیوری (pCi) در تحقیقات با مواد رادیواکتیف استفاده بعمل می آید. [۶، ۹، ۱۷]

۹-۱۱. کار برد مواد رادیواکتیف در طبابت

مواد رادیواکتیف در طبابت بیشتر بصورت مالیکول های نشاندار بکار میروند . یک مالیکول نشاندار، مالیکولی است که یک یا چنداتم آن را با اتمهای رادیواکتیف عنصر مورد نظر و یا اتمهای رادیواکتیف عنصر دیگر با ویژه گی مناسب جایگزین کرده باشند . یا عبارت دیگر مالیکول نشاندار عبارت از مالیکولی اند که یک یا چند اتم آن رادیواکتیف باشد . این مالیکول ها از نظر کیمیاوی و بیولوژیکی با مالیکول های معمولی یکی بوده و از نظر خواص فیزیکی به آنها متفاوت میباشد ، زیرا مالیکول های نشاندار تشعشع میکنند و میتوان این تشعشع را تشخیص و اندازه نمود . این مالیکول ها دارای

نصف عمر فیزیکی نه زیاد کوتاه و نه زیاد طولیل اند و در وقت استعمال شخص را مسموم نمیسازد. مثلاً جایگزینی آهن رادیواکتیف در مالیکول هیمو گلوبین و یا جایگزینی اتمهای رادیواکتیف آیودین در هارمونهای تیروئیدی نمونه نشاندار کردن است. اکتویته، ترکیب همان اکتویته رادیو ایزوتوپی است که برای نشاندار کردن بکار میرود.

رادیو ایزوتوپهای که بیک عضو وارد میشوند و یا در یک ترکیب کیمیای وجود دارند به وسیله شعاع تابشی خود، بویژه شعاع گاما قابل تشخیص و اندازه گیری هستند. این تابش ها به سادگی اجازه بدست آوردن اطلاعات را در باره روند های دینامیکی جذب، ترکیب، تبدیل و دفع را میدهند و در حقیقت بسیاری از مشکلات توسط این روند قابل حل هستند. روشهای کار برد مواد رادیو ایزوتوپ در طب را به گونه ای بسیار ساده بررسی میکنیم. [۱۰]

۹-۱۲. استفاده مواد رادیواکتیف برای تشخیص

مواد رادیواکتیف به هدف تشخیص بدلائل ذیل در طبابت استعمال

میشود:

- الف- شدت تشعشعات مواد رادیواکتیف به آسانی اندازه شده میتواند.
- ب- مقدار فوق العاده کم آن و محصولات بسیار رقیق آن بدقت تعیین مقدار میشود.
- ج: خواص کیمیای اتم رادیواکتیف مانند اتم های معمولی بوده و مانند آنها در تعاملات کیمیای حصه میگیرند.

د: چون شعاع گاما از انساج به آسانی عبور مینماید، لذا میتوانیم آنها را در بدن نیز تعیین مقدار نمائیم.

اکنون مواد رادیواکتیف و ساحات استفاده از آنها را در طب مورد مطالعه قرار میدهم.

۱- مطالعه حرکت مالیکول های یک ماده بخصوص در قسمت های اعضای مختلفه بدن

درینصورت یک عنصر رادیواکتیف مناسب نشان دار را از راه دهن یا زرق وارد بدن میکنند، و بعد توسط کنتورهای خاص حرکت مالیکول های نشان دار تعقیب میگردد.

۲- مطالعه میتابولیزم، ترمیم و تخریب یک عنصر در بدن درینصورت عنصر رادیواکتیف بصورت ترکیبات ساده از راه مناسب وارد بدن انسان و یا حیوان میگردد. در مورد انسان بوسیله کنتور سنتیلاسیون، موجودیت رسوب عنصر را در اعضای مختلف تعیین مینمایند و بدینوسیله میتوان کشف نمود که عنصر مذکور در کدام قسمت اعضای بدن بیشتر متمرکز شده است.

۱- تعیین حجم کلی خون:

اساس تعیین حجم خون روشی است که به تکتیک رقیق شدن معروف میباشد. درین روش مقداری از کرویات سرخ خون شخصی که بوسیله ماده رادیواکتیف معین نشان دار شده است انتخاب کرده یک سانتی متر مکعب از آن را در جلو کنتوری قرار داده تعداد شماره ها را در دقیقه معلوم میکنند (C_1). پس V_1 سانتی متر مکعب از آن

را در داخل ورید بازوی شخص که اندازه گیری حجم خون وی هدف میباشد زرق کرده ، مدت معین (از ۵ تا ۱۰ دقیقه) صبر کرده میشود تا خون زرق شده کاملاً با خون شخص مخلوط و رقیق شود . پس از ورید بازوی دست دیگر شخص مقدار V_2 سانتیمتر مکعب خون گرفته و یک سانتیمتر مکعب آن را در جلو همان کنتور قبلی با همان شرایط قرار داده تعداد شماره در دقیقه آن را معلوم میکنند (C_2) . اگر حجم کلی شخص را V_2 بنامیم شمارش کلی خون که به شخص زرق گردیده با شمارش حجم کلی خون شخص برابر است یعنی :

$$V_2 C_2 = V_1 C_1 \quad \dots (13-9)$$

$$v_2 = v_1 \frac{c_1}{c_2} \quad \dots (14-9)$$

برای تعیین حجم خون از البومین سیروم خون که به وسیله ^{131}I نشان دار شده و ^{32}P نیز میتوان استفاده نمود . فایده تعیین حجم خون از نظر کلینیکی ارزشیابی وضع مریضان قبل از عملیات و تعیین حجم خون در کم خونی ها ، در مریضی پولی سائیتیمیا (افزایش تعداد کرویات سرخ خون در هر mm^3 به 20 میلیون) و در سوختگی ها است.

۴- تعیین عمر کرویات سرخ خون:

ممکن است افراد به علت های مختلف کم خون شوند که مهمترین

آنها عبارت اند از

- عدم تولید کرویات سرخ به حد کافی

- فقدان خون به دلیل خون ریزی ها

- خراب شدن کروویات سرخ خون در داخل بدن)

(Hemolysis) و غیره...

دو روش برای تعیین عمر کروویات سرخ خون وجود دارد، از جمله یک روش آن در ذیل بیان میگردد:

درین روش کروویات سرخ خون تولید شده را نشان دار میکنند و برای این منظور بیشتر از آهن 59 استفاده میشود. آهن $^{59}\text{Fe}^*$ رادیو ایزوتوپی است با نصف عمر فزیکتی 45.3 روز، نصف عمر بیولوژیکی 600 روز و نصف عمر مؤثر 42 روز بوده اشعه β و γ تولید میکند. اگر مقداری جزئی از آهن 59 در داخل ورید شخص زرق گردد عنصر مزبور در ظرف چند روز بصورت هیموگلوبین در کروویات سرخ تازه تولید شده وارد میشود. همچنان کروویات سرخ جدید وارد جریان خون شده و فعالیت خون به سرعت افزایش میابد. سپس برای مدت 100 روز فعالیت تقریباً ثابت باقی میماند. اگرچه در اثر دگرگونی فزیکتی فعالیت تغییر میکند ولی تصحیحات لازم برای اینگونه فعالیت عملی میگردد. پس از این مدت فعالیت رادیواکتیف خون تقلیل میابد به طور عادی در انسان سالم عمر کروویات سرخ در حدود 120 روز است.

۵- مطالعه میتابولیزم آهن:

بدن انسان بالغ دارای 4 تا 5 گرام آهن است که تقریباً 55% ازین مقدار در هیموگلوبین خون، 10 تا 20% در میوگلوبین و 20 تا

30% در کبد، طحال، کلیه و مغز استخوان بصورت ذخیره وجود دارد و مقدار بسیار کمی در حدود 1 تا 3% نیز در انزایم هایکه وجود شان برای تنفس حجره ضروری است موجود میباشد. آهنی که از راه غذا وارد بدن میشود در قسمت فوقانی روده کوچک جذب میگردد و باید به حالت Fe^{++} باشد تا بتواند جذب گردد. عوامل مانند ویتامین C در جذب آن تاثیر میگذارند، زیرا غذا آهن را به حالت Fe^{++} می آورند. تیزاب معده اثری بر جذب آهن ندارد اما احتمالاً به پراگندگی ذرات کلوئیدی آهن کمک نموده و جذب آنرا آسان میسازد. مردها مقدار کمی آهن را روزانه از راه مواد غایطه و پوست از دست میدهند. در حالیکه این مقدار در خانمها به علت دوره عادات ماهوار 2.5mg آهن در هر روز میباشد. وقتیکه آهن در حجرات مخاطی روده جذب گردد، وارد جریان خون شده و با پروتین موجود در پلازما بنام سیدروفیلین (Sidrophilin) می چسبد. در یک شخص عادی روزانه مقدار زیاد آهن از پلازما جدا و در مراکز خون ساز صرف سنتیز هموگلوبین میشود و مقداری نیز بصورت تشکیل فریتین با هموسدرین (Fe^{+++}) در کبد، طحال و مغز استخوان و دستگاه (Reticuloendothelial) ذخیره میگردد که در مواقع ضرورت بدن این آهن ذخیره شده میتواند آزاد شده و به مصرف برسد.

۶- مطالعات متابولیکی با $^{59}Fe^*$:

معمولاً فقط 10 تا 15% از دوز آهن تجویز شده از راه دهن در روده ها جذب میگردد و بقیه به وسیله مواد غایطه دفع میشوند ولی در

ناراحتی های خونی مخصوصاً کمبود آهن و کمخونی هیمولیتیک، جذب آهن افزایش میابد. در حدود 5 تا 20 میکروکیوری آهن رادیواکتیف را با 10 تا 20mg آهن غیر رادیواکتیف از راه دهن تجویز میکنند. سپس ادرار مریض را برای 4 تا 5 روز جمع آوری کرده فعالیت آهن رادیواکتیف را در آن اندازه میگیرند و بر حسب آن فیصدی آهن تجویز شده محاسبه نموده و از این طریق مقدار جذب آهن معلوم میشود.

۷- مطالعه غده تیروئید بوسیله ^{131}I :

آیودین در تشکیل هارمونهای غده تیروئید (Thyroid) شامل میباشد. تقریباً تمام آیودین بدن از طریق سیستم هضمی بوسیله غذا و یا آب وارد بدن میگردد. جایگاه دیگر آیود پوست است مثلاً وقتیکه مواد ضد عفونی کننده شامل آیود به پوست مالیده شود این عنصر از طریق پوست وارد بدن میگردد. مقدار آیودیکه روزانه وارد بدن میشود در حدود 100 میکروگرام و مقدار کل آیود موجود در بدن انسان 10mg است. که از جمله تقریباً 8mg در غده تیروئید میباشد. حتی هنگامیکه آیود از طریق غذا به قدر کافی به بدن نمیرسد، بدن ذخیره چندین ماه را داراست. آیود پس از جذب توسط خون در مایع خارج حجروی انتشار میگردد ولی قسمت عمده آن از راه خون به غده تیروئید رفته در آنجا ذخیره میشود. بعضی قسمت های دیگر بدن منجمله جدار مخاط معده، غده پستان و غیره نیز کمی آیود

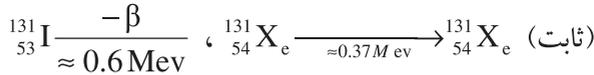
را جذب میکنند. تقریباً تمام دفع آیود از بدن بوسیله گرده ها از طریق ادار انجام میگردد ولی مقدار کمی آن از طریق عرق صورت میگردد. آیودیکه در ساختمان هارمون غده تیروئید شامل بوده و آنرا از سیروم خون گرفته به مالیکول هارمون داخل مینماید، در حالت بطی این عملیه با یک سرعت معین صورت میگردد. اگر فعالیت غده تیروئید از حالت طبیعی بیشتر باشد، مقدار هارمون از حالت طبیعی بیشتر ساخته میشود و به سرعت غده مذکور آیود را از سیروم جمع مینماید. در حالت طبیعی 30 تا 40% آیودین ^{131}I داده شده بعد از 24 ساعت در غده تیروئید جمع میشوند. در اشخاصیکه افزایش فعالیت غده تیروئید دارند در حدود 80% و در اشخاصی که این فعالیت کمتر است، کمتر از 80% آیودین رادیواکتیف داده شده در غده شان جمع میشود. استعمال آیود رادیواکتیف برای مطالعه تیروئید به سه اصل زیر استوار است:

۱- رادیوایزوتوپ ^{131}I در بدن کاملاً همانند ^{131}I (آیود پایدار) عمل میکند و غده تیروئید فرقی بین هردو نمیگذارد.

۲- مقدار آیودیکه برای آزمایش غده تیروئید تجویز میشود بسیار کم میباشد مثلاً در حدود $10\mu\text{c}$ از آیود که روزانه وارد بدن میشود کمتر است.

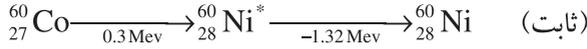
۳- بوسیله اشعه گامائی که میدهد در بدن قابل اندازه گیری است و در خارج بدن نیز از اشعه گاما و هم از اشعه بیتا آن را برای اندازه گیری میتوان استعمال نمود. ^{131}I دارای عمر فزیکتی 8 روز،

عمر بیولوژیکی 160 روز و نصف عمر متوسط آن 7.7 روز بوده و 8 نوع مختلف اشعه گاما و 4 نوع مختلف اشعه بیتا تولید میکند. آیودین 131 به طریق ذیل می‌شکند.



۸- مطالعه کم خونی با استفاده از ویتامین B₁₂:

برای رشد عادی کروویات سرخ خون در مغز استخوان وجود ویتامین B₁₂ نهایت ضروری است. در عدم ویتامین B₁₂ کم خونی ماکروستاتیک (یعنی کم خونیکه در آن کروویات سرخ خیلی بزرگ از حد معمول هستند) پدید می‌آید. اشخاصیکه ویتامین B₁₂ غذای خود را به نسبت نداشتن intrinaic factor در معده شان جذب نتوانند به کم خونی مبتلا میشوند که بنام کم خونی Pernicious (Anemia) یاد میشود. اگر به این اشخاص 0.5 میکروگرام ویتامین B₁₂ را که با 0.5 تا 1 μc (میکرو کیوری) کوبالت 60 (که فعلاً به جای ⁶⁰Co کوبالت 58 بکار می‌برند) نشاندار شده از راه دهن به مریضیکه 12 ساعت غذا نگرفته تجویز و مواد غایطه را برای مدت 72 ساعت جمع آوری کرده فعالیت رادیواکتیف را با کونتر مناسبی اندازه میگیرند و با فعالیت نمونه تجویز شده مقایسه مینمایند. اگر شخص سالم باشد 50% از ویتامین تجویز شده در مواد غایطه وجود دارد. در صورت کم خونی پرنسیوز 85 تا 100% ویتامین B₁₂ در مواد غایطه است که این علامت جذب نشدن ویتامین B₁₂ میباشد. کوبالت 60 رادیواکتیف به طریق ذیل می‌شکند:



۹- تشخیص سرطان معده:

تشخیص به موقع سرطان معده از نظر طبابت حایز اهمیت زیادی است. چون تمورهای معده ${}^{32}\text{P}^*$ را نسبت به انساج سالم خوب جذب میکند (30 تا 500 مرتبه بیشتر از انساج سالم اطراف). دوز معادل 5 تا 10

میکروکیوری برای هر کیلوگرام وزن بدن ${}^{32}\text{P}^*$ در داخل عضله زرق میکنند. 6 تا 48 ساعت بعد از زرق یک کونتر گایگر (Geiger Counter) کوچک را که اطراف آن پوشانده شده (به جز 5mm آن باز است) است از راه دهن وارد معده میکنند (محل ورود با اشعه روشن کنترل میشود). به این طریق توانسته اند به علت زیادتر بودن فعالیت در ناحیه که مشکوک به تمور سرطانی است از زمره 75 مریضی تحت مطالعه 58 آنرا تشخیص بدهند. برعلاوه مواردیکه از مواد رادیواکتیف استفاده میشود مختصراً به آن افزوده میشود اینکه:

- برای مطالعه سیستم هضمی از مواد رادیواکتیف استفاده به عمل می آید که مهمترین آن ${}^{131}\text{I}^*$ است.
- برای مطالعه بیماری کبد از رادیواکتیف ${}^{131}\text{I}^*$
- مطالعه هضم و جذب پروتین ها از رادیواکتیف ${}^{131}\text{I}^*$
- اندازه گیری آب کل بدن و آب خارج الحجروی از ${}^{131}\text{I}^*$ ترمیم ${}^3\text{H}^*$
- آب خارج الحجروی از ${}^{24}\text{Na}^*$ و ${}^{14}\text{C}^*$
- مطالعه عمل کلیه ها از ماده رادیواکتیف ${}^{131}\text{I}^*$. [۱۷، ۱۰، ۹، ۶]

9- 13. استعمال مواد رادیواکتیف در تداوی

چون شعاع رادیواکتیف سبب مرگ حجرات میگردد به این سبب در تداوی استعمال میشود. علاوهً چون حجرات سرطانی بیشتر به تشعشع حساس اند لذا در تداوی سرطاناتها مواد رادیواکتیف بیشتر استعمال میگردد.

برای تداوی مواد رادیواکتیف را از راه دهن یا زرق تجویز میکنند. ماده رادیواکتیف در عضو مورد نظر رسوب کرده و حجرات را تحت تاثیر بمباران اتمی قرار میدهند. مواد رادیواکتیف که در تداوی داخلً تطبیق میگردد و یا بداخل انساج گذاشته میشود عبارتند از ^{131}I ، ^{32}P ، ^{198}Au ، ^{192}Ir ، میباشند.

وعده که خارجاً تطبیق میگردد مانند ^{90}Sr ، ^{32}P و یا Teletherapy ذریعه ^{60}Co ، ^{137}Cs اند.

اینک عناصر مهم رادیواکتیف که در تداوی بکار میروند مطالعه مینمائیم.

۱- آیودین $^{131}\text{I}^*$:

برای تداوی فرط فعالیت غده تیروئید و سرطان غده تیروئید استعمال میگردد. برای تداوی فرط فعالیت غده مذکور 10 الی 25mc و برای تداوی سرطان غده مذکور 200mc آیودین ۱۳۱ (^{131}I) داده میشود. ناگفته نماند که بعضی سرطاناتهای غده تیروئید وجود دارد که I را جمع نمیکند لذا ذریعه ^{131}I تداوی شده نمیتواند. اگر سرطانی که آیودین را جمع نماید منتشر هم شده باشد ذریعه ^{131}I

تداوی شده میتواند زیرا بهر جائیکه منتشر است آیود را جمع کرده و تخریب میگردد.
۲- استعمال $^{32}\text{P}^*$:

$^{32}\text{P}^*$ رادیواکتیف بوده و شعاع β^- از آن خارج میگردد. اگر در داخل حجره وجود داشته باشد شعاع آن باعث تخریب حجره میگردد و بعضی اشخاص مبتلا به مرض میگردند که مغز استخوان شان مقدار زیادی کرویات سرخ خون میسازند و لزوجیت خون شان زیاد شده سبب مرگ شان میگردد. اگر ^{32}P به این مریضان زرق گردد در مغز استخوان شان جمع شده و حجرات را که کرویات سرخ میسازند تخریب نموده مرض شان بهبود میابد.
۳- استعمال ایریدیوم ^{192}Ir (^{192}Ir):

^{192}Ir رادیواکتیف بوده شعاع γ ، β ، از آن خارج میشود. این ماده در بین تیوب های نازک نیلونی یا پلاستیکی بصورت سر بسته وجود داشته و ذریعه عمل جراحی آن را در بین کتله سرطان برای مدت معین غرض مینمایند. بدین طریق مریض بهبودی حاصل میکند.
۴- استعمال ^{198}Au :

^{198}Au رادیواکتیف بوده شعاع γ ، β ، از آن خارج میگردد و جهت تداوی کتله های سرطان استعمال میشود.

۵- تطبیق خارجی ^{90}Sr و ^{32}P :

در بعضی سرطانهای سطحی مانند سرطان های جلد این دو مواد رادیواکتیف بصورت خارجی تطبیق میگردد. تشعشع آنها حجرات سرطانی را تخریب نموده سبب بهبودی کامل میگردد.

۶- $^{16}\text{Teletherapy}$ ذریعه ^{60}Co و ^{137}Cs :

از ^{60}Co شعاع γ با انرژی 1.17Mev ، 1.32Mev تولید میشود و شعاع نرم را منبع نمیشد. بناً برای سرطان های عمیق مانند سرطان مری و غیره استعمال میشود. چون نصف عمر ^{60}Co ، 5.2 سال است. بعد از 5 سال شدت آن نصف و بعد از 10 سال به $1/4$ میرسد . پس لازم است که عوض گردد . ازین سبب اقتصادی نیست. نصف عمر ^{137}Cs ، 30 سال است. اگر به عوض آن از ^{60}Co استفاده شود به تعویض آن مجبوریت پیدا نمیشود . اما نقص دارد که تشعشع آن انرژی کمتر داشته عمیق نفوذ نمیتواند. [۱۰، ۱۷]

14-9. دوا های مواد رادیواکتیف

همانگونه که قبلاً دیدیم ، عناصر رادیواکتیف و یا ترکیبات نشان دار شده یا رادیو ایزوتوپهای را میتوان بحیث دوا بکار برد که خواص

¹⁶ - منظور از $^{16}\text{Teletherapy}$ استفاده از شعاع γ عناصر رادیواکتیف بمنظور تداوی در سرطانها از راه دور است . برای این منظور در سال 1951 ، ^{60}Co در کانادا بکار رفت.

فیزیکی، کیمیاوی و بیولوژیکی آنها با شرایط حیاتی بدن مطابقت داشته باشد. ازین جهت میتوان آنها را بدون خطر به انسان تجویز نمود در صورتیکه ارزش تشخیص هم داشته باشد. این گونه ترکیبات را داروهای رادیواکتیف مینامند. این داروها برای مصرف انسانها (یا هر موجود دیگر مورد نظر) تهیه شده، نام مقدار، خواص درجه خلوص و سایر مشخصات آنها نیز از طرف کارخانه های تولید کننده مشخص و تضمین شده در اختیار مراکز تشخیص و تداوی قرار میگیرند. [۶]

تهیه هر گونه دواهای مواد رادیواکتیف را میتوان بدو قسمت اصلی تقسیم کرد:

- تهیه هسته های رادیواکتیف اولیه
 - تبدیل هسته های مواد رادیواکتیف اولیه به حالت کیمیاوی لازم برای استفاده دوائی.
- داروهای رادیواکتیف به سه روش زیر تهیه میگردد:
- سنتیز کیمیائی
 - بیوسنتیز
 - عکس العمل های تبادلی. [۹]

خواص داروهای رادیواکتیف:

یک رادیو ایزو توپ قابل مصرف در طبابت هستوی باید نیمه عمری بیشتر از یک ساعت و کمتر از چند ماه داشته باشد، زیرا

از یک طرف زمان لازم برای تهیه دارو باید در نظر گرفته شود و از طرف دیگر اثر زیان بخشی که توقف بیش از حد دارو در بدن برای وی دارد. انرژی شعاع صادره از این رادیو ایزوتوپ ها نیز نباید خیلی کم (کمتر از ۲۰ Kev) و یا خیلی زیاد (زیادتر از 600 Kev) باشد. زیرا شعاع با انرژی خیلی کم قادر به خروج از بدن نیست لذا از نظر تشخیص فایده ای ندارد. بهر حال هر داروی رادیو اکتیف قبل از مصرف باید از لحاظ بیولوژیکی، کیمیاوی و رادیو اکتیویتهی کنترل گردد.

کنترل داروهای رادیو اکتیف از نظر بیولوژیکی :

اکثر داروهای رادیو اکتیف معمولاً بصورت تزریق داخل وریدی مصرف میشوند. لذا باید عاری از ذرات خارجی، تعقیم و فاقد مواد تب آور باشند. برای تعقیم کردن این مواد از وسایلی مانند اتو کلاف استفاده کرد. البته ممکن است که مواد ضد میکروبی نیز به این دارو ها اضافه کرد و قبل از اضافه کردن ماده ای و یا گذاشتن دارو در اتو کلاف، میتوان با استفاده از روش میکروب کشی داروی خرید شده را کنترل نمود. اما این روش برای داروهای با نیمه عمری کوتاه عملی نیست و معمولاً باید به کارخانه تولید کننده اعتماد نمود و یا پس از اتو کلاف استفاده کرد.

کنترل داروهای رادیواکتیف از نظر کیمیاوی :

داروهای رادیواکتیف باید قبل از تزریق از نظر کیمیاوی نیز باز رسی شوند. کیفیت محلول های ذره ای یا کلوئیدی را میتوان با اندازه گیری ذرات آنها بکمک میکروسکوپ کنترل نمود.

بازرسی رادیواکتیویتی :

فعالیت دارو ها را میتوان به سادگی توسط دستگاه های مخصوص دوزیمتری مانند دوزکلیبراتور (Dose Calibrator) اندازه گیری نمود. ناخالصی رادیواکتیویتی در دارو ها از نظر تصویر گیری و همچنین حفاظت مریض ایجاد اشکال میکند. بناءً با استفاده از دستگاه آنالیز کننده چند کانالی میتوان داروی مورد نظر را بررسی نمود. در جدول شماره (۶) ضمایم لست دارو های رادیواکتیف با ویژه گی های آن داده شده است [۹].

کاربرد تجزیه اشعه بیتا (β) :

کاربرد تجزیه بیتای منفی : براکی تراپی یک شکلی از رادیو تراپی بوده که در آن یک منبع رادیواکتیف در داخل و یا در نزدیک ساحه ای که ضرورت به تداوی دارد گذاشته میشود. براکی تراپی چهار نوع اند.

- براکی تراپی قالبی (Mould Brachytherapy):

در تداوی تمور های سطحی از منابع سر پوشیده رادیواکتیف که در نزدیک جلد قرار داده میشوند استفاده میگردد .

- براکی تراپی بین الخلالی :

درین حالت منبع رادیواکتیف در داخل نسج بدن قرار داده میشود . در اولین تداوی با استفاده ازین میتود از سوزن های رادیم (۱۲۶) Radium (126 استفاده مینمودند . در حالیکه روش های مدرن از سیم ایریدیوم (Iridium)، (192 استفاده مینمایند . تداوی سرطان های پروستات توسط دانه های ایودین Iodine، (125) که از جمله براکی تراپی بین الخلالی محسوب میشود صورت میگردد .

- براکی تراپی میان جوفی :

درین تداوی منبع براکی تراپی در داخل یک جوف قبلاً موجود در بدن گذاشته میشود . معمول ترین استفاده ازین میتود در بخش نسائی بوده اما در بخش انفی بلعومی نیز میتوان از آن استفاده نمود .

- براکی تراپی داخل وعائی :

معمولاً با استفاده از سترانتیوم (Strantium)، (90 منبع رادیواکتیف توسط کتیر در داخل اوعیه یک قسمت از عضویت گذاشته میشود .

کاربرد تجزیه اشعه بیتای مثبت یا توموگرافی با آزاد سازی پروتون^{۱۸} :

یک ایزو توپ نشان دار شده رادیواکتیف با عمر کوتاه که تجزیه شده و پوزیترون را آزاد میسازد از نظر کیمیاوی در یک مالیکول فعال میتا بولیک جا بجا شده و داخل عضویت زنده از طریق دوران خون زرق میگردد. معمولاً یک دوره انتظار وجود دارد تا مالیکول فعال میتا بولیک (اکثراً فلورو دوکسی گلوکز که یک نوع قند بوده و زمان انتظار آن تقریباً یک ساعت است) در انساج مورد نظر غلظت کافی کسب نماید. بعضاً شخص مذکور را در وسیله تصویر برداری قرار میدهند. زمانیکه یک ایزو توپ با عمر کوتاه تجزیه میشود (نصف عمر آن ۱۱۰ دقیقه) از خود پوزیترون آزاد میسازد. بعد از مسافت حدود چندمیلی متر با الکترون برخورد نموده و از بین میرود و در نتیجه از محور دو ذرات فوق یک جوهر فوتون تولید میشود که در دو جهت مخالف حرکت مینمایند. این ها زمانیکه بیک وسیله بنام آله تولید کننده جرقه برخورد مینماید ردیابی میشوند ، طوریکه در اثر این برخورد یک جرقه روشنی تولید میشود که توسط تیوب های مضاعف کننده نوری کشف و ردیابی میگردند. تخنیک فوق بالای کشف همزمان یا تصادفی جوهر های فوتون استوار بوده و فوتونهای که به شکل جوهر ای نرسند (مثلاً در طی چند ثانیه) محاسبه نشده صرف نظر میگردند. نقشه ترسیم شده توسط این آله نسج را که در

¹⁸ - Positron Emission Tomography

آن مالیکول های ردیابی کننده غلظت کسب نموده به نمایش میگذارد. رادیو نیوکلید که در تصویر برداری نوع PET استعمال میشوند بطور وصفی ایزوتوپ های بعمر کوتاه هستند . مانند : ^{16}F (~ 110 min), ^{15}O (~ 2 min), ^{13}N (~ 10 min), ^{11}C (~ 20 min) به خاطر عمر کوتاه که دارند باید آنها را دریک سایکلترون در نزدیک و یا داخل وسیله PET.Scanner تولید نمود. این رادیو نیوکلید هارا بصورت یک جزء از مرکبات مورد استفاده نور مال بدن مثلاً گلوکوز ، آب و یا امونیا در میا ورنده بعداً به بدن زرق نموده ، پخش و توزیع انها را در انساج ردیابی مینمایند. این چنین مرکبات را رادیو تریسر (Radio-traser) یا ردیابی کننده رادیوئی یاد میکنند.

مسائل

۱. رادیواکتیف چیست با امواج الکترومقناطیسی چه رابطه دارد؟
۲. کدام هسته را رادیواکتیف می نامند چرا؟
۳. اشعه γ و اشعه رونتگن از هم چه فرق دارند؟
۴. چرا اشعه الفا را مونو انرژتیک مینامند؟
۵. مواد رادیواکتیف دارای کدام خاصیت عمده اند؟
۶. دریک عملیه انشقاق هسته ای (Nuclear Fusion) درهسته چه تغییری می آید؟
۷. توسط تعاملات چطور Nuclear Fusion را نشان داده می توانید؟
۸. اگر ثابت دگرگونی ^{131}I ، $\lambda = 10^{-6} \text{ sec}$ باشد نصف عمر ایودین چند است؟
۹. نصف عمر کوبالت ^{60}Co ، 5.2 سال است ثابت دگرگونی چند است؟
۱۰. نصف عمر آهن ^{59}Fe روز است ثابت دگرگونی λ چند است؟
۱۱. نصف عمر ^{32}P ۱۴ روز است ثابت λ را محاسبه کنید؟
۱۲. عمر متوسط ^{131}I را محاسبه کنید؟ (از سوال ۸ استفاده گردد).
۱۳. رادیوم بعد از چند مرحله به سرب تبدیل میگردد ، ایزوتوب های آن را بنویسید؟

۱۴. مواد رادیواکتیف طبیعی شامل کدام گروپ ها اند هر یک را معرفی کنید؟
۱۵. مطالعه و پژوهش های طبی مواد رادیواکتیف چه وقت و توسط کی آغاز گردید؟
۱۶. از مواد رادیواکتیف در ساحه طبابت به کدام اهداف استفاده میشود؟
۱۷. به چه دلیل از مواد رادیواکتیف در طب استفاده بعمل می آید؟
۱۸. مالیکول نشان دار رادیواکتیف دارای چی خصوصیت اند؟
۱۹. برای تعیین حجم خون از کدام مواد رادیواکتیف استفاده میشود؟
۲۰. آیود بیشتر از کدام طریق وارد بدن میگردد؟
۲۱. رادیواکتیف ^{131}I چگونه میشکند توسط معادله نشان دهید؟
۲۲. تشخیص سرطان معده توسط کدام مواد رادیواکتیف صورت میگیرد؟
۲۳. برای مطالعه بیماری کبد و جذب پروتین کدام مواد رادیواکتیف استعمال میشود؟

فصل دهم

اثرات شعاع و رادیوبیولوژی

معلومات عمومی:

اکنون بدون هیچ گونه تردیدی می دانیم که شعاع ایون ساز برای انسان زیان بخش استند. اگر این شعاع دارای شدت کافی باشد باعث ایجاد سرطان و صدمات جنتیکی میشوند. اما چیزیکه تا اکنون دقیقاً توضیح نشده است که تا چه حد کار برد پزشکی شعاع ضایعاتی را ایجاد میکند. ولی عملاً واضح گردیده که شعاع ایون ساز در طبابت کار برد وسیع دارد.

تابش شعاع ایون ساز از هر منبع (اشعه رونتگن و یا مواد رادیواکتیف) که باشد باعث ایونایزیشن (Ionization) و تحریک (Excitation) الکترون ها در اتم و در نتیجه انتقال انرژی به انساج میشود. انرژی داده شده به انساج میتواند که سبب تغییرات مالیکول شود. تغییرات مالیکول ها در بدن باعث بروز حوادث فاجعه آمیز میگردد.

ساختمان بدن انسان پیچیده و مغلق است. زیرا بدن انسان شامل ارگانهای زیادی است که هر یک از آنها از دو یا چند نوع انساج ساخته شده اند. انساج و حجرات مشابه و هر یک حجرات شامل عناصر اکسیجن (O_2)، هایدروجن (H_2)، کاربن (C) و آب میباشد که شعاع بر هر یک تاثیرات خاص دارد. [۹، ۱۰]

۱-۱۰. اثرات اشعه بالای مالیکول های بدن

بدن انسان از اتم ها و مالیکول ها بنا یافته و اینها با شعاع عمل متقابل انجام میدهند و ترکیب اتمی بدن است که درجه عمل متقابل را مشخص میسازد. بدن انسان از اتمها و مالیکول های زیر تشکیل یافته است .

در ۸۰٪ آب ۶۰٪ هایدروجن

در ۱۵٪ پروتین ۲۵،۷٪ اکسیجن

در ۲٪ شحم ۱۰،۷٪ کاربن

در ۱٪ قند ۲،۴٪ نایتروجن

در ۱٪ نیوکلیک اسید ۰،۲٪ کلسیم

۱٪ بقیه مالیکول ها ۰،۱٪ سلفر

چهار نوع ازین مالیکول ها یعنی پروتین ، شحمیات ، قندیات و نیوکلیک اسید (Nucleic) مکرو مالیکول (Macro Molecole) هستند ، که بسیار بزرگ بوده و بعضاً از صد ها اتم

تشکیل شده اند . یکی از این مالیکول های داخل هسته DNA¹

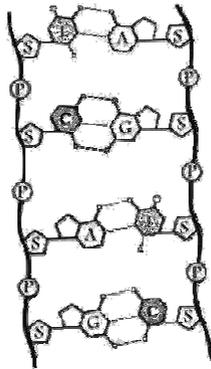
بوده اساس ترین مالیکول و از نظر تأثیر شعاع بحرانی ترین مالیکول است . مالیکول دیگر که بیشتر از همه شامل ماده حیاتی است آب میباشد . دو نیوکلیک اسید با اهمیت در میتا بولیزم DNA،RNA²

هستند . DNA در هسته حجره نقش فرمانده فعالیت های حجرات را دارد و حامل اطلاعات جنتیکی اند . RNA اصلاً در سایتوپلازم

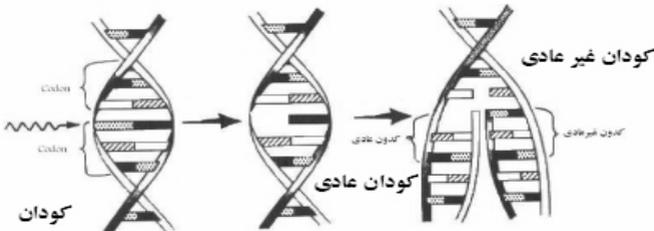
¹ - Deoxy Nucliec Acid

² Ribo Nucliec Acid

حجره بدو صورت mRNA، tRNA وجود دارند که با نقش های متفاوت بیوشیمی مجزای که دارند مشخص میشوند. در شکل (۱۰-۱) ترکیب ساختمان DNA، RNA و چگونگی اجزای شامل آن نشان داده شده است.



شکل (۱۰-۱) ساختمان DNA، RNA و چگونگی اجزای آن DNA از بخش های متناوب قند و فسفات تشکیل شده و بهر مالیکول قند یکی از چهار قلوی نایتروجن دار مخصوص وصل اند که عبارت اند از : ادنین (Adnin)، گوانین (Guanine)، تیمین (Thymine) و سیتوزین (Cytosine) اند. این مالیکول های بزرگ دور یک محور فرعی مانند فنر پیچیده است. طبق شکل (۱۰-۲).



شکل (۱۰-۲) دو رشته محوری شکل DNA [10]

باید یاد آور شد ، هنگامیکه ماکرو مالیکول های حیاتی خارج محیط زنده تحت تابش شعاع قرار میگیرند تقریباً 10KGy لازم است تا تغییرات فیزیکی قابل اندازه گیری در آنها ایجاد گردد. در حالیکه اگر این مالیکول ها در سلول زنده تحت تشعشع قرار گیرد تنها حدود 50mGy لازم است تا عکس العمل های بیولوژیکی قابل اندازه گیری بوجود آید . هسته بسیار حساس تر از سایتو پلازم است . برای مرگ سلول تابش به دوز 1Gy بر هسته مورد نیاز است در حالیکه 10Gy به سایتو پلازم همین کار را انجام میدهد. [۱۹،۱۰]

۱۰-۲. تاثیرات شعاع بالای سلول

هر سلول در بدن انسان در حمایت از کل سیستم بیولوژیکی نقشی خاصی بعهده دارد . دو قسم سلول در بدن وجود دارد .

سلول های سوماتیکی^۳ (Somatic)

سلول های جنسی (Genetic)

سلول های جنسی شامل سلول های او گونیوم (Oogonium) در زن و اسپر ماتو گونیم (spermatogonium) در مرد هاست . متباقی سلول های بدن انسان سوماتیک هستند .

قطر سلول های بدن در حدود ۳ تا صد میکرون و هر سلول تقریباً از 10^{14} اتم تشکیل شده است . در ابتدائی تولد یک کودک

³ - آسیب های بدنی

،حدود^{۱۲} ۱۰. ۳ سلول دارد . در شخص بالغ تعداد سلول ها برای همه انساج به^{۱۳} ۱۰. ۴ میرسد . انساج با ترکیب مشخص اعضا را میسازند و اعضا سیستم را به وجود میآورند ،مانند سیستم عصبی ، سیستم هضمی ،سیستم اندو کراین ، سیستم تولید مثل و غیره . سلول های یک سیستم با چگونگی رشد ،ترمیم ، تکامل و تولید مثل شان مشخص میشوند . حساسیت سلول به اشعه تا اندازه ای به مرحله بلوغ و همچنان نقش آن بستگی دارد . بطور کلی سیستم ها ی نا بالغ نسبت به بالغ حساسیت بیشتر به شعاع دارند این حساسیت به ترتیب زیر است . [۶، ۱۰، ۲۳]

اعضای مختلف بدن حالاتی متفاوتی از حساسیت به اشعه دارند. این حساسیت به فعالیت عضو و میزان رشد سلول ها و ورود شان به داخل عضو و حساسیت ذاتی بستگی دارند . در سال ۱۹۰۶ دو فرانسوی بر گونیه و تری بوندیو (Bergnie and Tribondeau) مشاهده کرد که حساسیت اشعه تابع از فعالیت های میتابولیکی نسج مورد تابش است . و بیان کرد که حساسیت به اشعه نسج زنده به ترتیب ذیل تغییر میکند .

- ۱ - سلول های نا بالغ از سلول های بالغ به شعاع حساس تر اند ، یعنی سلول های پیر در برابر شعاع مقاوم اند .
- ۲- انساج و اعضای جوان به شعاع حساس تر اند .
- ۳- هر اندازه میزان میتا بولزم بیشتر باشد ، حساسیت بیشتر است .
- ۴ - همچنان میزان تولید مثل سلول و میزان رشد نسج افزایش میآید . حساسیت به شعاع نیز بیشتر میشود .

این قانون بنام دو عالم فوق الذکر یاد میشود . [۱۰، ۹]

۱۰-۳. اثرات سوماتیک شعاع

اثرات سوماتیک اشعه در انسان یا حیوان تحت عنوان تابش کلی یا جزئی اشعه به بدن و ضایعات حاصل در اعضا مورد بحث قرار می‌گردد. به علت اهمیت خاصی که بعضی ارگانهای در بدن دارند ضایعات مخصوص از آن‌ها میتواند عامل القای اثرات دیگر در سایر اعضا گردد. عوامل فیزیکی متعددی در ایجاد ضایعات سوماتیک و شناخت آنها دخالت دارند. این فاکتورها عبارتند از:

۱ - نوع اشعه تابنده: بعضی از شعاع ایون ساز در تولید ضایعات اهمیت خاص دارد.

۲ - دوز جذب: این دوز بستگی به میزان جذب انرژی در هر گرم از ماده دارد.

۳ - توزیع زمانی اشعه .

۴ - توزیع دوز (Dose) اشعه :

در اینجا مهم این است که آیا تمام یا قسمتی از بدن در معرض اشعه قرار می‌گردد .

با تغییرات هر یک از عوامل فیزیکی فوق الذکر اثرات بیولوژیک اشعه نیز تغییر خواهد کرد علاوه بر پارامترهای مذکورسن نیز مورد توجه قرار دارد، زیرا بچه‌ها در مقابل شعاع بیشتر از بزرگسالان حساس می‌باشد. ضایعات ناشی از تابش اشعه را میتوان با اثرات زود رس و دیر رس تقسیم کرد . عوامل زود رس ، چند هفته پس از تابش اشعه ظاهر شده و میزان شدت و دوره بیماری آن به دوز تابنده بستگی

دارد. تابش در حدود چند هزار راد به تمام بدن در ظرف چند دقیقه سبب مرگ میشود. دوزهای ضعیف در حدود ۲۰ تا ۳۰ راد باعث تغییرات حیاتی یا آسیب فوری انساج سالم نشده و اثرشان مشهود نمیگردد. اثرات زود رس شعاع و حد اقل دوز برای ایجاد اثر آن در زیر معرفی میگردد.

نوع اثر	اعضا (بخش اناتومیکی)	حد اقل دوز به Gy
مرگ	تمام بدن	1
دیر سایون خون	تمام بدن	0.25
اریم های جلدی	سطح کم پوست	3
ریختن مو (Eplition)	سطح کم پوست	3
نقص کروموزومی	تمام بدن	0.05
اختلال کار خصیه ها	نسج موضعی	0.1

پس از شعاع گیری بین ۴-۶ سیورت (۴۰۰ تا ۶۰۰ رم) این علائم که به زمان ارتباط دارد دیده میشود.

از ۴۸ ساعت تا دو الی سه هفته علائم یاد شده از بین میرود و شخص کاملاً عادی به نظر میرسد.

از ۳ تا ۸ هفته خونریزی، اسهال، ریزش موی (تاسی سر) تب و کسالت شدید وجود دارد.

در چنین حالات مرگ اتفاق می افتد. از ۸ هفته تا چند ماه اگر مریض زنده بماند بهبودی عمومی حاصل شده و علائم از بین میرود. باید توجه داشت که مراقبت های طبی شدید احتمالاً میتواند مانع مرگ ومیر های تحت ۵ سیورت گردد. برای دوز ۱۰ سیورت (۱۰۰ رم)

اعظمی مرگ و میر بین ۱۳ تا ۱۵ روز پس از تابش اتفاق میافتد. درین دوزها علت مرگ و میر در درجه اول آلودگی میکروبی است. مرگ به علت کاهش شدید کرویات سفید خون که با آلودگی میکروبی مقابله میکند، اتفاق می افتد.

برای دوزهای بالاتر از ۱۰ سیورت زمان حیات به سه تا ۵ روز کاهش می یابد. درین ناحیه دوز شعاع آسیب شدیدی به دیواره ای روده وارد میسازد و پس از آن بکتریها هجوم می آورند. این ناحیه بمرگ دستگاه هضمی موسوم است. در دوزهای بالاتر مثلاً ۵۰۰ سیورت صدمه به بخش سیستم عصب مرکزی، سبب مرگ میشود و ناحیه را مرگ سیستم عصبی Central Nervous System (CNS) مینامند.

دوز مرگ آور (Lethal Dose) ۵۰٪ یا LD-50 است که در اثر تابش به تمام بدن باعث ۵۰٪ مرگ جمعیت مورد تابش میشود. مدت زمان مرگ آور بصورت اندیکس نوشته میشود مثلاً LD 50/30 یعنی دوزی که در ۳۰ روز باعث مرگ ۵۰٪ افراد میشود. LD100/30 دوز مرگ آوری است که در ۳۰ روز سبب مرگ ۱۰۰٪ افراد تحت تابش میشود.

هنگامیکه قسمتی از بدن تحت تابش قرار گیرد (در مقایسه با تمام بدن همانگونه که در رادیو تراپی انجام میشود) برای ایجاد عکس العمل دوز بالاتری لازم است. پیامد این تابش موضعی مرگ

سولولی کاهش حجم (Atrophy) نسج یا عضو است. اینگونه تابش باعث از کار افتادگی نسج یا عضو میگردد.

اثرات دیرس اشعه، اثرات تأخیری پس از تابش شعاع در زمان های طولانی انجام شده، بوقوع می پایوندد. این بدان معنی نیست که اثرات دیرس اشعه نمیتواند با دوز های تابش زیاد که در زمان کم تابانده شده باشد اتفاق بیفتد. در کار برد های طبی اشعه در تداوی و تشخیص، که تابش پرسونل و مریضان مورد نظر است، اثرات دیرس اشعه از اهمیت خاصی بر خوردار است. زیرا درین روش هادوز کم بوده و زمان طولانی به مریض و پرسونل شعاع داده شده است. اثراتی که درین نوع تابش گزارش شده عبارتند از سرطان های ژنتیکی، کاهش طول عمر و تاثیر بالای انساج انسان است.

تأثیرات موضعی این شعاع روی انساج بدن، اریتما، ریزش موی، ایجاد سرطان دیرس است. تابش مزمن اشعه به پوست میتواند باعث تغییرات غیر بد خیم پوست شود. انحراف کروموزومی، کاتارکت یا آب مروارید چشم نیز از جمله اثرات اشعه است. صدمات بدخیم اشعه سرطان خون (Lucemia)، سرطان تیروئید، سرطان پوست و سرطان پستان است. [۱۵، ۹، ۶]

۴-۱۰. تأثیرات اشعه بر خون و دستگاه های تولید کننده

خون

سیستم خونی بدن را باید علاوه بر مایع سیالی که در عروق جریان دارد شامل انساج دیگری که عناصر شناور خون در آنها تولید میشوند نیز بدانیم. این انساج که دستگاه یا مراکز خون ساز بدن نامیده میشوند عبارتند از:

۱- دستگاه لنفوئید که شامل لنفوسیتها، غدوات لمفاوی، صفحات دمویه و همچنین قسمتی از اعضای دیگر مانند طحال و مغز استخوان میباشد. انساج لنفوئیدها در کلیه انساج بدن در برابر اشعه حساس تر است.

۲- دستگاه میلوئید که متشکل از کرویات سرخ، کرویات سفید، پولی نیوکلور دنداندار و مغز استخوان میباشد. حساسیت این دستگاه نسبت به لنفوئیدها در برابر شعاع کمتر است.

۳- دستگاه ریتیکولوند و تلیال که تمام انساج همبند پراکنده و در غدوات لمفاوی، طحال و مغز استخوان فروان تر است. کرویات سفید مونونوکلئور بزرگ جزئی این دستگاه اند.

چنانکه میدانیم دستگاه های خون ساز بقدری با یکدیگر ارتباط و قسمت های مشترک دارند که امکان ندارد یکی از آنها به تنهای در معرض تابش شعاع قرار گیرد.

عناصر تحول یافته و رسیده ای که در خون شناور هستند نسبت به شعاع ایون ساز خیلی حساس نیستند و حال آنکه حجرات مبداء که در مراکز خون ساز وجود دارند و عناصر شناور خون که از تحول آنها بوجود می آیند در برابر شعاع بسیار حساس بوده و با تابش مقدار نسبتاً

کم اشعه از بین میروند. میزان آسیبی که در نتیجه تاثر شعاع در انساج خونی ایجاد میشود بدو عامل زیر بستگی دارد.

الف- طول عمر

ب- میزان حساسیت

بطور کلی لوکیما^۴ زودتر از انمیا^۵ ظاهر میشود زیرا علاوه بر آن که حساسیت انساج مغز استخوان از انساج لنفوئید کمتر است مدت عمر کروییات سرخ خون بیشتر از عمر کروییات سفید است. در اینجا مقاومت بدن نسبت به میکروبها کم شده تا آنجا که میکروبها سوپر فیت (بی آزار) مرضی میگردند.

هفت روز پس از تابش بیش از حد مجاز اشعه تعداد صفحات دمویه^۶ نیز نقصان می یابند و با توجه به اینکه صفاحت دمویه عامل انعقاد خون میباشد و کمبود آنها سبب خونریزی های مکرر داخلی و خارجی میشود. کاهش صفاحت دمویه یا به علت انهدام خود آنها و یا به سبب آسیب حشرات مبداء و مؤلد آن ها میباشد. زیرا مغز استخوان در اثر تابش اشعه به سرعت خراب میشود. هفت هفته پس از تابش بیش از حد مجاز اشعه، تعداد کروییات سرخ خون کاهش یافته باعث انمیا می شود. که در اینصورت رنگ پریده گی، نفس تنگی، تپش قلب و ضعف از علائم اولیه آن است. تابش اشعه به انساج خونی در پلازما اثر میگذرد و باعث تغییراتی به شرح زیر در آن میگردد:

Lucymia⁴

Anemia⁵

Thrombocyte)⁶

الف- تغییر pH پلازما که ابتداء یک حالت اسیدی موقتی پیدا کرده و پس قلوی میشود و چندین روز این وضع را حفظ می کند.
 ب- افزایش نسبت آب در خون و بروز هیدرومی (Hydromea).

ج- کم شدن قند خون، کلسترول و افزایش نسبت گلوبولین-
 البومین خون که ممکن است باعث شاک شود.

۱۰-۳. تاثیر اشعه بر دستگاه های تناسلی

در نتیجه تحقیقات اکنون به ثبوت رسیده است که شعاع ایون ساز روی دستگاه های تناسلی حجرات نر و ماده ، روی تخمدان و روی جنین اثر می کند که این تاثیرات عبارتند از :

۱- تاثیر اشعه بر تخمه : هر گاه تخمه در معرض تابش اشعه قرار گیرد حجم آن تقلیل می یابد و تعداد اسپر ماتوز وئید تدریجا کم میشود در طی دو ماه به کلی از بین میرود ولی استعداد فعالیت جنسی عادی است . این عقیمی ممکن است دائمی یا موقتی باشد.

۲- تاثیر اشعاع بر تخمدان : تابش اشعه بر تخمدان اثر میگذرد و بر حسب مقدار تابش اشعه ممکن است عقیمی دائمی یا موقتی را باعث شود . پدیده های دوره ای عادت ماهوار نیز درین مرحله از بین میرود.

۳- تاثیرات اشعه بر تخم القاح شده : این تاثیر را میتوان از سه نظر مورد مطالعه قرار داد :

- تخم سالم بوسیله اسپر ماتوز وئیده اشعه دیده القاح شود .

- اسپرمتاتوزوئید سالم تخم اشعه دیده را القاح کند.
 - اسپرمتاتوزوئید سالم، تخم سالم را القاح کند اما محصول القاح در معرض تابش اشعه قرار گیرد.

۴- تاثیر اشعه بر جنین: در باره اثرات اشعه رونتگن و سایر شعاع ایون ساز بر جنین هنوز هم مسایل مبهم وجود دارد. در عین حالی که مطالعات بی شماری در باره آن انجام شده است. علی الاصول آثار ناشی از تابش شعاع ایون ساز را در موجودات زنده بدو دسته تقسیم میکنند.

- آثار احتمالی (Stochastic): بروز این دسته از آثار به سبب تابش اشعه حتمی نیست ولی تابش اشعه درجه احتمال بروز آنها را زیاد میکند. نمونه این آثار اثرات ژنیتیک و سرطان زایی شعاع است.

- آثار غیر احتمالی (Non Stochastic): این آثار دارای استانه اند. یعنی برای وقوع آنها یک حد اقل مقدار اشعه لازم است و کمتر از آن مقدار بوقوع نمی پایوندد؛ مانند؛ آثار سوماتیک و مرگ سلولی .

به سبب تابش اشعه بر جنین وقوع هر دو نوع پدیده فوق الذکر امکان پذیر است. شایعترین ان سرطان خونی است که احتمالا" در دوران نوزادی یا کودکی تجلی میکند.

وقوع هر یک از آثار متذکره بستگی به مرحله ای از دوران زنده گی جنین دارد که در معرض تابش اشعه قرار میگیرد. در زنان دوز نزدیک به 10rad میتواند باعث پس افتادن عادات ماهوار و سوپر جنین شود. دوز 200rad باعث عقیم شدن موقتی زنان میگردد، دوز 500rad

باعث عقامت دائمی زنان و دوز 10rad در مرد ها باعث کاهش سپرم میشود .

۱۰-۴ اثرات جلدی اشعه

پوست که قسمت سطحی بدن را تشکیل میدهد به سهولت در معرض تابش و تاثیر شعاع قرار میگیرد . در تمام مواردی که بخواهند اشعه را از یک منبع خارجی به بدن بتاباند الزاماً شعاع از پوست میگذرند ، طبیعت که قسمتی از انرژی در آن جذب میشود از همین سبب است که بیشترین ضایعات عادی اشعه همان ضایعات پوستی هستند و این ضایعات بر حسب کمیت و کیفیت اشعه تابنده و توزیع زمانی مقدار آن متفاوت بوده و همچنین حساسیت پوست مناطق مختلف بدن یک شخص و حتی حساسیت پوست یک منطقه مشخص از نقاط مجاور متفاوت است. معمولاً پوست های نازک و لطیف ، مرطوب و پوست قسمت های از بدن که در آنها شبکه عروقی جلدی متراکم تر است نسبت به اشعه حساس تر اند .

اریتم (سرخی پوست) اولین تظاهر پوستی اشعه در مواردی است که دوز تابش از حدود معینی تجاوز نکند (حدود ۱۴۰ رم). اریتم یا سرخی پوست به علت اختلالی است که در جریان خون عروق شعریه جلدی حاصل میشود و شبه به افتاب زدگی موضعی است . در این عارضه تغییر رنگ و خشکی پوست غالباً با احساس حرارت و خارش در محل ضایعه توأم است . اریتم در دو نوبت ظاهر میشود. نوبت اول

به فاصله کمی پس از تابش اشعه عارض شده و به سرعت محو میشود و در هفته دوم تا چهارم پس از تابش اشعه اریتم حقیقی بروز می کند که از هر حیث شبه به افتاب زدگی است و بر حسب مقدار دوز اشعه ممکن است خفیف باشد. ریزش مو و سرطان های جلدی از جمله اثرات اشعه میباشد.

۱۰-۵. اثرات ژنتیکی اشعه

موتاسایون (Mutation) ها عبارت از آسیب های وارده بر مالیکول های حیاتی DNA اند که علی الاصول غیر قابل جبران و یا به سختی جبران میشود. سلول دگرگونی یافته دارای مشخصات جدید خواهد بود. سنگین ترین آسیب ها در نتیجه صدمه ایست که به سلول ژرمیتال یا جنینی وارد میشود. موتاسایون های که به سبب تابش شعاع عارض میگرددند معمولاً "از لحاظ کیفیت شبیه موتاسایون های طبیعی میباشد و شعاع فقط احتمال ظهور آن را بیشتر مسیازد. موتاسایون ها میتواند دو نوع باشند:

۱- کروموزومی:

در موتاسایون های کروموزومی، کروموزوم ها تحت تاثیر اشعه قرار گرفته و ممکن است شکستگی در آنها رخ دهد. در رابطه با گسیختگی زنجیر های DNA در صورتیکه بازو ها جدا شده باشد ممکن است دو باره به یک دیگر ملحق شده و باعث تغییر کروموزوم و به خصوص تغییر نسبت فاصله بین ژنها گردد. یا ممکن است دویا سه

قطعه شده کروموزم به هم متصل و شکل حلقه ای را به خود گیرد. در هر صورت سبب تغییر وضع نسبتی ژن ها میگردد و یا ممکن است بازو های شکسته شده جدا از هم باقی مانده و در ضمن یک تقسیم سلولی از بین بروند.

۲- موتاسایون های ژنی:

در موتاسایون های ژنی به علت تابش اشعه تغییراتی در ساختمان مالیکول های ژن اتفاق می افتد.

از جانبی میدانیم که DNA موجود در ژن ها به عنوان ماده اصلی در سنتیز RNA ها پیامبر تلقی میشود. لذا صدمات DNA بسیار مهم و تاثیرات شعاع بر آنها زیاد بوده قابل اهمیت است. DNA به علت داشتن خواص ژنتیکی مهمترین مالیکول بدن است. و در هسته هر سلول مالیکول های DNA به قسم کامپلکس با مالیکول های دیگر، کروموزم ها را میسارند. کروموزم ها رشد و تولید مثل سلول را کنترل میکند. اگر آسیب به DNA شدید باشد تغییرات کروموزمی میتواند به قسم مشخص دیده شود. حادثات که در نتیجه تابش شعاع روی DNA دیده میشود عبارتند از مرگ سلول، سرطان، آسیب ژنتیکی. [۱۵، ۱۰]

۱۰-۶. اثرات فیزیکی شعاع بر بدن

هنگامیکه یک ماده بیولوژیکی تحت تابش قرار میگیرد عکس العمل ماده با مقدار انرژی در واحد کتله نسج یعنی Gy تعیین

میگردد. زمانیکه دوزها ی مساوی بیک نوع نسج داده شود عکس العمل مستقیم سیستم ممکن یکسان نباشد، زیرا فکتورهای نیز وجود دارد که در حساسیت شعاع مؤثر اند که این فکتورهای مهم فیزیکی مؤثر در حساسیت تابش اشعه عبارتند از:

فکتور زمان (fractionation):

اگر دوز اشعه به جای یک بار در زمان کوتاه (acute expouser) در زمان طولانی (chronic expouser) به سیستم بیولوژیکی داده شود اثر آن کمتر است. به عبارت دیگر در مدت تابش طولانی دوز بیشتر لازم است تا همان اثر دوز در زمان کوتاه را داشته باشد.

فکتورهای بیولوژیکی:

برخی از این فکتورها مانند جنس و میزان میتابولزم ذاتی و برخی هم مصنوعی مانند اکسیجن میباشد.

- تاثیر اکسیجن: عضو اناتومیک در مجاورت اکسیجن به شعاع حساس تر اند.

- سن: انسان قبل از تولد در برابر شعاع حساس تر و با گذشت زمان کمتر و در پیری دوباره حساسیت افزایش می یابد

- جنسیت: جنس ماده در برابر شعاع حساسیت کمتر دارد و ده فیصد نظر به مردان دوز بیشتر را تحمل دارند.

- مواد کیمیاوی: بعضی از مواد کیمیاوی عکس العمل سیستم بیولوژیکی را نسبت به اشعه تغییر میدهد. برای مؤثر بودن بر هنگام

تابش می بایست این مواد کیمیای در محیط بیولوژیکی حضور داشته باشد .

-بهبودی : کاملاً مشخص شده است که سلول ها قادر اند از صدمات شعاع بهبودی حاصل کنند .

فکتور های ذکر شده در این اثر مشهود است :

۱. حرارت حاصل از تابش شعاع:

گرچه ایجاد حرارت یکی از اثرات اولیه تابش اشعه در ماده است ، ولی در بسیاری از موارد محصول نهائی تعاملات کیمیای حاصل از تابش شعاع نیز حرارت خواهد بود . بدین ترتیب حرارت هم در مراحل نخستین تابش به عنوان یک اثر فیزیکی و هم در مراحل بعدی به عنوان محصول تعاملات کیمیای حاصل میشود نهایت مقدار کل حرارت تولید شده در ماده به علت تابش شعاع (رونتگن یا گاما) بسیار اندک است و تنها با وسایل و روشهای بسیار دقیق قابل سنجش میباشد . به عنوان مثال جذب یک راد اشعه در یک گرم آب 2.39×10^{-6} cal/g حرارت تولید میکند ، یا برای اینکه به سبب تابش اشعه درجه حرارت محیط را بتوانیم به اندازه چند درجه بالا ببریم بطوری که این حرارت تا به انجام پدیده های بیوشیمیکی روی سلول باشد باید مقدار آن حدود میگا راد باشد . هم چنین برای بالا بردن درجه حرارت به اندازه یک درجه لازم است که انرژی ارتعاشی ، دورانی و انتقالی (از نوع انرژی حرارتی) که برای تمام مالیکول ها بطور متوسط حدود 10^{-4} ev بر مالیکول میباشد افزایش یابد .

۲- برد یا مسافت طی شده توسط الکترون (Electron Range) :

مقدار مسافت طی شده به وسیله الکترون سریع السیر از اثر تابش اشعه به ماده را برد الکترون مینامند . که مقدار آن بستگی به انرژی الکترون و جنس ماده مورد تابش دارد. انرژی الکترون بستگی به انرژی فوتون تابشی دارد . فرضاً" برای آب انرژی فوتون تابنده 80keV باشد انرژی الکترون 10keV و برد آن در آب 0.0002cm هرگاه انرژی فوتون تابنده ۲ میلیون الکترون ولت باشد انرژی یک میلیون الکترون ولت و برد آن 0.43cm و بلاخره برای هر ۱۸ میلیون الکترون ولت انرژی فوتون تابنده و انرژی الکترون ۱۰ میلیون الکترون ولت و برد آن در آب 4.9cm خواهد بود.[۹، ۱۰]

۱۰-۷. اثرات کمیای شعاع بر بدن

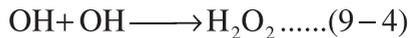
الکترون های ولانسی نقش تعیین کننده و اساسی را در ترکیبات مواد دارند . لذا خروج یا تحریک آنها خود موجب تغییرات کمیای خواهد شد . همانگونه که میدانیم وقتی الکترونی که با عث اتصال آنها در ساختمان یک مالیکول است به هر نوعی که به خارج پرتاب شود و یا یکی از اتمهای سازنده مالیکول تحریک گردد در این صورت تغییرات کمیای بوقوع می پایوندد . لذا تابش این شعاع به مواد قادر به تغییر یا تشدید فعالیت های کمیای آنها خواهد شد . وقوع چنین امری در محیط های بیولوژیک از اهمیت ویژه برخوردار است.طور مثال با در نظر داشت اینکه ۷۰ فیصد وزن و حجم یک سلول بدن انسان را آب تشکیل میدهد ، لذا این ماده از نظر رادیولوژی

حایز اهمیت است و مطالعه اثرات تابش اشعه رونتگن و گاما بر آب و نتایج حاصل از آن اهمیت به سزای دارد. در زمینه تاثیرات بیولوژیک شعاع، و اثر آن بر آب که مهمترین قسمت تشکیل دهنده ماده و محیط زنده گی است باید اهمیت زیادی قایل شد. تجارب نشان داده که تابش اشعه بادوز کافی به اجسامی کوچک شناور در آب در مدت کمتر از یک ساعت سبب مرگ آنها میشود. در تجزیه آب این موجود زنده مقدار بینهایت آب اکسین دار یافتند که این آب اکسیجن دار حاصل از تجزیه آب به علت تابش اشعه رونتگن بر آن است. زیرا تابش اشعه به سلول سبب بر هم خوردن تعادل بین اکسیجن و هایدروجن آب شده و محصولات جدیدی به وجود می آید. بطور کلی تابش اشعه به آب نهایتاً منجر به تولید رادیکال های آزاد می گردد که از لحاظ بیوشیمی بسیار فعال اند. این رادیکال ها به نوبه خود بایکدیگر و یا با ترکیبات دیگر محلول در آب پنج نوع تعامل ذیل را از خود نشان میدهند.

- تعامل کیمیاوی بین خود رادیکال های آزاد.
 - تعامل کیمیاوی رادیکال های آزاد با مالیکول های آب.
 - ترکیب رادیکال آزاد با اکسیجن.
 - تعامل کیمیاوی رادیکال های آزاد با محصولات خود.
 - ترکیب رادیکال های آزاد با مالیکول های عضوی.
- هرگاه یک مالیکول آب در معرض اشعه قرار گیرد بر حسب مقدار انرژی فوتون یکی از حالات ذیل اتفاق می افتد.



مالیکول بر انگیخته نیز به نوبه خود طبق معادلات (۱۰-۳) به رادیکال OH و رادیکال H تجزیه میشود. نتایج معادلات (۱۰-۱) تا (۱۰-۳) فوق الذکر ایجاد سه عامل کیمیاوی بسیار فعال در آب یعنی الکترون آبی، رادیکال هایدروکسیل (OH⁻) و رادیکال هایدروجن (H) خواهد بود. طول عمر آن ها در آب خالص بین ۱ تا 100μs و در سیستم های بیولوژیک بین ۰٫۱ تا 1μs و زمان تولید آنها 10⁻¹²s به طول می انجامد. عوامل کیمیاوی فوق الذکر یا با مواد و ترکیبات دیگر محلول در آب و یا در سیستم های بیولوژیکی با مالیکول های حیاتی چون DNA ترکیب و ساختمان کیمیاوی آنها را تغییر میدهد (آسیب های بیولوژیک) و اگر هیچ ماده ای در مجاورت آنها نباشد در اینصورت با یکدیگر ترکیب و ماده سمی چون آب اکسیجنی (هایدروجن پراکساید) را به وجود می آورد.



احتمال ترکیب مجدد در مواردیکه رادیکال ها نسبتاً دور از هم دیگر باشند بسیار ضعیف است. [۹، ۱۰، ۱۴]

۱۰-۸. تسمم شعاع^۷

تشعشع میتواند ایونایز کننده و غیر ایونایز کننده باشد. تشعشع غیر ایونایز کننده تشعشع با انرژی کم میباشد وقتی که به بدن

⁷ - Radiation Poisoning

میرسد اتم ها به حالت انرژی بالا تغییر مینماید و یک فوتون از خود متصاعد میسازد. بنا برین تشعشع غیر ایونایز کننده صرفاً باعث حرارت بدن شده خطر ناک نیست. امواج رادیوئی، میکروویو، تشعشع ماتحت قرمز، شعاع ما وراء بنفشش A و نور قابل دید همه تشعشع غیر ایونایز کننده است. تشعشع ایونایز کننده انرژی کافی داشته و میتواند یک الکترون را از اتم خارج ساخته و آزاد به شکل یون رادیکال مبدل سازد. این تشعشع خطر ناک بوده میتواند سبب سرطانها و دیگر امراض گردد. امواج ایونایز کننده عبارتند از اشعه گاما، شعاع ما وراى بنفش B و X-ray اند. سرحد بین شعاع ایونایز کننده و غیر ایونایز کننده تقریباً 1216 kJ / Mole انرژی ایونایزیشن آب است.

۱۰-۹. سطح تابش و اعراض مربوط به آن

5-20Rem

این مقدار تابش اعراض نداشته اما خطر سرطان زائی و جهش مواد ژنتیکی وجود دارد.

۲۰-۵۰Rem:

کدام اعراض قابل ملاحظه نداشته اما تعداد کرویات سرخ خون بطور مؤقت کاهش میابد ($1Sv = 100 \text{ Rem}$)

۱۰۰Rem - ۵۰:

یک بیماری خفیف ناشی از تشعشع توأم با سردردی و افزایش خطر انتان ناشی از تشوش در سیستم معافیتی بوجود آمده عقامت مؤقتی مردها نیز ممکن است .

۲۰۰Rem - ۱۰۰:

تسمم خفیف تشعشع رخ داده و ده فیصد وفيات بعد از ده روز را همراه است . اعراض وصفی شامل دلبدی خفیف الی متوسط (که ۵۰ فیصد احتمال آن در دوز 2Sv وجود دارد) به تعقیب آن گاه ، گاهی با استفراق توأم میباشد که ۳ الی ۶ ساعت بعد از معروضیت شروع شده و تا یک روز ادامه می یابد . به تعقیب آن حالت خفا (پنهان) در حدود ۱۰-۱۴ روز تصادف میکند و به تعقیب آن حالت اعراض خفیف مانند بیماری عمومی وکسالت بوقوع میرسد . (۵۰ فیصد احتمال در دوز 2Sv است) سیستم معافیتی به انحطاط دچار شده و صفحه نقاهت طولانی گردیده و خطر انتان افزایش می یابد . عقامت مؤقتی مردها عمومیت داشته و سقط خود بخودی و تولد طفل مرده در خانم های حامله ممکن است .

۳۰۰Rem - ۲۰۰:

تسمم شدید ناشی از تشعشع با ۳۵ فیصد وفيات بعد از سه روز دارد . دلبدی عمومیت داشته (۱۰۰ فیصد ۳Sv) ۵۰ فیصد خطر استفراق در ۲،۸Sv ، شروع اعراض ۱ الی ۶ ساعت بعد از معروض شدن به تشعشع و ختم اعراض ۱-۲ روز را در بر میگیرد . بعداً ۷-۱۴ روز حالت خفا

وجود داشته و متعاقباً اعراض از قبیل ریختن موی در سر اسر بدن (۵۰ فیصد احتمال آن در $3Sv$). کسالت و بیماری عمومی بروز مینماید . کرویات خون زیاد تلف شده باعث افزایش خطر اتان میگردد . عقامت خانم ها بطور دایمی امکان داشته و دوره ء نقاهت یک الی چند روز را در برمیگیرد .

۴۰۰ - ۳۰۰ Rem

تسمم شدید شعاعی با ۵۰ فیصد وفيات بعد از ۳۰ روز دیده شده . اعراض آن مشابه $2Sv - 3Sv$ بوده بر علاوه خون ریزی غیر قابل کنترل در دهن ، تحت جلد ، و کلیه ها (احتمال حدود ۵۰ فیصد در $4Sv$) بعد از دوره خفا امکان دارد بروز نماید .

۶۰۰ - ۴۰۰ Rem

تسمم حاد شعاعی با وفيات ۶۰ فیصد بعد از سی روز در عدم مراقبت صحی جدی و خطر وفيات از ۶۰ فیصد در $4.5Sv$ و ۹۰ فیصد در $6Sv$ افزایش یافته میتواند . اعراض نیم الی یک ساعت بعد از تشعشع شروع و تا دو روز ادامه می یابد . بعداً یک دوره خفادر حدود ۷ الی ۱۴ روز که بعد از آن اعراض مشابه به آنچه در $3 Sv$ بود در $4Sv$ دیده میشود ، اما با شدت بیشتر بروز مینماید . عقامت خانم ها عمومیت داشته و دوره نقاهت از چندین ماه تا یکسال ادامه مینماید . علل ابتدائی مرگ که عموماً ۲ الی ۱۲ هفته بعد از تشعشع رخ میدهد عبارتند از انتانات و خونریزی داخلی اند .

Rem ۱۰۰ - ۶۰۰ :

تسمم شعاعی حاد با ۱۰۰ فیصد وفیات بعد از ۱۴ روز بوده مخ عظم تقریباً بکلی تخریب شده تعویض آن ضروری دانسته میشود . مخاط معدی و معائی به شدت صدمه یافته ، اعراض بعد از ۱۵ الی ۳۰ دقیقه بعد از تشعشع شروع شده و حدود دوروز ادامه می یابد . متعاقباً ۵ الی ۱۰ روز صفحه خفا ادامه و بعداً شخص از اثر اتان و خونریزی داخلی میمرد . بهبودی ممکن است طی چندین سال و احتمالاً هر گز بوقوع نیاید .

Rem ۵۰۰ - ۱۰۰۰ :

تسمم حاد تشعشع با ۱۰۰ فیصد وفیات بعد از ۷ روز مییابد . با مواجه شدن تشعشع به این مقدار زیاد سبب تولید اعراض خود بخودی طی ۵ الی ۳۰ دقیقه میشود . بعد از کسالت و دلبدی فوری که در اثر فعال شدن مستقیم اخذه های کیمیاوی در دماغ در اثر تشعشع رخ میدهد ، یک صفحه بهبودی نسبی دیده میشود که بنام صفحه خفا یا ارواح متحرک یاد میگردد . بعد از آن مرگ حجروی انساج معدی معائی سبب بروز اسهال زیاد ، خونریزی معائی و ضیاع آب عضویت شده که در نهایت به کمبود آب و الکترولیت ها می انجامد . هذیانات و کوما و بالاخره در اثر برهم خوردن جریان خون مرگ رخ میدهد که غیر قابل پیشگیری است .

Rem ۸۰۰ - ۵۰۰۰ :

در ثانیه و دقایق این مقدار تشعشع یک گیچی و کوما فوری رخ داده و بعد از چند ساعت در اثر تکمش عمومی سیستم عصبی مرگ رخ میدهد .

Rem ۸۰۰ > مرگ آنی است .

مسائل

۱- اثرات سوماتیک چیست و عوامل فیزیکی در ایجاد ضایعات سوماتیک کدامها اند؟

۲- اثرات زود رس و دیر رس شعاع کدامها اند هر یک را معرفی کنید؟

۳- کدام یک از اثرات شعاع ذیل زود رس و کدام یک دیر رس است؟

الف - سرطان خون (لوکیما)

ب - سرطان تیروئید.

ج - سرطان پوست.

د - سرطان پستان.

ه - سرطان استخوان.

- سرطان کبد طحال و شش ها.

۴- میزان آسیب در نتیجه تابش شعاع در انساج خونی ایجاد میشود به چه مربوط است؟

۵- چه مقدار شعاع باعث عقیم شدن دائمی خانمها میگردد؟

۶- اریتم چیست؟ و با آفتاب زدگی چی ربط دارد؟

۷- DNA چیست و تاثیرات شعاع بر آن چگونه است؟

۸- اثرات فیزیکی شعاع به چه شکل بارز میگردد؟

۱۰- میزان آسیب شعاع در انساج خونی بکدام عوامل مربوط است؟

۱۱- موتاسایون چیست و اثرات اشعه با لای آب چگونه و در بدن چه تاثیر وارد میکند؟

فصل یازدهم

تدابیر وقایوی در برابر شعاع

معلومات عمومی:

به منظور تداوی مریضان به خصوص تداوی سرطان ها از اشعه استفاده به عمل می آید (به ویژه اشعه رونتگن) این اشعه در حالی که سبب از بین بردن سرطان های موقعیت مشخص میشود به انساج مجاور نیز شعاع تابیده جذب شده صدمه میرساند و به افراد شاغل این عملیه نیز اثر کرده ضرر وارد میسازد. برای جلوگیری از خطرات جدی این اشعه باید مطابق قوانین بین المللی تدابیر وقایوی اتخاذ گردد.

۱-۱۱. حفاظت در برابر شعاع

وقتی که یک دستگاه مصرف کننده اشعه رونتگن یا گاما نصب میگردد مراحل مختلفی وجود دارد، که باید مد نظر باشد تا مصئونیت مریض و کارمند تأمین گردد.

همچنان در نصب دستگاه های مصرف کننده اشعه رونتگن باید احتمالات خاص، و تجهیزات لازمی در نظر باشد تا از نشر اشعه به مناطق مسکونی جلوگیری شود. قوانین بین المللی خاص برای میزان نشر اشعه از هر دستگاه مؤلد رونتگن وضع گردیده است رعایت گردد. حفاظت از دستگاه بستگی به شرایط محل دارد، مثلاً "وضع قرار گرفتن پنجره اطاق و انتخاب حایل ها (پرده یا مانع) طوری باشد تا از افرادی که در مجاورت دستگاه و اطاق مربوط کار می کنند در

محدوده دوز مجاز باشد. برای کاهش هر نوع مخاطره شعاع ایون ساز و وقایه وجود از اضرار تشعشع سه اصل عمده ذیل مهم دانسته میشود.

۱ - زمان: کاهش زمان معروض شدن متناسباً دوز مؤثره را نیز کاهش میدهد.

۱- فاصله: افزایش فاصله سبب کاهش دوز مؤثره در اثر قانون مربع معکوس است.

۲- حایل: علاوه کردن وسیله محافظتی دوز شعاع را کاهش میدهد. حایل ها باید طوری باشند که قدرت کافی جذب اشعه را داشته و دوز اشعه در آن ها به میزان قابل قبول تقلیل یابند. افرادی که در همسایگی آن ها هستند در معرض مخاطره قرار نگیرند. عوامل مؤثر و مهمی در تعیین ضخامت حایل ها دخیل است که باید از هر جانب مد نظر باشد. حصول اطمینان از فاصله کافی بین منبع اشعه و عمل کننده، که حفظ این فاصله راحت ترین طریقه جهت کاهش تابش به عمل کننده طبق قانون عکس مربع فاصله است.

بر علاوه موارد فوق ادویه جات طبی نیز در کاهش اضرار تشعشع نقش دارند که عبارت از بعضی از مواد مانند سیستین (Cysteine) و سیستامین (Cysteamine) که باعث افزایش مقاومت سیستم بیولوژیکی میشوند. این مواد دارای نسبت حفاظت عدد ۲ هستند، یعنی اگر 5Gy برای کشتن یک سیستم بیولوژیکی کافی باشد، در حضور این مواد مقدار دوز برابر به 10 Gy افزایش میابد. [۲۱]

۲-۱۱. تعیین ضخامت موانع حفاظت

رای کاهش مقدار اشعه تابنده در افراد شاغل به میزان کمتر از ۰،۱ رم در هفته (کمتر از حد اکثر دوز مجاز ۵۰ رم در سال) می بایست بین افراد و منبع اشعه موانع حفاظتی از جنس سرب یا بتون ساخته و عمل کننده در هنگام رادیو گرافی در پناه آن قرار گیرد. این مطلب نهایت زیاد قابل اهمیت است باید که هر بخش رادیولوژی بدون موانع حفاظتی فعالیت نکنند و قبلاً" باید فکتور های زیر محاسبه گردد.

- بار کار (work load) به علامت اختصاری w.

بار کار هر دستگاه رادیولوژی (w) برابر است به حاصل ضرب تشعشعات دستگاه در طول هفته (برحسب دقیقه) در شدت جریان دستگاه (برحسب ملی امپیر). یعنی ،

$$W = t \cdot I \quad \dots\dots (10-1)$$

طور مثال یک دستگاه تولید شعاع ۵ روز در هفته و هر روز ۵ ساعت کار کند در صورتی که شدت جریان دستگاه 7mA باشد درینصورت بار کار دستگاه مساویست به

$$w = t \cdot I$$

$$w = (5 \times 5 \times 60 \text{ min}) \times 7 \text{ mA}$$

$$w = 10500 \text{ mA} \cdot \text{min}$$

- فکتور اشغال (Occupancy factor) T:

یکی از ضرایب مؤثر در تعیین ضخامت موانع حفاظتی فکتور اشغال است . چون کلیه نقاطی که مورد تابش اشعه قرار میگردند به

طور یکسان مورد اشغال و استفاده کار مندان رادیو لوژی یا افراد عادی واقع نمیشود لذا دانستن ضریب اشغال که نشان دهنده میزان اشغال آن منطقه است ضروری می‌باشد. برای محاسبه ضخامت دیوار مانع حفاظتی یا دانستن این نکته که مدت توقف یا اشغال عقب دیوار به چه میزان است اهمیت خاص دارد.

- فکتور استفاده (The use factor):

چون تمام نقاط تحت پوشش به طور یکسان در معرض تابش اشعه قرار نمیگیرند بناً جهت تابش اشعه یکسان نیست. لذا برای تعیین دقیق شعاع گیری و مطابق به آن برای محاسبه دقیق ضخامت موانع حفاظتی باید به فکتور استفاده از شعاع توجه داشت. این فکتور عبارت از کسری (قسمتی) از بار کار W در مدتی تابش شعاع، میزان شعاع گیری کف اتاق که مستقیم یا مایل مورد تابش قرار میگیرد با میزان شعاع گیری سقف اتاق که هیچ مورد تابش مستقیم شعاع نیست متفاوت است. [۲۱، ۱۵]

۱۱-۳. تدابیر محافظتی در مؤسسات

محافظت به مقابل شعاع بخصوص شعاع رونتگن که مستقیماً از تیوب خارج میشود. یا اشعه ثانویه که در فضای اتاق پراکنده میشود لازم است بدین منظور ورقه سرب و یا از مواد مخلوط به آن استفاده به عمل می آید باید از ورقه های سربی برهنه استفاده نشود و در اثنای استفاده در بین چیزی پیمانده شود. ضخامت سرب نظر به کیلو ولت های مختلف باید طور ذیل باشد.

به 75kv - 1mm سرب

به 120kv - 2mm سرب

به 190kv - 3mm سرب

به 220kv - 5mm سرب

لوازم محافظتی از قبیل دست کش های سربی و پیش بند های سربی باید وقتاً فوقتاً با رادیو سکویی یا رادیو گراف امتحان کرده شوند تا شق و پاره گی نداشته باشد. اتاق های مسکونی باید در بالا، زیر و در پهلوی مؤسسات رونتگن وجود نداشته باشد.

۴-۱۱. تدابیر محافظتی در اثنای تشخیص

الف - وقایه مریض:

تمام وسایل تشخیصه (معاینه) باید طوری ساخته شود که همیشه دارای فلتر به ضخامت نیم ملی متر المونیم باشد. اگر معاینه دومدار و با کیلووات زیاد میشود، مثلاً "معاینات معده و امعا، بودن فلتر به اندازه 1mm از المونیم حتمی است. هم چنان و سایل طوری تنظیم شونده که مسافه محراق و جلد مریض اصغری از ۳۵ سانتی متر کمتر نشود. معاینه وقتی شروع شود که چشم به تاریکی تطابق کرده باشد و لتاز نیز پائین و ملی امپیر از ۲-۵ تجاوز نکند. ساحه نیز حتی الا مکان تنگ یعنی مخروطی، شعاع کوچک و معاینه به مدت کوتاه تمام شود.

ب- وقایه شخص معاینه کننده:

سکرین معاینه باید دارای شیشه سربی با ضخامت 1mm باشد. دست کش ها نیز دارای ضخامت 0.3mm و پیش بند 0.5mm از سرب بوده باشد. وسعت شعاع باید تنگتر از سطح اسکرین باشد.

چون از جسم مریض و خود اپرات اشعه پاشان به هر طرف پراکنده میشود برای وقایه آن پیش بند وقایه و پرده رابری یا سربی به ضخامت 1mm لازم است. پرده رابری که برای وقایه از اشعه پاشان در اسکرین اویزان میباشد باید اصغری 30cm طول داشته باشد و مرجع است اگر تازمین برسد. اگر معاینه مریض به وضعیت خوابیده یعنی بروی میز افقی باشد لازم است که شخص معاینه کننده به یک جانب میز استاده و پرده رابری یا سربی داشته باشد.

ج- وقایه کارگرفنی:

اگر میز کنترلر در اطاق معاینه موجود باشد و برای چالان کردن ماشین موجودیت آپریتور لازم باشد آن وقت برای حفاظت آن یک پرده وقایه از سرب به ضخامت 1mm، مساحت حد اقل 2 x 2 متر مربع و حد اقل فاصله آن از کارگرفنی 0.5m باشد. اگر این پرده به نزدیک دیوار قرار بگیرد خیلی خوب خواهد بود. در وقت گرفتن عکس دندان محکم گرفتن فلم با انگشت توسط کارگرفنی و دکتر ممنوع است. [۹، ۲۱]

۵-۱۱. تدابیر و قایوی در تداوی رونتگن

الف- وقایه مریض

برای اینکه در تعیین کردن جریان تیوب غلطی واقع نشود موجودیت دو ملی امپیرمتر لازم است. هر وسیله تداوی باید طوری ساختمان داشته باشد که اگر فلتر در اثنای تبدیل کردن وغیره فراموش شود قطعا کار نکند. یعنی فلتر و وظیفه سوچ را در اینجا داشته باشد. اگر تیوب کاملا محفوظ نباشد انوقت باید تیوب شاقولا^۱ به محور طولانی مریض استقامت داشته باشد تا از اثابت اشعه که از قسمت های نامحفوظ تیوب خارج میشود جلو گیری به عمل آید.

ب- وقایه آپرتور (کار گرنی)

این وقایه نیز به دو صورت است. اول وسایل که به درجه کافی (کاملا) محفوظ است. دوم وسایل که تماما محفوظ نبوده یا دارای یک ظرف سربی شیشه ای به اندازه ۲ ملی متر از سرب باشد. کار گرنی تا وقتی در اتاق تداوی و سایل را اداره کرده میتواند که ولتاژ اعظمی از 125kv اضافه نشود. اگر ولتاژ بلند تر میشود آن وقت باید کار گرنی در یک اتاق دیگر که جدا از اتاق تداوی باشد و سایل را کنترل کند. باوجود این ها اگر ولتاژ از 190kv تجاوز کند با اتخاذ تدابیر فوق باز هم کار گرنی حد اقل ۲ متر از تیوب اشعه رونتگن دور باشد.

تدابیر وقایوی وی در صورتیکه :

۱- تیوب به صورت ناقص محفوظ باشد.

اگر کار گر فنی در اتاق تداوی در ولتاژ 120kv کار میکرد باید یک پرده و قایه ای سربی به ضخامت ۲ میلی متر که اصغری ۲X۲ متر مربع مساحت و به فاصله ۱،۵ متر دور از تیوب قرار داشته باشد، حفاظت کرده میشود. اگر ولتاژ از 125kv تجاوز نماید آن وقت لازم است کار گر فنی در اتاق جدا قرار داشته باشد. دیواریکه بین دو اتاق وجود دارد در 190kv به اندازه ۳ میلی متر و در ۲۲۰ کیلو وات ۵ میلی متر سرب یا معادل آن دیگر مواد وجود داشته باشد. و محل کار گر فنی طور اصغری از تیوب ۲ متر باشد.

۲- تیوب کاملاً محفوظ باشد. وسایل باید از اتاق جداگانه کنترل شود و دیوار بین این دو اتاق در ولتاژ 125kv، ۰،۵ و در 190kv، ۱ و در 220kv به اندازه 1.5mm معادل سرب باشد. اگر میز کنترلر در اتاق تداوی باشد آن وقت با در نظر داشت و قایه از اشعه پراکنده کار گرفنی در 120kv ولتاژ اصغری 1.5m و بر علاوه از آن 2m دور باشد. [۳۷، ۲۶، ۶]

۱۱-۶ . تدابیر عمومی

- ۱- ساعات کار در موسسات رونتگن به هفت ساعت محدود باشد.
- ۲- بر علاوه تعطیل جمعه در هفته دو روز دیگر نیز بعد از ساعت ۱۲ تعطیل باشند.

- ۳- برای اینکه نقصانهای مسلکی مشاغلین رونتگن قبل از وقت تشخیص شده بتواند باید قبل از مؤظفیت به مؤسسۀ رونتگن متعاقباً بعد از هر شش ماه یک دفعه معاینه خون اجرا شود.
- ۴- آمرین موسسات وظیفه دارند که متماداً لوازم حفاظتی از شعاع و صورت جریان آن را پیگر تعقیب و کنترل داشته باشند.
- ۵- برای هر شخص در شروع مؤظفیت باید از خرابی های اشعه رونتگن و طرز و قایه آن معلومات کافی داده شود و حتی ورقه های چاپی به دسترس مطالعه شان گذاشته شود تا همیشه و پیگر از نقص اشعه رونتگن و طروق وقایه آن به خاطرات شان تاکید گردد.
- ۶- هر شخصیکه در مؤسسۀ رونتگن مؤظف است در صورتیکه اتخاذ تدابیر وقایه ای تکمیل نباشد حق دارد از کار دست بکشد. این عمل هرگز استعفا و اعتصاب پنداشته نمیشود. [۲۰، ۱۶، ۲۱]

مسائل

۱. بار کار (W) چیست؟ و در تعیین ضخامت موانع حفاظتی چه نقش دارد؟
۲. هر گاه یک دستگاه تولید شعاع در هفته ۶ روز و هر روز ۴ ساعت کار کند، در صورتیکه شدت جریان دستگاه 6mA باشد بار کار دستگاه چند است؟
۳. برای تعیین ضخامت موانع حفاظتی کدام فکتور ها باید محاسبه گردد؟
۴. چرا در هنگام استفاده از سرب به حیث مواقع حفاظتی آن را به اجسام دیگر می پوشانند؟
۵. اضرار شعاع در هنگام معاینه در کدام حالت بیشتر است. اگر معاینه در زمان کوتاهی صورت گیرد، اگر معاینه در مدت زمان طولانی صورت گیرد؟
۶. در کدام شرایط وسایل و لوازم از اتاق جداگانه کنترل شود و چقدر فاصله باید داشته باشد؟

فصل دوازدهم

توضیح فزیک و سایل تشخیصه طبی (برای مطالعه مستقلانه محصلان)

مقدمه:

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

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

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

وسایل مختلفه که امروز شامل طبابت گردیده است از قبیل ، -CT، Ultrasound، MRI، Scann و... میباشد که اطبای کشور ما در کلینیک ها شخصی و رسمی استفاده مینمایند. در ذیل با معرفی مختصر اصطلاحات و مفاهیم فیزیکی آن با ساختمان و طرز استفاده آنها معلومات داده شده است .

12-1. اصطلاحات و مفاهیم صوتی

موج چیست ؟

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

موج طولی:

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

موج عرضی:

هرگاه حرکت ذرات ماده حامل موج به سرعت انتشار موج عمود باشد، موج عرضی نامیده میشود. تمام امواج الکترومقناطیسی، اهتزازات مایع، X-ray، رادیو با وجودیکه امواج میخانیکی نیستند امواج عرضی اند.

امواج صوتی هم از نوع امواج میخانیکی بوده امواج طولی اند. انتشار امواج صوتی در انساج بدن بصورت امواج طولی میباشد.

امواج سطحی:

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

تعریف صوت:

عبارت از هیجانات یا اهتزازات میخانیکی اند که در اجسام جامد، مایع و گاز تولید شده و به خارج از منبع خویش با سرعت ثابت انتشار می یابد.

قوانین و توسعه صوت بوسیله عالم بزرگ فیثاغورث (570-1600 صورت گرفت .

اهتزاز:

حرکت منظم در انتروال معین را اهتزاز گویند، یا حرکت یک جسم به اطراف دایره بیک سرعت ثابت یک حرکت پر یودیکی میباشد. [۸]

[۱۱]

امپلیتود:

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

پریود:

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

فریکونسی :

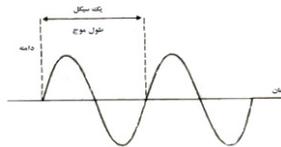
تعداد اهتزازات مکمل یک جسم در فی واحد زمان فریکونسی نامیده شده و به هرتز (Hz) اندازه میگردد. بنابر تعریف، یک هرترز معادل یک اهتزاز است .

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

طول موج :

فاصله ای که موج در یک دورمکمل طی میکند، طول موج نامیده

شده و به (λ) نشان داده میشود طبق شکل (1-12) .



شکل (1-12) دامنه و طول موج

شکل (1-12) دامنه و طول موج**فاز:**

هرگاه دو موج در زمان های متفاوت از یک نقطه آغاز نشوند، گفته

میشود که فاز متفاوت دارند یعنی بین شان تفاوت فاز وجود دارد.

سرعت صوت:

فاصله ای که صوت در یک زمان انتشار مینماید ، سرعت صوت

نامیده میشود یعنی طی نمودن این فاصله در یک زمان راسرعت صوت

گویند. مثلاً چند لحظه بعد از روشنی الماسک ، صدای آن به گوش

میرسد. به دلیل اینکه سرعت صوت کوچکتر از سرعت نور است .بین

سرعت ، فریکونسی و طول موج این رابطه موجود است .

$$V = \lambda \gamma \dots (1 - 12)$$

نیوتن به شکل تیوری نشان داد که سرعت موج طولی در یک محیط متجانس مساویست به

$$v = \sqrt{E/D} \dots (2-12)$$

E خواص الاستیکی محیط، D کثافت و v سرعت میباشد. در گازات خواص الاستیکی مربوط به فشار است. بادر نظر داشت تغییرات حجم با تغییر فشار در پروسه ادیاباتیک این رابطه صدق میکند

$$v = \sqrt{\frac{P}{D}} \dots (3-12)$$

$$v = \sqrt{\frac{\delta P}{D}} \dots (4-12)$$

δ ثابت بوده قیمت آن مربوط به نوعیت گاز است. سرعت صوت در محیط های مختلف در جدول (1-12) نشان داده شده است.

ماورای صوت:

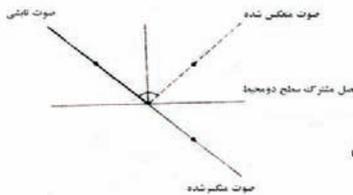
امواج صوتی که فریکونسی آن بیشتر از ۲۰KHz باشد ماورای صوت اند که برای انسان ها قابل سمع نمیشد. از امواج ماورای صوت در طبابت برای تشخیص (سونوگرافی) و تداوی برخی از امراض استفاده میشود.

جدول (1-12) سرعت صوت در محیط های مختلف. [8, 11]

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	نج	1540	0
ماهیچه	1590	2.3			

12-1-1 . پدیده های صوتی

- صوت نیز مانند نور وقتی که به سرحد مشترک دو محیط مختلف الغلظت میرسد منعکس و منکسر شده قسمتی از آن تفرق مینماید.
- قوانین انعکاس و انکسار نور برای صوت هم صادق است ، یعنی همانطوریکه میتوان نور را متمرکز ساخت، قادر به تمرکز صوت نیز هستیم . میزان انعکاس و انکسار صوت بستگی به تفاوت غلظت دو محیط دارد شکل (1۲-2).
- اگر امواج صوتی به مانع برخورد کند قسمی از امواج انعکاس و قسمی دیگر آن وارد محیط دوم میگرددند. مانند برگشت (انعکاس) صوت از قشر انساج بدن.



شکل (1۲-۲) نمایش پدیده های انعکاس و انکسار صوت

پس نتیجه میشود که اگر امواج صوتی از محیط رقیق وارد محیط غلیظ گردد، قسمتی بیشتر امواج وارد محیط دوم میشود . مثلاً اگر این امواج از نسج نرم بدن وارد نسج استخوانی گردد، در اینصورت تقریباً تمام امواج وارد نسج استخوانی میشوند. اگر از محیط غلیظ وارد محیط رقیق شوند قسمت بیشتر آن در سرحد محیط اول انعکاس میکند . بفرض اینکه اگر محیط اول انساج استخوانی و محیط دوم انساج نرم

باشد، امواج صوتی به انساج استخوانی برگشت پیدا می کند که اساس ایکوگرافی پژواک صوت است. [۱۰ و ۸]

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

انعکاس (Reflection):

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

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

تداخل (Interference):

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

تفرق (Diffraction):

دور شدن صوت از هم و یا دور شدن از منبع صوت میباشد. درجه تفرق به اندازه منبع وابسته است. یک منبع کوچک باعث تفرق بزرگ میگردد. هر قدر فریکونسی صوت کمتر باشد خاصیت تفرق بیشتر و برعکس آن ضعیف میباشد. [۸ و ۶]

جذب صوت (Obsorbtion):

جذب صوت نتیجه ای قوه های اصطکاک داخلی اند که با اهتزاز مالیکول ها در جسم (ماده) مخالفت مینماید. اصطکاک ایجاد شده

بوسیله انتقال ذره انرژی صوت رابه حرارت تبدیل میکند. جذب، عملیه ایست که بطور مستقیم انرژی را از امواج صوتی میگیرد. سه فکتور بمقدار جذب اثرگذار است. لزوجیت، زمان آسایش و فریکونسی.

لزوجیت (Viscosity):

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

زمان آسایش (Relaxation Time):

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

فریکونسی (Frequency):

در جذب صوت بر علاوه لزوجیت و زمان آسایش، فریکونسی نیز تاثیر دارد. مالیکول ها در یک محیطی با لزوجیت زیاد، تحت اثر فریکونسی بلند سریع تر نوسان میکند و حرارت بیشتر تولید میکنند.

پراکنده گی (Scattering):

پراکنده گی نیجه کاهشی است که در آن یکدسته امواج صوتی در فصل مشترک کوچکتر از طول موج دسته امواج متقابل میدهد و باعث پراکنده گی انرژی صوتی در تمام جهات میگردد.

12-1-2 . شدت صوت

انسان ها شدت صوت را که در نتیجه اندازه اثر آن به گوش خود درک میکنند ، کیفیتی است که بوسیله آن موج ضعیف وقوی را میتوان تعیین کرد.

از لحاظ فزیک شت صوت عبارت از مقدار انرژی صوتی است که در واحد زمان از واحد سطح عمود در جهت 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 متحدالمركز در محیط مادی منتشر میشوند، اگر نتوانیم آنها را در یک جهت مشخص هدایت کنیم شدت صوت به نسبت عکس جذر مربع فاصله کم میشود . ولی اگر صوت را در یک جهت معین هدایت کنیم ، دیگر این رابطه صادق نخواهد بود. که به اساس این خاصیت ستاتسکوپ ساخته شده است. [۱۱ و ۲۲]

12-1-3 . واحد شدت یا توان صوتی

واحد شدت توان صوتی وات فی سانتی متر مربع^۲

است. گرچه شدت مطلق صوت رامیتوان از مشخصات محیط ومنبع صوت محاسبه نمود ولی در بسیاری از مقاصد لازم نیست که شدت مطلق یک موج صوتی را بدانیم . طوریکه میدانیم وسعت یا

اندازه تغییر مکان ذرات، تعیین کننده شدت صوت میباشد. برای اینکه بتوانیم از مقایسه دو موج صوتی با شدت I_1 و I_2 ، I_2/I_1 را بدانیم واحد بنام بل (Bell) را الکساندر گراهام بل مخترع تلفون ابداع نمود که به لوگاریتم نسبت دو موج صوتی برابر است یعنی؛

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

اگر شدت یک موج صوتی ۱۰ برابر شدت موج صوتی دیگر باشد

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

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

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

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

صوت با شدت های مختلف کاربرد های متفاوتی طبی دارد که در جدول (12-2) نشان داده شده است. [۱۱]

جدول (12-2) شدت صوت های که کاربرد طبی دارند. [8]

شدت به $[W/Cm^2]$	موارد استعمال طبی (Medical Usage)
بزرگتر از 10	جراحی (Surgical)
1-3	تداوی (Therapeutic)
0001, 1-0.0	تشخیص (Diagnostic)

12-1-4. کاهش شدت صوتی

کاهش امواج صوتی به محیطی که انتشار می یابد بستگی دارد. بنابراین برای فرق محیط های مختلف از یک ثابت کاهش صوت استفاده بعمل می آید.

ثابت کاهش صوت اندازه های عددی اند که بیان میکنند چگونه مواد مختلف صوت را در واحد طول مسیر کاهش یا تضعیف میدهند. در جدول (12-3) ضریب کاهش بیولوژیکی بعضی مواد نشان داده است. [11]، [8]

جدول 12-3 ثابت کاهش برای مواد بیولوژیکی در فریکونسی 1MHz [8]

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

12-1-5. امپیدانس صوتی (acoustic impedance):

موج انرژی رابه صورت حرکی و پوتنسیل حمل میکند که در این عملیه ماده انتقال نمی یابد. شدت انرژی صوتی و ماورای 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 آید.

$$I = \frac{1}{2} \rho C A^2 (2\pi v) \dots (5-12)$$

$$= \frac{1}{2} \rho C \omega^2 A^2 \dots (6-12)$$

$$= \frac{1}{2} Z (A\omega)^2 \dots (7-12)$$

درمعادله (4-12)، (5-12) ρ کثافت محیط، C سرعت موج،

V فریکونسی، ω سرعت زاویوی و A دامنه اعظمی انتقال اتمها

یا ذرات از حال تعادل است . در معادله (7-12) ، $Z = \rho C$ ، امپیدانس صوتی (مقاومت صوتی) نامیده میشود. امپیدانس مانند مقاومت برقی است که در برابر امواج ماورای صوت از طرف ذرات ماده بوجود می آید .

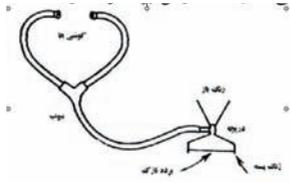
امپیدانس صوتی ، حاصل ضرب کثافت و سرعت ماورای صوت در ماده است . که این امپیدانس برای تعیین اندازه انعکاس ماورای صوت در یک فصل مشترک بکار برده میشود. فیصدی دسته امواج ماورای صوت که در یک فصل مشترک نسج انعکاس می یابد به امپیدانس صوتی هر نسج بستگی دارد .

واحد امپیدانس صوتی رایلز (Rayls) است.

$1 \text{Rayls} = 1 \text{Kg} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{s}^{-1} \cdot 10^{-6}$
 امپیدانس صوتی بعضی مواد مهم در تشخیص ، در جدول (۹) ضمایم معرفی گردیده است .

6-1-12. ستاتسکوپ (Stethoscope)

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



تاریخچه :

در قرن هجدهم برای ، اولین بار استفاده از طبل در بدن انسان به عنوان یک وسیله تشخیص گزارش شده است. در سال ۱۷۶۱ ال . لوئن بروگر کتابی کوچکی بنام "درباره دق قفسه سینه " منتشر کرد. او طی هفت سال باطبل (دق) سینه مریضان در قسمت های مختلف، صوت های گوناگون تولید کرد و کتاب فوق حاصل این مشاهدات کلینکی است. باید گفت که لوئن بروگر موسیقدان و پدرش هتل دار بود.

احتمالاً او تکتیک طبل را از طبل کردن بشکه های شراب پدرش آموخته و باگوش های آشنا به موسیقی به تفسیر پرداخته بود. بروگر در کتاب خود تکتیک طبل را تشریح کرده است که در بخشی از کتاب آمده است . " صوت ایجاد شده از این طریق در یک سینه سالم ، همانند صوت خفه شده ای است که از یک طبل یا پوشش ضخیم پشمی یا پوششهای دیگر تولید میشود، او صوت های تولید شده از سینه افراد بیمار و سالم را بررسی کرد. بروگر خاطر نشان میسازد که با استفاده از طبل توانسته است سرطان های وجود، حفرهای غیر طبیعی در یک ارگان و بیماری های دیگری را که در آنها مایع درمنطقه

سینه انباشته میشود تشخیص دهد. وبا کالبد شکافی بیماران بسیاری از تشخیص های خود را ثابت کند. [۴۱،۱۹]

تاسال های قبل از ۱۸۱۸ شنیدن آوازهای قلبی و شش ها از طریق تماس با دست (Percussion) و گذاشتن گوش بصورت مستقیم بالای سینه مریض صورت میگرفت که این عمل از چندین جهات معقول و پسندیده نبود بخصوص در جوامع اسلامی و مذهبی بیشتر سبب ناراحتی مریض و طیب میگردد. در سال ۱۸۱۸ آر.تی.اچ لینک ۲ به اساس یک انگیزه تصادفی این مفکوره در فکرش خطور کرد که صوت از منبع توسط واسطه مادی انتقال می یابد. وی یک صفحه کاغذ را به شکل استوانه آورده یک سر آن رابه گوش و سردیگرش رابه سینه مریض قرار داده آوازه های قلبی را شنید. به اساس این تجربه ، لینک کارش را تعقیب و تکمیل نموده استوانه چوبی بطول 30cm، قطر داخلی 1cm و قطر خارجی 7.5cm ساخت و آن را ستاتسکوب نامید.

7-1-12 اجزای مهم ستاتسکوب

ستاتسکوب مدرن امروزی باشمولیت اهداف معین و شرایط

استفاده و نیاز زمان شامل اجزای ذیل اند.

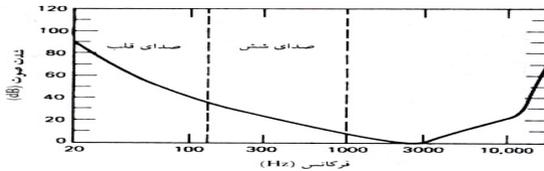
- تیوب ستاتسکوب
- وسیله ارتباطی باگوش

- پرده نازک

12-1- 8. اساسات فیزیکی و طرز استفاده از ستاتسکوب

بل (Bell) که دارای ساختمان قیف مانند است زمانیکه بالای پوست بدن قرار میگیرد جریان هوا را مانع شده اهتزازات صوتی را که از سینه بوسیله جلد بطرف تیوپ ستاتسکوب و بدنیوسیله به گوش انتقال میدهد. چون جلد بدن دارای فریکونسی ذاتی اند، امواج صوتی را از داخل به خارج انتقال داده و مانند اهتزاز از یک تار یاسیم کنترل میگرد. بلندی آواز باقرار دادن صفحه ستاتسکوب باز بروی سینه به فشار کم و یا زیاد و بزرگی صفحه ستاتسکوب ارتباط دارد. هرگاه ستاتسکوب به سینه محکم قرار داده شود، آواز فریکونسی های بلند را و در صورت بزرگی صفحه ستاتسکوب آوازهای فریکونسی کوچک را شنیده میتوانیم. بناً بانغییر دادن بزرگی صفحه ستاتسکوب و به فشار قرار دادن آن رنج شنیدن آوازهای قلب و شش بالا میرود.

Bell بوسیله دیافراگم که دارای فریکونسی ریزونانس بلند بوده بسته گردیده و بشکل میمبران اهتزازات صوتی را از پوست بدن بطرف ستاتسکوب انتقال میدهد و اکثراً بوسیله این قسمت ستاتسکوب آوازهای که دارای فریکونسی بلند اند شنیده میشوند. در شکل (12-4) گراف رنج آوازهای قلبی و شش ها نشان داده شده است. [۱۹]



شکل (4-12) گراف رنج آواز های قلبی . [۱۹ و ۱۱]

در شکل (4-12) دیده میشود که اکثر آوازهای قلبی دارای فریکونسی پائین اند، یعنی در محدوده ای قرار میگیرند که حساسیت گوش ناچیز است . بصورت نارمل توسط ستاتسکوب از قلب دو آواز شنیده میشود.

سیستولیک (Systolic) که در اثر بسته شدن دسامات دهلیزها و بطنها بوجود میآید. دیاستولیک (Diastolic) در اثر بسته شدن دسامات شریان ریوی و ابهرشیده میشود . این آوازها شبیه Lap و Dap هستند . اگر تعداد آوازهای Lap و Dap در یک دقیقه حساب شود سرعت ریتم قلب تعیین میگردد.

ستاتسکوب به طولی ۲۵cm و قطر 0.3cm بحيث ستاتسکوب استاندارد قبول شده و از آن استفاده بعمل می آید و اشکال مختلف تجارتهی دارد . [۲۳، ۱۹، ۱۶]

۱۲- ۲ التراسوند (Ultrasound)

التراسوند (ماورای صوت) عبارت از اهترزات میخانیکی در محیط مادی اند که با فریکونسی بیشتر از ۲۰KHz انتشار می یابد و یا امواج صوتی که فریکونسی آن بیشتر از ۲۰KHZ بوده و انسان

قادر به شنیدن آن نبوده اما بعضی حیوانات قادر به شنیدن این امواج اند . چنانچه سگ تا فریکونسی 40 KH z و پروانه ها تا 75KHz را می شنوند. فریکونسی V امواج التراسوند بزرگ و طول موج λ شان کوچک میباشد زیرا؛

$$\lambda = \frac{C}{V}$$

C سرعت نور در محیط مورد نظراست . به اساس این فارمول برای امواج z 20KH طول موج در هوا 16.5mm و در آب 7.5mm و در فولاد 22.5mm میباشد.

برای امواج z 1KH طول موج در هوا 0.33mm ، در آب 1.5mm و در فولاد 3.5mm اند. علت این کوچک شدن موج پدیده های تفرق، افزایش وقابلیت جهت دادن (Duectivite) اند. [۱۶و۳۲] پدیده التراسوند مانند اشعه ایکس یک پدیده موجی است، اما امواج التراسوند از امواج الکترومقناتیسی شامل x-ray و دیگر امواج متفاوت اند. دسته بندی صوت به اساس فریکونسی در جدول (4-12 نشان داده شده است. [۱۱ و ۶]

جدول (4-12) دسته بندی های مختلف صوت به اساس فریکونسی. [8 و 19]

نام	فریکونسی
انفرا صوت	20Hz
صوت شنوایی	20-20000Hz
التراسوت	20000H2
التراسوت تشخیصی	1.000.000-20.000.000Hz

امواج صوتی کمتر از 20Hz را مادون صوت (انفراسوت) مینامند. این امواج بوسیله پدیده های طبیعی مانند زلزله و تغییرات فشار اتمسفر وجود می آید و قابل سمع نمیباشند. اما عوارض از قبیل سردردی و اختلالات فزیولوژیکی رادرفال 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. [۶ و ۸]

12- 2-1. تاریخچه التراسوند

درسال ۱۸۷۶ میلادی فرانسیس گالتون برای اولین بار به وجود امواج التراسوند آگاه شد. در جریان جنگ جهانی اول انگلستان برای جلوگیری از غرق شدن کشتی هایش توسط زیر دریا های کشور آلمان در اقیانوس شمالی دستگاه کشف کننده زیر دریایی را به کمک امواج صوتی یا سونار ۳ (SONAR) ابداع نمود. این دستگاه امواج اولترا سوند تولید می نمود که در پیدا کردن مسیر کشتی استفاده می شد. این تکنیک در زمان جنگ جهانی دوم تکمیل و بعداً طور گسترده مورد استفاده قرار گرفت.

نخستین دستگاه تولید کننده موج و استفاده از آن در تصویر برداری (التراسوند) توسط کی. تی. دوسیگ (K.T.Dussik) درسال ۱۹۳۷ ساخته شد. درسال ۱۹۴۹ داگلاس هاوری (Dauglass Howry) و وی. آر. بلیز (W.R.Bliss) انجیران دانشگاه دنور (Denver)

³ SONAR(Sound NArigation and Ranging) - ۱

نخستین BMode Scanner یک ترانسدیوسر نوری از لوازم باقیمانده سونار مانند ترانسدیوسر کوآرتز ساختند. بعدها ترانسدیوسر کوآرتز جای خود را به ترانسدیوسر سلفات مونوهیدرات لیتوم داد. جای وایلد در سال ۱۹۵۱ بانسان دادن اینکه التراسوند قادر به تمیز انساج سالم و مرضی میباشد در مقام پیش گامان قرار گرفت. [۶ و ۴۱]

سونوگرافی (Sonography) که ترکیبی است از کلمات یونانی Snos بمعنی صوت و graphein بمعنی نوشتن میباشد به روشی اتلاق میگردد که در آن با استفاده از التراسوند اعضای داخلی بدن و عضلات از نظر شکل، جسامت و حالت غیرنارمل فیزیکی انسان مطالعه میگردد. از این روش در سویدن در سال ۱۹۵۳ در دانشگاه لوند توسط کاردیولوژیست ها هریک انگی ادلروکارل هلموت هرترز پسر گاستف لودیک هرترز استفاده بعمل آمد.

اولین بار اندازه گیری فعالیت قلب در ۲۹ اکتوبر ۱۹۵۳ موفقانه انجام یافت. در ۱۴ دسمبر همین سال از این میتود برای تولید ایکوی مقعدی توسط این دو طبیب استعمال و در سال ۱۹۵۴ این تحقیقات انجام یافت. [۶ و ۱۹]

۱۲-۲-۲. میتود تولید التراسوند

در سال ۱۸۷۶ گالتون نخستین کسی بود که در تولید این امواج پیش قدم گذاشت و بوسیله شپلاق قادر به تولید امواج التراسوند

گردید. چون فریکونسی اصوات حاصله برای تشخیص و تداوی طبی کافی نیست کاربرد طبی ندارد.

روش دوم استفاده از خاصیت مگنتواستریکسایون (magnetostriction) است. این خاصیت در مورد مواد فیرو مقناطیس تحت تأثیر ساحه مقناطیسی بوجود میآید. مواد مذبور در ین ساحه تغییر طول میدهند و بسته با فریکونسی جریان متناوب به نوسان میآید و میتواند امواج الترا صوت تولید نماید [۳۳]. در این روش نیز فریکونسی تولید شده اما در طب قابل استفاده نیست. [۲۳]

روش سوم تولید امواج التراسوند با استفاده از خاصیت پیزوالکتریک تر یسته ۴ است، که این روش در سال ۱۸۸۰ توسط پاریس ژکویس (Pirres Jacques) بمیان آمد، مهمترین طریقه است که در طبابت مورد استفاده قرار گرفته و تا اکنون به قوت خود باقیست. این خاصیت ابتدا در کوارتز کشف شد ولی بلورهای دیگری مانند تارترات گالیم و سودیم که سرامیک های مصنوعی اند نیز دارای این خاصیت هستند استفاده میشود. [۴ و ۱۶ و ۳۴]

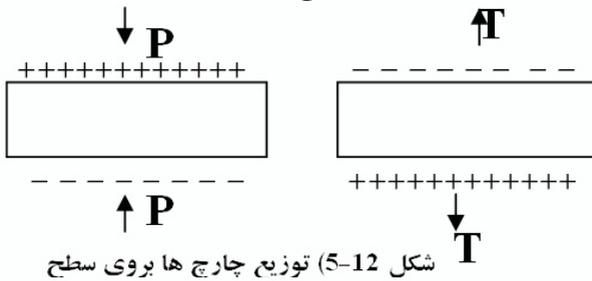
12-3-2. روش پینروالکتر بسته

⁴ - Pieso-electricity عمل متقابل فشار میخانیکی وقوه برقی را در یک محیط اثر پینروالکتر بسته مینماید.

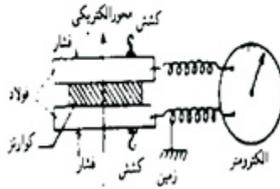
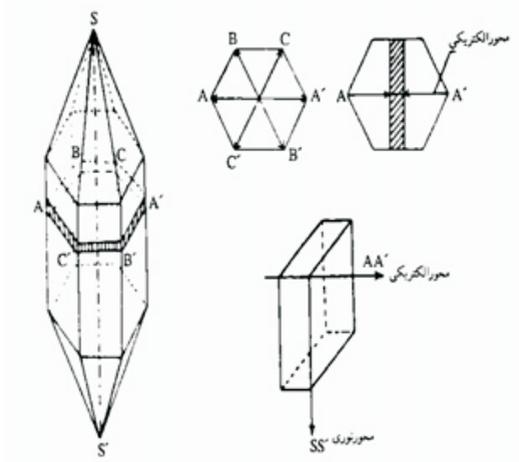
بمعنی فشرده است. در طبیعت موادی که دارای درجه سختی بلند اند دارای همین

Pieso خاصیت میباشد مانند کرستل کوارتز [۳۳ و ۸]

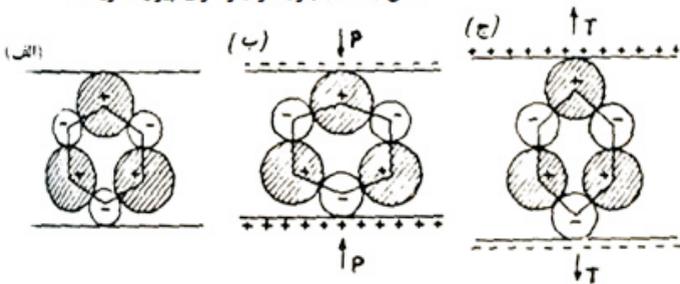
در یک بلور کوارتز که شکل طبیعی آن منشور مسدس القاعده است که بدوهرم ختم میشود، وخطی که رؤس این دوهرم راباهم وصل مینمایند محور نوری کوارتز نام دارد. اگر از یک بلور کوارتز تیغه ای عمود برمحوری نوری آن بریده شود و سپس تیغه متوازی سطوح عمود بریکی از محورهای الکتریکی آن (یعنی خطیکه رؤس شش ضلعی راباهم وصل مینمایند) جدا سازند. آن گاه آن را در دو صفحه فولادی قرار داده و دو انجام صفحات به یک منبع برق به فریکانس بلند وصل گردد طبق شکل (۱۲-۵) بلور مذکور در امتداد محور الکتریکی خود به انقباض وانبساط درمی آید و فریکونسی اهتزازات حاصله همان فریکانس منبع جریان است.



اگر فشار روی صفحه تیغه بلوری در امتداد محور الکتریکی \bar{A} شکل (۱۲-۵) وارد کنیم روی دو سطح چارچهای برقی مساوی با علامت مخالف $+Q$ و $-Q$ ایجاد میشود، و اگر یک کشش وارد کنیم پدیده معکوس میشود. طبق شکل (۱۲-۶).



شکل (6-12) بلور کوارتز اثری پیزوالکتریک



شکل (7-12) مقطع بلور کوارتز دارای ساختمان شش ضلعی

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

$$\delta = Kp \dots (۸-۱۲)$$

K ثابت برقی بوده "کوری" نامیده شده بستگی به واحد های انتخابی دارد. مقطع بلور کوارتز SiO_2 که دارای ساختمان شش ضلعی است طبق شکل (۷-۱۲) در روابط اشتراکی بین Si و O_2 الکترون ها مشترک اندو

بیشتر توسط O_2 جذب میشوند ، بطوریکه این رابطه دارای مشخصات یک رابطه قطبی بوده سلیکان بصورت چارچ مثبت و اکسیجن بصورت چارچ منفی است . اگر فشاری به بلور وارد آید، اتمهای رؤس فوقانی و تحتانی این شش ضلعی بیکدیگر نزدیک شده و تیغه شش ضلعی کمی مسطح ترمیگردد. شکل (۷-۱۲ب) و در نتیجه اتمهای اکسیجن به سطح فوقانی نزدیک میشوند (چارچ منفی در این سطح ظاهر میشود.) و اتمهای Si به سطح تحتانی نزدیک میشود (در نتیجه یک چارچ مثبت در این سطح ظاهر میشود).

شکل (۷-۱۲ج) کشش بلور دارای اثرعکس بوده و با ظاهر شدن این چارچهای برقی بروی سطح یک اختلاف پوتنسیل برابر به V بین دو صفحه ایجاد میشود. در حقیقت اگر S مساحت تیغه باشد چارچ کلی مساویست به Q

$$Q = \delta.S \dots (9-12)$$

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

$$C = \frac{DS}{e} \dots (10-12)$$

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

$$V = \frac{Q}{C} \dots (11-12)$$

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

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

بعد بحرانی یک بلور پیزو الکترونیک ضخامت (کلفتی) آن است . هر بلور دارای یک فریکونسی ریزونانس طبیعی است که به ضخامت آن مربوط میباشد . انتقال انرژی عظیمی بین حالت میخانیکی و برقی

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

در زمانی که ضخامت بلور نصف طول موج التراسوت یا ضریب ثابت آن باشد رخ میدهد. مساوات که این اوصاف را بیان میکند عبارت از

τ ضخامت بلور (Sone grapt) است .

با در نظر داشت معادله (۲-۱۲) و (۳-۱۲) معادله (۴-۱۲) مساویست به

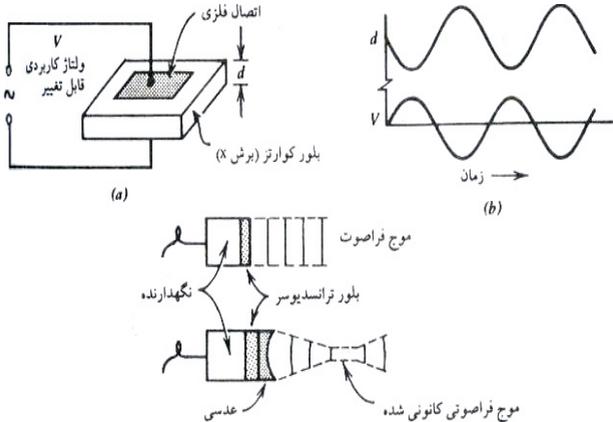
$$V = \delta S \cdot \frac{e}{DS} = \frac{e\delta}{D} \dots (12-12)$$

با در نظر معادله (۱-۱۲) معادله (۵-۱۲) مساویست به

$$(V = \frac{K.e}{D}, p.....(13-12))$$

از رابطه (13-12) برمی آید تفاوت پوتنسیل متناسب به فشار p است. برای اینکه تصویری از مقدار این اختلاف پوتنسیل داشته باشیم میتوان گفت که این تیغه بلور کوارتز به ضخامت یک سانتی متر و اختلاف پوتنسیل در حدود 5.3 Volt ایجاد میکند، در صورتیکه تحت تاثیر یک اتمفسیر (1at) فشار قرار گیرد.

بنابراین میتوان کوارتز را برای کشف و اندازه گیری فشار های ثابت یا متغیر بکار برد. توضیح روابط فوق در شکل (8-12) نشان داده شده است .



شکل (8-12) روش یک کرسطل کوارتز در تولید التراسوندن

بنابراین، عمل متقابل میخانیکی وقوه برقی رادریک محیط اثر پیزوگویند . فشردن برخی از بلورها در راستای خاص بلور قوه برقی

ایجاد میکند و برعکس در دوانجام بلور اختلاف پوتنسل و در همان ر استا باعث فشرده گی و انبساط آن میگردد و یا عبارت دیگر تغییر بعدی در آن به وجود می آورد. میتوان گفت که تغییر پولرایز سایون برقی دریک بلور باعث تغییر الاستکی بلور شده و این تغییر باعث دی پولرایز سایون آن میگردد. اثر پیزوالکتریسته تنها در بلورهای که دارای تقارن مرکزی نیستند وجود دارد. جهتی که در آن کشش یا فشار پولرایز یشنی به موازات قوه وارده پدید می آورد، محور پیزوالکتریکی بلور نامیده میشود و موادی دارای این ویژه گی را مواد پیزوالکتریک میگویند. بلور کوارتز از این دسته مواد اند و از نخستین اجسامی اند که این ویژه گی در آن کشف گردیده و اکنون هم برای تولید امواج التراسوند بکار برده میشود. شکل (12-6).

موادیکه مانند کوارتز انرژی برقی را به میخانیکی و برعکس انرژی میخانیکی را به انرژی برقی تبدیل میکند بنام پروپ (Probe) یا تراسدیوسر (Transducer) مینامند. [۸ و ۱۱]

12-4 . دستگاه مؤلد امواج التراسوند

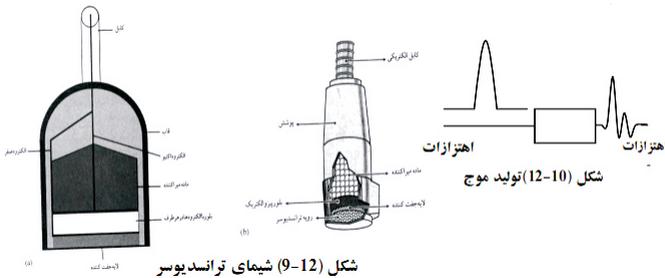
این دستگاه عمدتاً از سه بخش اصلی تشکیل گردیده است که قرار ذیل اند.

- منبع تولید جریان فریکونسی بلند، که در داخل یک محفظه قرار داشته و برای تولید امواج بکار میرود.

- میز کنترل، که عبارت از صفحه ایست که کلید ها و همه وسایل تنظیم و کنترل شدت و زمان و ... در آن نصب است .
- منبع اهتزازات امواج التراسوند، که در قسمت انتهای دستگاه یک دستگیر فلزی بنام پروپ و یا ترانسدیوسر قرار دارد و بوسیله یک کایل به دستگاه متصل است . و در حقیقت این قسمت شامل یک کرسنال پیزوالکتریک میباشد که مهمترین قسمت دستگاه است. [۶]

1۲-2-5 ترانسدیوسر و انواع آن

ترانسدیوسر یا پروپ ابزاری اند که تیغه کوارتز و یا بلور دیگری که واجد خاصیت پیزوالکتریک است در آن قرار داشته و انجام دیگر آن رابه برق بافریکانس بلند وصل میسازند . شکل (۹-۱۲) ساختمان ترانسدیوسر



رانشان میدهد. هر ترانسدیوسر بایک فریکونسی ریزونانس، نوسان دارد. هر قدر کرسنال نازکتر باشد فریکونسی های که در آن نوسان مینماید بالاتر خواهد بود . در کرسنال کوارتز به ضخامت ۲.۸۵mm فریکونسی ریزونانس 1MHz است. فریکونسی

های که در سازه طبابت استفاده می‌گردد در حدود $1 - 5\text{MH z}$ می‌باشد.

از	تولید میکند	ترانسدیوسر
الکتریسته (برق)	انرژی میخانیکی	التراصوت
//	حرارت	توستر
نفت	حرکت	موتورانومات (ماشین خود کار)
الکتریسته (برق)	نور و حرارت	چراغ
حرکت	الکتریسته (برق)	ژنراتور
امواج الکترومقناطیسی	نور و صدا	تلویزیون
الکتریسته (برق)	صدا	لودسپیکر
صدا	الکتریسته (برق)	میگروفون

قلب ترانسدیوسر بلور پیزوالکتریک یا عنصر ترانسدیوسر می‌باشد. مواد بلوری بسیاری (کوارتز، نیوبات لیتوم، سؤلفات لیتوم و مواد سرامیکی تیتانات زیرکونات (PZT) تلیتانات باریوم، متانیوبات سرب) بکار گرفته شده اند. بلورهای غیر کوارتز در حالت طبیعی پیزوالکتریک نیستند. [۸]

ترانسدیوسر از نظر شکل، ساختمان و اهداف استفاده انواع مختلف داشته و هر یک کاربرد خاص دارد که در ذیل معرفی می‌گردد.
- ترانسدیوسر استوانوی (Cylindrical): برای سکن گیری و تداوی بکار میردد.

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

- ترانسیدیوسرگره ای (Perivascular) : مانند حلقه یاگره ای اطراف ورید وشریان را میگیرد ، درهنگام جراحی برای اندازه گیری شدت جریان خون نصب میگردد.
- ترانسیدیوسرکتیترمانند (Catteter tipped) : برای ارسال بداخل رگهای خونی یامجرای ادرار . مثلاً برای شکستن سنگ کرده استفاده بعمل می آید.
- ترانسیدیوسر تنفسی (Aspiration): دارای سوزن مخصوص بیوپسی اند که بوسیله آن درهنگام ورود سوزن درمحل ضایعه سونوگرافی بعمل می آید .
- ترانسیدیوسر کرسтели یا مولتی کرستل : این ترانسیدیوسر حداقل ۶۴ عدد کرستل دارد که برای سکن به هنگام (Real time scanning) که حرکات اناتومیکی اعضا راثبت میکند بکار میرود.[۶ و ۸]

۱۲-۲-۶ . موارد استعمال طبی التراسوند

پس از جنگ جهانی دوم انجینیران طبی ، فنونی برای استفاده از التراسوند در تولید تصاویری که در تشخیص های طبی ارزش دارد بوجود آوردند . اصولاً یک منبع التراسوند ، امواجی از ضربان های صوتی در فریکونسی حدود ۱- 5MHz رابداخل بدن می فرستند . با استفاده از زمان لازم انعکاس ضربان ها، میتوانیم به اندازه ساختمان ها

واعضای مختلفه بدن که درمسیر امواج التراسوند قراردارند اطلاعات بدست آوریم [۱۹].

درهنگام استفاده از التراسوند درتشخیص باید همیشه تعادل میان تحلیل و تجزیه (Resoution) و قدرت نفوذیه (Penetration) برقرار گردد. با درنظرداشت بنیه مریض (چاقی ولاغری) وموقعیت ساختمان مورد مطالعه ، درتناسب این دوفکتورتغییر وارد گردد. طورمثال دراشخاص چاق از فریکونسی 2.5MHz با قدرت نفوزیه زیاد دراشخاص لاغر اطفال ازفریکونسی بلند 7MHz دارای Resolution عالی استفاده گردد. از التراسوند درطب بدو هدف ذیل استفاده بعمل می آید. [11]، 19

۱- تشخیص

ازامواج التراسوند درتشخیص ضایعات ومعاینه داخلی بدن استفاده میگردد. اساس کاربه این اصول استوار است. امواج صوتی بوسیله ترانسدایوسرهای مناسب بداخل اعضا فرستاده شده کیفیت امواج منعکسه تحت بررسی قرار میگیرد. به این طریق از روی تغییرات آن نوع وضایعه را تشخیص میدهند. ازاین 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 شرایط ذیل معاینه وتشخیص میشوند:

- جنین به فریکونسی درحدود 7-12MHz

- اعضای عمیق (گرده ها کبد) به فریکونسی 1-6MHz
- چشم به فریکونسی 10 MHz
- خصیه ها و تایروئید 7MHz
- مریضان لاغر و اطفال 5MHz
- حوصله و بطن 3MHz و اعضای عمیق 1.5MHz ضرورت دارد [۶ و ۸ و ۳۲].

۲- تداوی

- از امواج التراسوند بیشتر در تداوی موارد ذیل استفاده بعمل می آید .
- تشدید موضعی جریان خون سریع فعالیت میتابولیکی یک ناحیه از بدن .
- تسکین درد و برطرف نمودن اسپاسم عضو .
- ترمیم انساج زخم های ناشی از تاثیرات شعاع .
- پاک کردن دندان ها .
- پارچه نمودن سنگ های مجرای ادرار، سنگ صفرا وی و مواد اصلی داخل انساج .
- در مواردی که سطح عضو نامنظم باشد (مفاصل) و یا به فشار حساس و یا محل تداوی مجروح باشد ، هم چنین برای اعضای حساس که باید امواج مستقیماً به آن اصابت کند، از روش حمام موضعی استفاده میشود، یعنی امواج را بوسیله محیط واسطه ای (آب) به بدن انتقال میدهند.

۲۱-۲-۷. میتود استفاده از التراسوند

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

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

میتود A سکن (Amplitude Modulation) A- scan

: (Amplitude modulation) A-.mode

برای بدست آوردن عمق ساختمان جسم، دسته امواج التراسوند را به جسم فرستاده و زمانی را که این امواج به سطوح مختلفه جسم برخورد نموده و امواج منعکسه آن دوباره میرسد حساب میگردد. این طور تشخیص بوسیله التراسوند 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 الکتريسته روی صفحه C R O (Cathod Ray Ocelliscope) اشکار ميشود. اين صفحه شامل دو محور مدرج عمود برهم اند. محور افقی زمان برگشت امواج را که متناسب به فاصله قشر است نشان

ميدهد و محور عمودی نیز توان صداهاى توليد شده را باهمان دامنه نشان ميدهد. بوسيله اين روش ميتوان فاصله انساج را از يکديگر بطور دقيق اندازه گرفت. [۱۴ و ۱۹ و ۲۱]

روش A-Scan بطور شميانیک در اشکال (۱۱-۱۲) نشان داده شده است.

در شکل (11-12) ترانسديوسر اهتزازات از التراصوت رابه داخل بيکر آب به قطر d می فرستند. صوت از سمت ديگر آب انعکاس وبه ترانسديوسر که به عنوان گيرنده نیزعمل ميکند، باز ميگردد. صوت حاصل بيک علامت الکتريکی (سگنال برقی) تبديل ميشود و به شکل انحراف عمودی R روی تيوب شعاع کاتودی يک اسيلوسکوب نمايش ميگردد. چون آب باعث کاهش صوت ميشود، دامنه موج R از اهتزاز

اولیه ای که در نقطه O روی اسیلوسکوپ مشخص شده کوچکتر است. مدت زمان برای انتقال یک اهتزاز از ترانسدیوسر به سمت مقابل و بازگشت دوباره آن روی مقیاس افقی اسیلوسکوپ نشان داده شده است. با درجه بندی کردن این مقیاس با استفاده از اندازه سرعت صوت در آب از جدول (6-12) میتوان زمان زیاد شده را به فاصله تبدیل کرد.

جدول (6-12) سرعت التراسوت در مواد مختلف. [6و8]

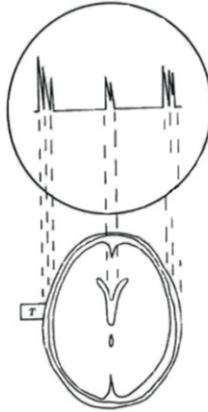
سرعت به [m/s]	مواد	سرعت به [m/s]	مواد
1585	ماهیچه	330	هوا
4080	جمجمه (استخوان)	1450	شحم
1450	سیماب	1540	آب
1500	روغن	1540	نسج نرم
5850	فولاد		خون

با استفاده از التراسوند میتوان محل یک جسم را در بیکر مشخص کرد.

شکل b (11-12)، سطح S در فاصله

d_1 باعث ایجاد صدای اضافی میشود که روی اسیلوسکوپ به صورت S در مکان d_1 پدیدار میگردد. به شکل b^* (9-12) دقت کنید که اکنون صوت R کوچکتر است. با نوسان سطح شکل C (11-12) صوت روی اسیلوسکوپ نیز حرکت میکند. شکل C^* (11-12). یکی از شیوه های که در تشخیص سرطان های مغزی A-Scan بکار رفته بنام ایکوانسفالوگرافی (Echoencephalography) است. ضربان التراسوت به ناحیه ظریفی از جمجمه اندکی بالای گوش ارسال

و پژواکها از ساختمان های مختلف درون کاسه سر روی اسیلوگراف پدیدار میشود. شکل (۱۲-۱۲)



شکل (12-12) روش A-Scan برای مشخص کردن خط وسط مغز

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

۱۲-۲-۸. موارد استعمال A-scan

- یکی از موارد 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 های ۲۰ MHz استفاده میشود. این فریکونسی در تشکیل تصویر از چشم با قدرت تفکیک بهتر است، زیرا در چشم استخوان وجود ندارد تا قسمتی از انرژی را جذب نماید. همچنان بعلت کوچکی چشم، اندازه جذب نا چیز است. هکذا از A-scan در اندازه گیری کیست ها و سرطان ها استفاده بعمل می آید. اندازه گیری قطر جنین و ابعاد انساج نرم نیز شامل این میتود است.

روش B-scan (Brightness –scan) یا B-

(Brightness –modulation)mode

به میتود B-scan یا B-mode تصویر های دو بعدی از قسمت های مختلف بدن حاصل میگردد. این میتود مشابه A-scan بوده تنها درین میتود ترانسدیوسر حرکت میکند که نتیجه هر صوت منعکسه بروی اسیلو اسکوپ نقطه یا یک اثر تولید کرده که این اثرات مطابقت به موقعیت سطوح انعکاس دهنده دارد. درین روش صوت ها که به شکل مجموعه ای از نقاط تاریک، روشن و یا خاکستری نشان داده میشوند. هر قدر 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 تراندیوسر در نقطه ای از بدن، تعداد نقاط روشن و تاریک در امتداد یک خط تشکیل میشود.

موارد استعمال میتود B-scan :

الف- تصویری گیری از انساج ساکن

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

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

تعیین حاملگی در هفته پنجم ، (در بعضی منابع ذکر شده است که میتوان وضع حمل را در ۱۵ روز حاملگی اشکار ساخته و در مورد سائیز ، 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

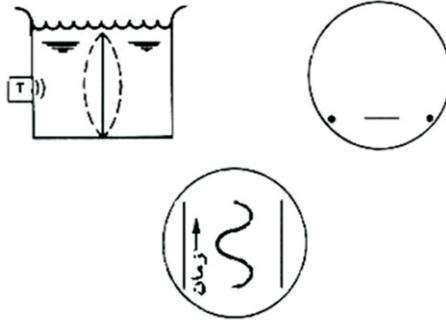
برای بدست آوردن معلومات در مورد حرکت در بدن توسط التراسونوت دو روش ذیل بکار میرود .

۱- M-scan

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

۲- روش داپلر (Doppler)

ازین روش برای اندازه گیری جریان خون استفاده بعمل میآید .
M-scan ترکیبی از A-scan و B-scan است .
ازین روش مانند A-scan ترانسدویسور ثابت است و همانند B-scan صداها بصورت نقطه پدیدار میشود . شکل (12-13) .



13-12 شیمای از روش M-Scan

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

طریقه M-scan بمنظور بدست آوردن معلومات تشخیصی در مورد قلب استعمال می‌گردد. با تغییر دادن ترانسدیوسر در قسمت های مختلف بالای قلب در مورد والها و دیگر ساختمان های آن معلومات بدست می‌آید. همچنان بدینوسیله جمع شدن ماده بلوئیدرا در کیسه های دیوار خارجی اطراف قلب و شش ها تثبیت مینمایند. [۱۹]

1-3-12. تکنیک داپلر

تاریخچه پدیده داپلر :

در بررسی های اولیه در باره صوت در سال ۸۰۰ میلادی دریافتند که وقتی یک منبع صوت با یک فریکونسی بطرف شنونده حرکت میکند، فریکونسی بلند تر و هنگامیکه از منبع دور میشود فریکونسی پائین تر دارد. این پدیده نخستین مرتبه در سال ۱۸۴۲ توسط جان ، کریستین داپلر (Jan.christain.Doppler) فزیکدان اتریشی تشریح شد. این واقعیت را در یک مقاله تحقیقی خاطر نشان ساخت ، رنگ یک جسم نورانی باید در اثر حرکت نسبتی جسم تغییر کند به چاپ رساند. به اساس فرضیه داپلر خاصیت بعضی از مواد مانند نور و صوت به حرکت نسبی منبع امواج و مشاهده کننده بستگی دارد. داپلر تصویری ازین نداشت که اصول وی شامل فن طبابت گردد. تا دهه دوم قرن بیست استفاده ناچیز و عملی از اصول داپلر صورت گرفت. تصادم کشتی تیتانیک با یک کتله بزرگ یخ. در سال ۱۹۱۲ توجه متخصصین را در رشد بعضی میتود ها و طرق تشخیص و در یافت بعضی اجسام تحت البحری جلب کرد که برای حرکت تحت البحری لازمی بود. محاربه تحت البحری ها در جنگ جهانی اول منجر به ساختن وسائیلی که اساس آنرا داپلر تشکیل میداد گردید. در سال ۱۹۰۰ نخستین دستگاه طبی داپلر در جاپان ساخته شد. در جریان سال های شصت و سائیلی که سرعت ستندرد خون را اندازه گیری می نمود

توسط فرانکلن ۵، روشمر ۶، بوهر ۷ و همکارانش انکشاف یافت. این دستگاه به اساس پدیده داپلر که سمت سرعت یک جسم متحرک، مانند خون را تعیین می نمود استوار بود. [۳ و ۸ و ۴۲]

1-3-2 اثر داپلر (Doppler effect)

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

1-3-3 معادله داپلر

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

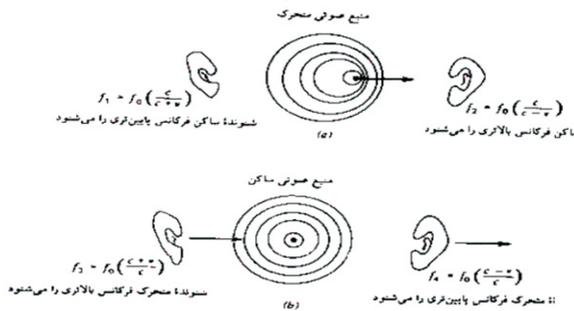
$$vD = vR - v0 \rightarrow \dots (12-14)$$

⁵ - Fraklin

⁶ - Roshmer

⁷ - Boher

vD تغییر داپلر، vR تشعشی باز گشت کننده v_0 فریکونسی فرستنده است. اگر فریکونسی vR بالا تر از v_0 باشد vD مثبت اگر فصل مشترک در حال دور شدن از ترانسدیوسر باشد vD منفی است. وقتی که یک منبع صوت با فریکونسی v_0 بطرف شنونده ای حرکت میکند، فریکونسی بالا تر و هنگامیکه از آن دور میشود فریکونسی پائین تر دارد (شکل 12-13)



شکل (12-14) پدیده داپلر

همچنین زمانی که شنونده به منبع صوت نزدیک و یا از آن دور می‌گردد فریکونسی صوت به ترتیب بیشتر و کمتر می‌گردد. شکل (12) - b (14). هنگام حرکت منبع صوت بطرف شنونده و یا نزدیک شدن شنونده به منبع، امواج صوتی فشرده می‌گردد و از این رو فریکونسی v_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 ؛

$$vD = VT \quad (15 - 12) \quad \dots (2U/T)$$

VT فریکونسی ترانسدیوسر است .

$$U = v \cdot vD \quad / 2 \quad VT \quad \dots \quad (16-12)$$

4-3-12 زاویه داپلر

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

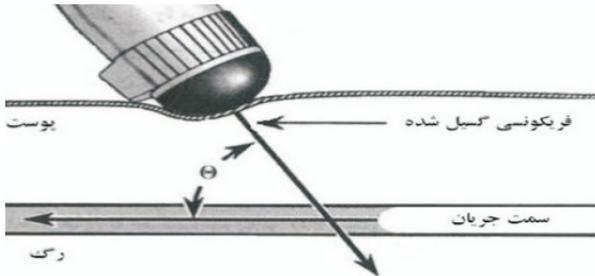
[۸،۱۹]

سگنال تغییر داپلر زمانی اعظمی است که جریان خون به گونه مستقیم

بطرف ترانسدیوسر است و یا از آن دور میشود. مساوات (vT) ۲

تنها برای چنین حرکتی موازی محور ، دسته ($U = v \cdot vD$ /

شعاعی الترا صوت همانطوریکه در شکل (12-41) نشان داده شده است معتبر می باشد . در حالت طبیعی جهت دهی موازی ترانسدیوسر ممکن نمی باشد . طوریکه در شکل دیده میشود دسته شعاع نسبت به رگها دارای زاویه θ می باشد



شکل (12-15) فریکونسی تغییر داپلر به زاویه θ بستگی دارد

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

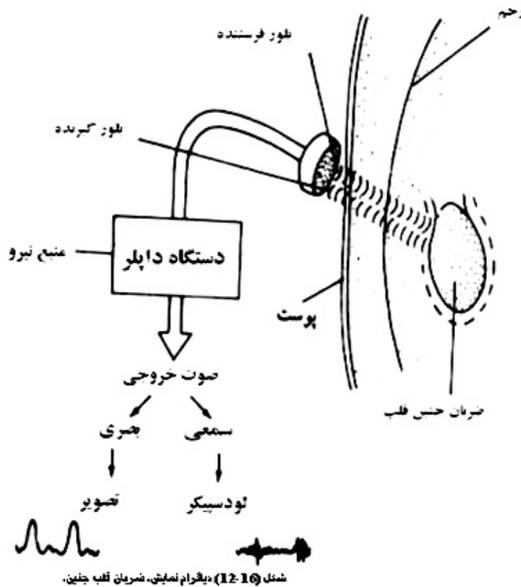
$$vD = vT (2U/T) \cos \theta \quad \dots (12-17)$$

زاویه θ طوریکه بین $0 - 90$ و به $1 - 0$ تغییر میکند جدول (7-12)

(اندازه های $\cos \theta$ را برای یک تعداد زوایای داپلری داده است .

از پدیده داپلر در تشخیص حرکت قلب، جنین طفل قبل از ولادت، پلاستا، زنده بودن و مرده بودن طفل و دیگر ساختمان های در داخل رحم استفاده میشود [۸].

مطالعه ضربان قلب توسط تکتیک داپلر در شکل (2۱- 16) نشان داده شده است.



12-3-5. اثرات فیزیولوژیک التراسوند در تداوی

زمانیکه امواج اولترا سوند از بدن عبور میکند یک سلسله تغییرات فیزیکی و کیمیای مختلف بوجود آمده و تا اثرات فیزیولوژیک را بار میآورد. اندازه این تأثیرات به فریکونسی و امپلیتود صوت بستگی دارد. در شدت های بسیار کوچک که به منظور

تشخیص از آن استفاده میشود (بین توان وسطی $0.01\text{W}/\text{Cm}^2$ و توان اعظمی $20\text{w}/\text{cm}^2$) هیچ تأثیر زیان آور مشاهده نمیگردد. با افزایش توان الترا سوند در تداوی استفاده میشود. التراسوند بمنظور عامل حرارتی بیک توان متمادی نزدیک به $1\text{W}/\text{Cm}^2$ میتواند مانند یک عامل گرم کننده عمیق عمل کند. انساج بدن به توان $10^3\text{W}/\text{Cm}^2$ تخریب میگردد.

تأثیرات ابتدائیکه از استعمال التراسوند بوجود میآید بلند رفتن حرارت و تغییرات فشار میباشد. اثر اولیه ای 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 فیزیکی شدت واقعی بین $1-10\text{W}/\text{Cm}^2$ بوده و فریکونسی در حدود 1MHz است. طوریکه قبلاً ذکر شد تغییر

امپلیتود در توان $1\text{W}/\text{Cm}^2$ در نسج در حدود 10^6cm و فشار اعظمی 15at است. خاطر نشان باید ساخت که تغییراز فشار اعظمی به اصغری در مسافه نصف طول موج صورت میگردد. مثلاً برای موج 1MHz در نسج $\lambda/2=7\text{mm}$ است. در یک دسته امواج التراسوند با شدت $35\text{W}/\text{Cm}^2$ در حدود 10at تغییر فشار بوجود میآید. 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 مالیکول ها میتوانند بدست آرد کافیسیت تا رابطه

کمیای شان را بشکند. امواج التراسوت شدید میتواند آب را به H_2 و O_2 تجزیه و مالیکول های DNA را پاره کند. در توان های $10^3 W/Cm^2$ توسط امواج التراسوند محراقی تخریب انساج انتخابی در عمق دلخواه امکان پذیر است. بنابراین محدودیت در شرایط استفاده برای تداوی سرطان ها به تحقیقات بیشتر نیاز دارد.

1۲-3-6 خواص عمومی امواج التراسوند

- ۱- ضربه: این موج درحد فاصل دومی محیط مادی که از لحاظ وزن مخصوص و جنس اختلاف زیادی دارند منعکس شده در همین جهت اگر دارای قدرت زیاد باشد هنگام عبور از بدن ایجاد درد مینماید.
- ۲- ایجاد حفره^۸: مهمترین خاصیت امواج صوتی است. اگر ظرف آبی را در معرض تابش این امواج قرار بدهیم در اثر کم شدن فشار و به علت وجود گازهای محلول، حباب های کوچک در ظرف ظاهر میشود. این حباب ها حرکت میکنند و بوسیله چشم قابل رویت هستند و به اثرشگافتن شان مقدار انرژی تولید میشود.
- ۳- ایجاد حرارت: در نتیجه جذب انرژی و اهتزاز مالیکول ها حرارت تولید میشود. بنابراین درسونوگرافی برای جلوگیری از تولید حفره و فشار باید در توان های پائین کار کرد.
- خواص کمیای: از زمره خواص کمیای این امواج میتوان از بیرنگ کردن مواد، تولید آب اکسیجن و تهیه مرهم ها نام برد.

⁸ -cavitation

۴- آثار بیولوژیکی : خواص بیولوژیکی این امواج ناشی از عاملی حرارتی و میخانیکی آنهاست . بطور کلی انتقال امواج به بدن به سبب اهتزازت سریع مالیکول ها میشود. این اهتزازات بر عروق شعریه و عروق لمفاوی اثر میگذارد و خاصیت اسموسی را تشدید مینماید. در نتیجه حجم مبادلات سلولی بالا میرود. ضمناً به علت جذب انرژی در انساج درجه حرارت محل تداوی بالا رفته متعاقب آن پدیده کیمیاوی و بیولوژیکی ظاهر میگردد . 6، [3].

1۲-3-7 مقایسه التراسوت بارادیوگرافی

تشخیص با التراسوند در اکثر موارد بر مبنای انعکاسی قسمی از انرژی التراسوند از یک سطح مشترک در داخل بدن انجام میگردد. اگر چه این انعکاس ممکن است دارای شدت ضعیفی باشد ولی میتوان توسط یک گیرنده حساس آن را کشف و برای نشان دادن آن را تقویت کرد.

موجی که بداخل بدن میگردد عمیق تر نفوذ کرده و انعکاس های درقشرهای مشترک دیگر انجام میگردد. بدین ترتیب اطلاعات مربوط به ساختمان داخلی بدن بطور عمده از این انعکاس ها بدست میآید . گاهی از قسمت عبور موج از انساج نیز در تشخیص استفاده میکنند.

در رادیوگرافی یا تصویر برداری شعاع از اطلاعات بدست آمده از عبور اشعه X استفاده میکنند. التراسوند جای تصویر برداری با شعاع را نخواهد گرفت ، بلکه این دو روش وسایل مکمل تشخیص اند . با اشعه X از یک شی سه بعدی میتوان تصویر دو بعدی بروی صفحه فلم ایجاد کرد ، که استفاده از آن و مشاهده نقصهای که در محل های مخصوص

وجود دارد ممکن است به تشخیص کمک کند. این امر نیاز به کانتراست تصویر طبیعی دارد. مثلاً در مورد استخوان و انساج و یا با ایجاد کانتراست مصنوعی با دادن غذا باریم را بطور مصنوعی وارد بدن نموده و به رادیولوجست امکان میدهد که این نقایص را مشاهده کند. در کاملترین شکل از تصویر گیری با اشعه X میتوان تصویر مقطع سه بعدی، با تجزیه و تحلیل تصاویر متعددی دو بعدی بدست آورد. با امواج التراسوند میتوان تصویر از مقطع بدن مریض بدست آورد بدون اینکه هیچگونه تحلیل و تجزیه ای پیچیده ای انجام شود. زیرا امواج التراسوند میتواند سطوح مشترک بین انساج را آشکار ساخته آن را نشان دهد. لازم نیست که سطوح بین انساج با کثافت و تراکم های مختلف باشد و تنها لازم است که ساختمان محیط تغییر کند تا انعکاس صورت گیرد. بدین طریق برعکس تصویر برداری با X-ray انواع مختلف انساج نرم از قبیل انساج متصل و انساج کبد، با مایع محصور شده توسط انساج نرم را میتوان مستقیماً مشاهده کرد. مزیت عمده تشخیص با التراسوند آن است که کاربردش بمریض خطر جدی وارد نمیسازد. جنبه ناخوش آیند رادیوگرافی (شعاع ایون ساز) عبارت از اثر طولانی مدت و بسیار کوچک و غیر قابل انکار آن بروی قسمتی از جمعیت جهان میباشد. [۱۴ و ۱۵]

۱۲-۳-۸. خطرات سونوگرافی

ایجاد حفره (convotation):

ایجاد خالیگاه های موقتی 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 ۴۱ درجه سانتی گراد که باعث تخریب
انساج میشود میگردد.

:Bubble

گازات که در اثر حرارت به شکل مالیکول ها در میآیند باعث ایجاد
خالیه های داخل نسجی گردیده فضای دیگر اعضا را تنگ تر میسازد
[۱۴،۲۸۸]

12-4-1 . لیتو تروپسی (Lithotripsy).

لیتو (Litho) در زبان لاتین بمعنی سنگ و تریپسی (Tripsy) خورد
ساختن را گویند. لیتوتریپسی یک ماشین جدیدی است که سنگ
های داخل کرده توسط امواج صوتی بدون عملیات پارچه و میده
میگردد. ۷۵ فیصد مریضان توسط لیتوتروپسی سنگ های شان پارچه و
تداوی میشوند. همانطوریکه قبلاً نگاشته شد از صوت در طبابت بدو
هدف استفاده میگردد

- بمنظور تشخیص، مانند الترا سونوگرافی و ایکو کاردیوگرافی

- بمنظور تداوی، مانند لیتو تریپسی.



شکل (12-17) شیمای ماشین لیتوتروپسی 30 ا.

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

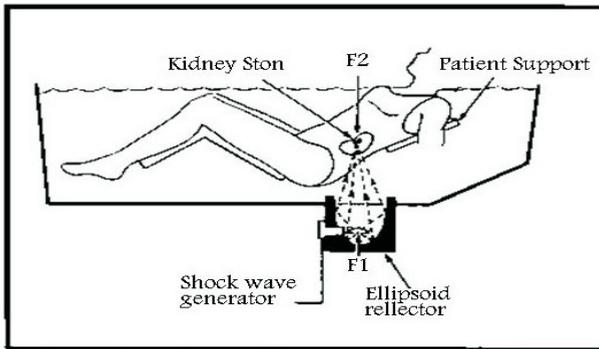
فلوروسکوپی:

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

امواج صوتی :

زمانیکه ولتاژ برق بالا تر از ۱۵-۲۰ هزار ولت برسد امواج صوتی تولید میشود . این امواج صوتی توسط خازن ها ذخیره شده بعداً به حرکت آمده بعد از یک پرواز به عقب وظیفه خود را انجام داده کمتر از یک ملی ولت ولتاژ را به ولتاژ بلند تبدیل و خازن جرقه تولید میکند . همین جرقه بوسیله کیبل به جای دیگر سمت داده میشود که این عملیه را انعکاس مینا مند . ریفلیکتور آله ایست که به الکتروود رسیده آن را هدف قرار میدهد و جای که سنگ کرده توسط عملیه فلوروسکوپی هدف قرار گرفته اصابت میکند . امواج بعد از فوکس به هدف نهایت

باریک شده شکل سوزن را بخود میگیرد و به بسیار سرعت بار بار ، بار به سنگ اصابت نموده سنگ را پارچه مینماید که توسط حالب و مثانه با ادرار از بدن خارج میگردد. . قرار گرفتن مریض به پوزیشن معین جهت تابش امواج صوتی در شکل ۱۲-۱۸ نشان داده شده است.



شکل (۱۲-۱۸) دیاگرام پوزیشن مریض هنگام لیتو تروپسی

لیتوتریپسی عملیه ایست که با استفاده از امواج صوتی با میکانیسم خاص سنگ های داخل گرده ها ، حالب ، مثانه و احلیل از خارج عضویت پارچه و میده میگردد. این عملیه که توسط ماشین اجرا میگردد نظر به عملیه جراحی برای بر طرف ساختن سنگ ها از نقاط متذکره دارای فواید 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 جلوگیری میشود
- بدون بستن پروسه لیتو تریپسی اجرا میگردد .

- مریض میتواند به فعالیت های یومیه پردازد .
- هیچ نوع امواج برقی در جریان اجرای عملیات از عضویت شخص عبور نمیکند . موجه های صوتی با شدت انرژی زیادبالای سنگ وارد گردیده به انساج بدن در صورت دقت کمتر آسیب میرساند .
- هیچ نوع انستیزی در جریان عملیه لیتوتریسی جز حالات خاص تطبیق نمیشود .
- هر عملیه فقط یک ساعت را دربر میگیرد.

12-4-2 . تدابیر وقایوی در عملیه لیتوتریسی

- 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 لیتوتریسی داخل طرق بولی گردد .
 - در هنگام لیتوتروپسی به وضعیت قرار گرفتن مریض در تحت عملیه دقت لازم بعمل آید .بہتر است در وقت لیتوتروپسی از نزد مریض مواد و اشیاى اضافی دور ساخته شود .
 - قبل از لیتوتروپسی 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 های پارچه خارج نمیگردد ، باید ۱۰ تا ۱۲ گیلاس آب روزانه بنوشد .
- بعد از لیتوتروپسی باید اسپرین و ایبوپرو فین برای ۷-۱۲روز گرفته نشود .
- از نوشیدن چای سیاه و قهوه اجتناب شود .
- رژیم غذای معین را تعقیب نماید .
- تمرین های خفیف را انجام دهد .

12-4-3 . اختلالات عملیه لیتوتروپسی

در انجام عملیه لیتوتروپسی در بعضی حالت اختلالات ذیل به مشاهده میرسد .

- بعضاًسنگ های پارچه شده طور عادی نمیتواند از بدن خارج گردد ، این حالت باعث درد های کولیکی (قلنجی) میگردد .
- درین حالت خونریزی بعد از لیتوتروپسی معمول بوده و ندرتاًاین خونریزی زیاد میباشد .
- در حالات غیر عادی انتانات هم مداخله مینماید . [۳۰ و ۳۱]

۱۲-۴. اندوسکوپ (Endoscope)

12-4-1. اندوسکوپ چیست ؟

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

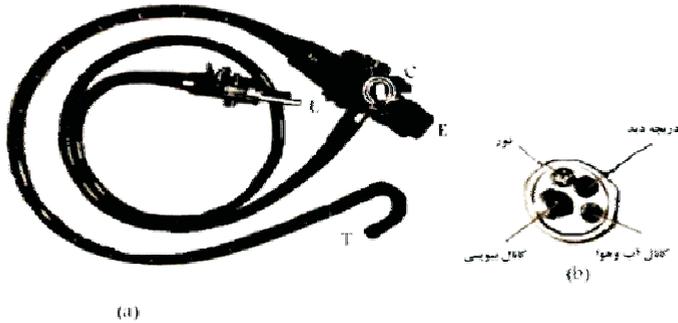
12-4-2. ساختمان اندوسکوپ

اندوسکوپ یک تیوب باریک دارای طول یک متر و در مواردی بیشتر از یک متر بوده و از جمله وسایل تشخیصیه ای نوری که در آن آئینه و عدسیه شامل است میباشد .

تیوب اندوسکوپ باریک و بدو نوع ساخته شده است

- تیوب قابل انحنای (flexible)
- تیوب سخت و راست (rigid)

قسمت داخل اندوسکوپ از فایبر های نوری ساخته شده که نور کافی را به ناحیه مورد نظر انتقال میدهد. تعداد فایبر ها بسیار زیاد (در حدود هزار ها) بوده در کنار هم قرار دارند و انتهای تیوب صیقلی است .وظیفه هر یک از فایبر ها انتقال تصویر به کامره اندوسکوپ و از طریق اندوسکوپ به مونیتور کامپیوتر میباشد . وظیفه کامره تصویر برداری از نواحی تحت معاینه است . در اندوسکوپ یک کانال برای نمونه گیری و یک دریچه برای دیدن وجود دارد .شیمای آن در شکل (12-19) نشان داده شده است . [۱۰]



شکل (12-19) شیمیای اندوسکوپ

در اندوسکوپ از پدیده انعکاس کلی نور ، از رشته های نوری استفاده میکنند. اندوسکوپ دارای یک چینل است که جراحان میتوانند از طریق آن وسایل کوچک مانند امبر جراحی ، قیچی را به داخل انتقال داد، و از طریق هندل کنترل (Control handle) که حرکات تیوب را به عهده دارد کنترل نماید. برعلاوه از طریق چینل مذکور سکشن (Section) ، یعنی خروج مایعات که به اثر التهابات بوجود آمده صورت گرفته میتواند. اندوسکوپ دارای یک چینل آبیاری (irrigation) میباشد که برای شستسوی عدیسه ها مورد استفاده قرار میگیرد. [۱۵ ، ۱۰]

12-4-3 انواع اندوسکوپ

اندوسکوپ نظریه خصوصیات تیوب آن دونوع میباشد :

اندوسکوپ سخت (Vigid endoscope)

اندوسکوپ قابل انحنای (Flexible endoscope)

اندوسکوپ نوع اول دارای تیوپ راست و سخت بوده بنا بر خطرات بیشتر مورد استفاده آن کمتر است. در بعضی حالات که برای معاینه نواحی که خونریزی ممانعت بیشتر مینماید استفاده میشود.

نوع دوم که تیوپ آن انحنا پذیر است و حاوی فایبرهای نوری که خصوصیات آن انتقال نور به نواحی مورد نظر و برعکس انتقال تصویر به صفحه مانیتور میباشد. همین خاصیت تیوپ است که میتوان نواحی دورتر عضورا معاینه نمود. باید متذکر شد که اندوسکوپ نظریه صورت استفاده آن دارای خصوصیت متفاوت و روش های متفاوت میباشد.

۱۲-۴-۴ . موارد استفاده اندوسکوپ

- در موارد ذیل از اندوسکوپ استفاده بعمل می آید .
- اخذ نمونه نسجی از موجود زنده (Biopsy) غرض بررسی کلینکی. که با این روش دکتوران قادر به تشخیص سرطان های خون ،سرطان معده ،مری ،مقعد، ششها و امراض التهابی میشوند . نظریه همین تفاوت ها در هر موقعیت به نام مختلف یاد میشود .
- مانیتورنگ
- ساحتیکه از اندوسکوپ برای مانیتورنگ استفاده بعمل می آید، جهاز معدی معائی که شامل قسمت های ذیل میباشد.
- مری، معده ، جهاز تنفسی ، جهاز بولی ، دوران حمل.
- دربخش جراحی
- دراین بخش از اندوسکوپ به منظور بیرون آوردن رحم ، عملیات زانو و پروستات استفاده بعمل می آید. 39 ، [31]

12-4-5. روش تشخیص سطوح کانال هضمی EGD

(Esophagogastrodudenoscopy) EGD

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

- کم خونی های روشن ناشده .

- خونریزی های سطحی معده و روده.

- اختلال هضمی دوامدار در اشخاص که سن شان بلندتر از ۴۰-۴۵ سال اند

- مشکلات بلعیدن

- زخم معده و duodenum

روش EGD :

در این روش به مریض ۴-۶ ساعت قبل از EGD توصیه میشود تا غذا نخورد. بسیاری مریضان در برابر این روش به بیهوشی موضعی اما بعضی به بیهوشی عمومی ضرورت دارند. در ابتدا مریض به بستر خوابانده شده سپس در دهن مذکور وسیله mouth-guard گذاشته میشود تا دندان های مریض محافظت گردد. در اول مرحله تیوب اندوسکوپ از طریق دهن به طرف بلعوم حرکت داده میشود که یک مرحله ناراحت کننده بمریض است زیرا بین وسیله و قسمت های تحت تماس بدن اصطکاک مانع حرکت وسیله میگردد. اما سرعت عمل ورهنمای درست تیوب از شدت ناراحتی می کاهد. بعداً تیوب

اندوسکوپ بتدریج بطرف سفلی رهنمای میشود. در این سیر تیوب از نواحی مختلف عکس برداری مینماید. مهمترین کاریکه در این عملیه انجام میشود گرفتن ۱-۳ ملی متر مقطع از نواحی مشکوک برای مطالعات بیوپسی است.

تداوی EGD:

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

خطرات EGD:

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

12-4-6 . برانشسکوپی (Bronchoscopy)

- تعریف:** برانشسکوپی عبارت از روشی معاینات طرق تنفسی غرض بررسی های غیر نارمل میباشد. از این روش برای تشخیص حالات ذیل استفاده بعمل می آید.
- ابنارملینی های جهاز تنفسی
 - اخذ نسج نمونه برای مطالعات بیوپسی از نواحی التهابی جهاز تنفسی.
 - ارزیابی خونریزی های جهاز تنفسی .

روش Bronchoscopy :

در حدود نیم الی یک ساعت قبل از برانشسکوپی برای مریض ادویه Antioanxietyday که مسکن خفیف و ضد تشنجی به مریض توصیه میشود تا ترشحات را مانع شود. فشار مریض، EGD و مقدار اکسیجن بصورت متناسب اندازه شود. به خصوص در حالتیکه مریض به هوش باشد. تیوب اندوسکوپ نوع دوم (قابل انحنای) را از طریق دهن یا بینی مریض در حالت نشسته یا خوابیده داخل گردد طوریکه ابتدا در قسمت ابتدائی طروق تنفسی رشته های صوتی و بعداً شزن (Triachea) و به تعقیب قصبه (Brachious) . در جریان عبور تیوب اندوسکوپ از نواحی مختلف تصویر برداری گردد. در صورت دریافت ساحه غیر نارمل از ساحه مقطع نسجی برای مطالعه بیوشیمی اخذ میشود.

تداوی :

برای ازبین بردن اجسام اجنبی ایکه که در مسیر طروق تنفسی موجود است مانند polype استفاده بعمل می آید.

خطرات :

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

12-4-۷. سیستوسکوپی (Cystoscopy)

اندوسکوپی از طریق احلیل (Urethra) بنام Cystoscopy یاد میشود. سیستوسکوپی تشخیصی معمولاً بای هوشی انجام شده میتواند اما در روش عملیاتی از طریق سیستوسکوپی بی هوشی عمومی استفاده میکنند.

سیستوسکوپی درحالات ذیل توصیه میشود:

- اثانات پی درپی جهاز تناسلی
- موجودیت خون در ادرار
- از دست دادن کنترل مثانه
- پیداشدن حجات غیرمعمول درمسیر ادرار
- بندش ادرار از اثر بزرگ شدن غده پروستات.
- نموی غیرطبیعی مانند سرطان هاو پولیپ .

سیستوسکوپی مانند سایر اندوسکوپی ها دارای عدسیه بوده که دوکتوران از طریق آن سطوح داخلی جهاز تناسلی رابه خوبی دیده میتوانند. این وسیله مانند پنسل نازک وباریک میباشد وبعضاً هم دارای تیوب های اضافی اند. سیستوسکوپی درجنس مذکر ومؤنث با بیهوشی موضیعی ولی با سیستوسکوپی سخت بای هوشی عمومی صورت می پذیرد. [42، 34]

12-4-۸. روش سیستوسکوپی

برای اجرای عملیه سیستوسکوپی مراحل ذیل رعایت گردد .

- ابتدا مریض به عقب خوابانده شده بیهوشی موضعی تطبیق میشود.
- انجام تیوب سیستوسکوپی به نرمی داخل احلیل تامثانه فرورده میشود. زمانیکه تیوب از طریق پروستات داخل مثانه میگردد، مریض احساس ناراحتی شدید می کند.
- برای دیدن واضح جدار مثانه بنام Sterile (که شامل آب Salene ومحلول نمک اند) از طریق سیستوسکوپی داخل مثانه فرورده میشود تامثانه را منبسط سازد. این روش اندوسکوپی در چند 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 ۱۵-۲۰ دقیقه را دربر میگیرد.
- بعد از انجام معاینات درمدت زمان اجرای اندوسکوپی مریض ممکن است در جریان ادرار سوزش احساس نماید ویا یکمقدار خون رادر ادرار خود مشاهده کند، این معمول نیست نباید بیشتر از ۲۴ 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 . [44]، 43، [42]

12-5- الکتروانسفالوگراف^۹

12-5-1 تاریخچه :

اولین کسیکه درباره فعالیت های دماغی الکتروانسفالوگراف (EEG) کارکرد فزیکدان انگلیسی سوارد ریچارد کاتون بود. وی در سال ۱۸۷۵ تحقیقات خود را بالای خرگوش وشادی انجام داد. در سال ۱۹۲۹ فزیکدان جرمنی بنام هنس. برگر ۱۰ مطالعات خود توسط EEG بالای انسان شروع نمود و اولین کسی بود که این وسیله را نام گذاشت و بعد از وی تحقیقات اش توسط اگر دوگلیس ادرین ادامه یافت. پیام های نتیجه فعالیت برقی سلول های عصبی را پی برد و تاکنون تحقیقات زیاد در زمینه کاربردهای کلینکی، فزیولوژیکی و روانی این پیام ها شده است.

سایر علما و انانیکه درین بخش پژوهش داشتند عبارتند از:

- فیشر و لاونیک در تهیه الکترودهای که در حملات ناگهانی قابل استفاده میباشد.
- گیس. داویس و لینکس موارد استفاده کلینکی را مهیا ساخت.
- فرانکلین. افنر، پروفیسور بیوفزیک در سال ۱۹۹۹ نوع پروتوتایپ الکترو انسفالوگراف را تهیه نمود.
- در سال ۱۹۵۰ ویلیام گری والتر الکترو انسفالوگراف توپوگرافی را در EEG ملحق ساخت.

^۹ - EEG(Electro encephalo gram)

2 -Hans Berger

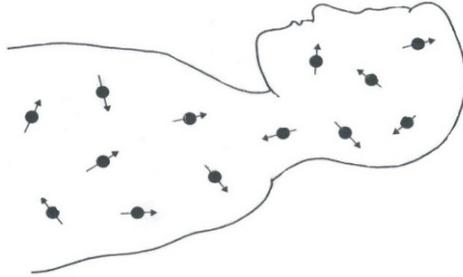
۱۲-۵-۲ الکتروانسفالوگرافی چیست؟

الکتروانسفالوگرافی (EEG) عبارت از ضبط پتانسیل های برقی مغز است. جز در حالت بیهوشی عمیق و نرسیدن خون به مغز، غشای مغز دارای پوتنسیل برقی میباشد. اگر تغییراتی در غشای مغز وارد شود، پوتنسیل برقی آن هم تغییر خواهد کرد. [۱۰]

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

EEG قابلیت کشف تغییرات برقی دماغ را در فی ثانیه دارا میباشد، که یکی از تخنیک های مهم در حال حاضر شمرده میشود. [۴]

برای اندازه گیری پتانسیل های برقی بوسیله EEG، از الکترودهای صفحه ای و یا سوزنی (الکترودها دیسک های کوچک از جنس کلور نقره اند) استفاده میشود که در نقاط مختلف ستندرد سرقرار میگردند. ستندرد بین المللی سیستم ۱۰-۲۰ محل یا جایگاه الکترودها را نشان میدهد (طبق شکل (۱۲-۲۰)).



شکل (12-20) سیستم های استاندارد

الکتروود خنثی در مواردی به گوش وصل و پوتنسیل هریک از الکتروودها نسبت به این الکتروود 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 ۵۰ میکرو ولت میباشد و تداخل حاصل از سیگنال های برقی خارجی بیشتر باعث بروز مشکلات جدی در پردازش پیام های EEG میشود. حتمی است اگر سرو صدای محیط خارج را کنترل هم کنیم ، باز هم پوتنسیل های حاصل از فعالیت ماهیچه ها مانند حرکت چشم میتواند باعث شکل غیر طبیعی در نوار EEG شود . سیگنال های EEG به فعالیت های ذهنی فرد بستگی دارد ، مثلاً سیگنال های EEG طاق در حال استراحت بین فریکونسی ۸-۱۳Hz قرار دارد ، یا از امواج الفا تشکیل شده است . با فعال شدن فرد دامنه فریکونسی نیز افزایش میابد . یا از امواج بیتا (بیشتر از ۱۳ 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. [۱۹۱۰]

۱۲-۵-۳. استفاده کلینیکی از EEG

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

- برای تفریق حملات حالات نا گهانی روانی از سایر حملات از قبیل حملات غیر روانی بیهوشی و سستی .
- برای تصنیف تکالیف روانی غرض تداوی .
- برای آگاهی حملات روانی غیر احتمالی .
- برای مطالعه شدت انسستیزی .
- بحیث یک اندیکاتور و هم بعضاً در تعیین دیوانگی در صورتیکه با دیگر معاینات مشکوک و به نتیجه نرسد .

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

۱۲-۵-۴ . روش استفاده از EEG

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

محدودیت EEG :

در ساحه استفاده از EEG این محدودیت ها موجود است .

- الکتروود های که در سر نصب میگردد نمیتواند تمام سیگنال ها را انفرادی ضبط کند ، بلکه به عوض فعالیت یک گروه بزرگ نیورون ها را ضبط مینماید .
- وقتی که با نوع دیگر سیستم ها مقایسه شود محدودیت مشخصات اناتومی را نشان میدهد [۱۹ و ۴۳]

۱۲-۵-۵ . الکترومیوگرافی (Electromyography)

الکترومیوگرافی (EMG) عبارت از عملیه ضبط فعالیت های برقی دماغ است . این کار با ضبط پوتنسیل عمل ماهیچه با قرار دادن الکتروود در بالا و داخل ماهیچه مورد بررسی و اندازه گیری اختلاف پوتنسیل نسبت بیک الکتروود خنثی اجرامیشود . برای بررسی بهتر

پوتنسیل غالباً از الکترو د سوزنی استفاده میشود. پوتنسیل ماهیچه تنها هنگامی بوجود میآید که ماهیچه قابلیت هدایت راداشته باشد روی صفحه اسیلو سکوپ ظاهر میشود. تغییر این پوتنسیل میتواند بصورت تغییر صدا باشد که از یک مکان به مکان دیگر و یا از یک ماهیچه به ماهیچه دیگر متفاوت اند. با استفاده از این تکنیک بیماری های که بر اعصاب حرکتی اثر میگذارد، ماهیچه اسکلتی و غیره را میتوان تشخیص داد. نوع پلس های که برای تحریک بکار میروند و همچنین زمان طول تحریک و تکرار آن بسیار متنوع است. در ماشین های نوروتون این امواج که به شکل های مختلف براحتی قابل دسترس هستند میتوان پلس ها و ویژگی فیزیکی آنها را در اسیلوسکوپ دید [۱۰].

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

یک جریان برقی ساحه مقناطیسی تولید میکند و هنگام غیر قطبی شدن و دوباره قطبی شدن در قلب نیز ساحه مقناطیسی بسیار ضعیف ایجاد میشود. مگنتو کار دیو گرافی این ساحه بسیار ضعیف اطراف قلب را اندازه میگیرند. ثبت ساحه مقناطیسی قلب رامگنتو کار دیو گرام

مینامند . ساحه مقناطیسی اطراف قلب تقریباً 5.10^{-11} T که یک ملایونم حصه ساحه مقناطیسی زمین است . [۱۹]

۱۲-۶ . الکترو کاردیو گرام^{۱۱}

الکترو کاردیوگرام (ECG) 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 . ازاین رو باقرار دادن الکترودها در قسمتی از بدن میتوان آن را دریافت . [۱۰]

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

۱۲-۶-۱ . تاریخچه الکترو کاردیوگرام

برقیکه در داخل بدن تولید میشود فعالیت های اعصاب ، عضلات و سایر اعضای بدن را کنترل میکند . در حقیقت برق در همه فعالیت های بدن دخالت دارد . عمل متقابل چارچ های برقی بدن سبب قوه عضلات میشود . کار مغز اساساً برقی است و جریان های برقی در همه پیام های عصبی که به مغز 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 .

¹¹ - Electrocardiogram (ECG)

در سال ۱۷۸۶ گلوآنی (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 ای در مورد تأثیر برق در داخل و سطح بدن انجام داد. در سال ۱۸۵۰ کولیکر (kollicker) و مولر (Muller) با استفاده از یک رشته عصبی عضله قلب را به تماس عضله بقیه آورده تقلص عضله مذکور را مشاهده نموده جریان برق تولید شده را در اثر حرکات قلبی ثابت نمود. در سال ۱۸۸۷ والر (waller) با استفاده از یک الکترومتر شعریه یا کپلری (capillary electrometer) جریان برق ناشی از ضربان قلبی را در سر تاسر عضویت کشف و ثبت نمود.

در سال ۱۹۰۲ ویلیم انتوون (willem Einthoven) باراول توانست با استفاده از سترنگ گلوآنومتر (String Galvanometer) جریان برقی ناشی از ضربان قلب را ثبت کند. در سال ۱۹۳۳ فرانک ان ویلسن (Frank N. Welson) لید های یک قطبی شده را اساس نهاد که در بین اواخر دوازده لید مورد استفاده وسیع قرار دارد.

۱۲-۶-۲. فعالیت ها برقی بدن

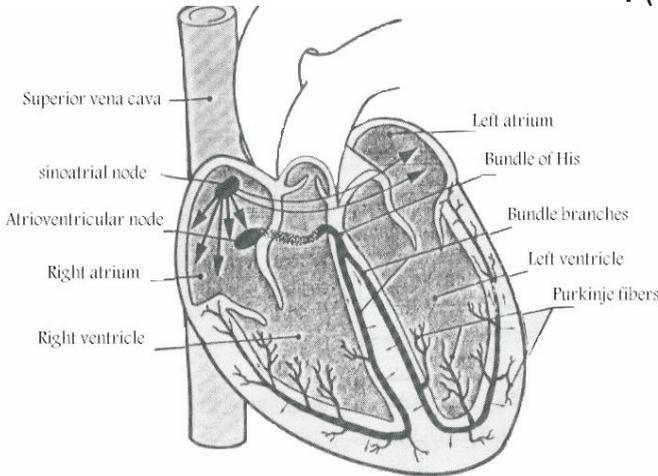
الکترولیت های سودیم، پتاشیم و کلور یکی از کلید های اساسی منشاء بیو الکتریسته است. نمکهای پتاشیم کلوراید (KCl) و سودیم کلوراید (NaCl) در محلول تجزیه شده یون های Cl^- ، Na^+

، +K حاملین چارج متحرک را تشکیل میدهد. این الکتروولت ها در داخل و خارج حجره با غلظت های مختلف موجوداند. حرکت این الکتروولت ها در غشای حجره تحت اثر سه عامل مهم زیر قرار دارد:

- تمایل به نفوذ از محل غلیظ به محل رقیق .
- تمایل دفع چارجهای هممنوع و جذب چارجهای مختلف النوع .
- نفوذ پذیری غذا به ایون های خاص .
- حالت سکون غشای حجره ، نتیجه توازن تأثیرات متقابل است .

پوتنسیل حجروی از اثر تفاوت ایون های داخل و خارج حجره به وجود میآید ، وقتیکه عضله قلبی تنبیه گردد یا تقلص نماید قابلیت نفوذ غشای وی تغییر نموده در سطح جدار غشاء چارج منفی و در داخل غشاء چارج های مثبت به وجود میآید . که این دو حالت را دیپولرایز (Depolarized) مینامند . اگر یک الکتروود داخل عضله قلبی و دیگری در خارج عضله قرار گیرد تفاوت پوتنسیل 10^5 ملی ولت است که بنام پوتنسیل عمل (Action potential) مینامند. هرگاه عضله قلبی در حال استراحت باشد ، سطح خارجی دارای چارج مثبت و سطح داخلی دارای چارج منفی وعضله قلبی در حالت پولرایز (Polarized) بوده تفاوت پوتنسیل آن در حدود (۹۰-) 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 ،

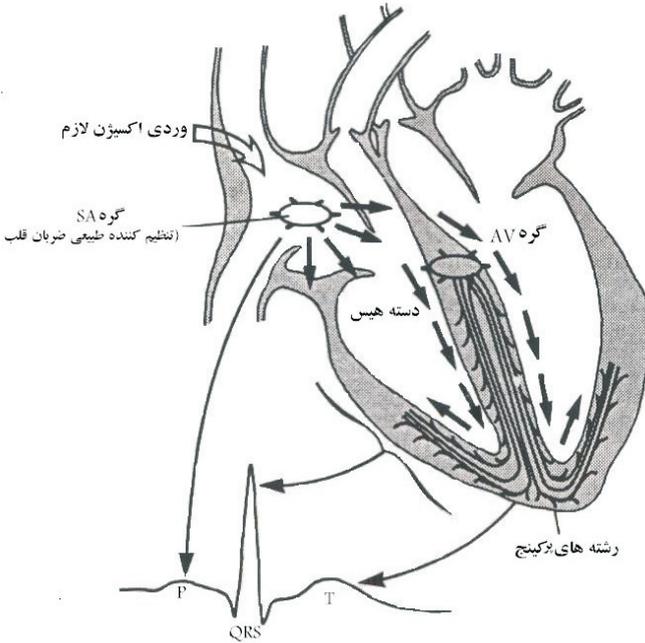
این گره در یک دقیقه ۷۵ پلس (pulse) ایجاد میکند طبق شکل (۲۱) - (۱۲) .



شکل (12-21) سیستم هدایتی قلب

و تنسیل های تولید شده در دهلیزها 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 کنترل کند. این مجموعه از محرکه های برقی از گره SA را میتوان به عنوان پوتنسیل عمل خود به خود تحریک شده دانست. وقتی که یک پوتنسیل عمل گره به یک حالت آستانه بر گشته گره SA بطور اتوماتیک دو باره آزاد و عمل تکرار میگردد. پوتنسیل عمل از گره SA اولین مرحله در یک عملیه هدایت برقی است که

عمل پمپاژ قلب را کنترل میکند. این عملیه در شکل (12-22) نشان داده شده است .



شکل (12-22) عملیه هدایت الکتریکی که دوران پمپاژ قلب را کنترل میکند.[۲۲] گره (SA) انقباض را تحریک میکند و محرک ها بطرف گره دهلیزی بطنی (گره SA) حرکت می کنند . دیپولرا یزیشن ناشی از گره SA موجب میشود که محرک های برقی از طریق یک سیستم هدایتی بطرف عضله قلب (Myocardium) حرکت کند ، این سیستم هدایتی از دسته رشته هدایتی موسوم به رشته هیس (Bandle of His) تشکیل میشود. ازین لحاظ کار طبیعی قلب بستگی به تولید

و هدایت محرکهای برقی درمسیرهای خاص دریک دوره زمانی محدود دارد. که این محرکهای برقی به سطح پوست هدایت میشوند و بوسیله ECG مشخص شده میتواند. [22]

اندازه گیری پوتنسیل برقی درسطح بدن درتشخیص امراض معلومات زیادی رافراهم میسازد.

۱۲- ۶-۳. وسایل اندازه گیری پیام های برقی

شایعترین پیام های برقی پوتنسیل های برقی انتقال عصبی توسط

الکترومیوگرام عضلات (EMG) Electromyogram

الکتروکاردیوگرام عضلات (ECG) Electrocardiogram

الکتروانسفالوگرام (EEG) Electroencephalogram

وبرخی ازاین وسایل که شایع اند

الکتروریتینوگرام (ERG) Electroretiongram

الکترواکولوگرام (EOG) Electrooculogram

مگنتیو کاردیوگرام (MCQ) Magneto cardiogram

مگنتیوانسفالوگرام (MEQ) Magnetoencephalogram

اندازه گیری میشود. [19]

۱۲- ۶-۴. موجهای ECG

امواج برقی که بوسیله قلب تولید میشوند و توسط ECG بالای کاغذ گراف که خطوط آن طولاً و عرضاً به مربعات کوچک 1x1mm تقسیم شده است طوریکه بالای محور افقی کمیت زمان

و محور عمودی پوتنسیل نشان داده شده در سطح بدن ثبت و ضبط میگردد عبارتند از.

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

موج P: نمایندگی از پولزرایزشن دهلیزها یعنی پیش از انقباض دهلیزها بوجود میآید.

موج T: در پایان انقباض بطن و یا دیپولرایز گره AV تولید میگردد. Qq: اولین موج منفی است که در نتیجه دیپولرایزشن بطنها حاصل میشود.

R: اولین موج مثبت است که در نتیجه دیپولرایزشن بطنها حاصل میشود

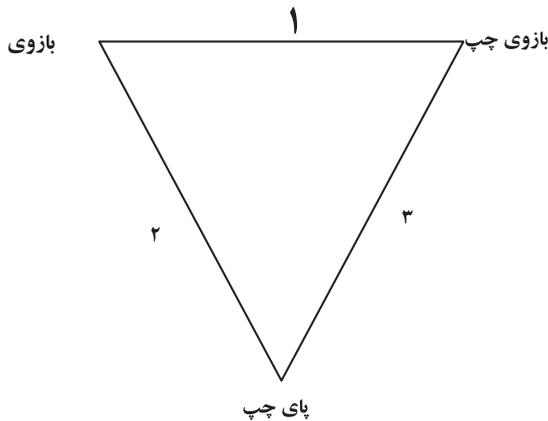
T: از اثر ریپولرایزشن (Repolarization) بطنها تولید میگردد. S: اولین موج منفی بعد از موج R است که در نتیجه دیپولرایزشن بطنها ایجاد میشود.

V: معمولاً مثبت، احتمالاً در اثر Repolarizaden بطنی ایاف Parkinge حجاب بین البطنی بوجود می آید.

۱۲-۶-۵. روش کار برد ECG

در آزمایشات معمولی تشخیص از الکتروود ها استفاده میشود که با پوست بدن تماس سطحی برقرار میکند. متداولترین روش قراردادن

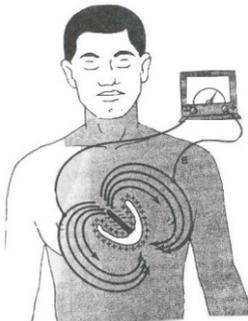
الکتروود ها عبارت از قرار دادن الکتروود ها بروی بازوی چپ ، بازوی راست و پای چپ است . این سه الکتروود یک مثلث مؤثری را تشکیل میدهد که بنام مثلث انتوان (Einthoven) یاد میشود طبق شکل (12- 23) اندازه گیری چند گانه ECG انجام میشود . انتقال پوتنسیل های عمل در قلب یک عملیه وکتوری است .



شکل (12- 23) موقعیتهای الکتروود ECG مثلث انتون [۱۶]

پوتنسیل عمل در یک جهت ارجح هدایت داده میشود و وکتور قلبی به وکتور ساحه مقناطیسی ایجاد شده توسط توزیع چارچها ، خودبه

خود در قلب درحین این عملیه انتقالی مربوط میشود . اندازه گیری نمایش خارجی با یک جفت الکتروود مفروض یک نشانی از مرکبه وکتور را میدهد. برای تعیین وکتور قلبی دستگاه های ECG را با بکار بردن جهت الکتروود ها در مسیر های



که جهت آن از هم ۹۰ درجه فرق دارند استفاده میشود. به این طریق بزرگی و جهت وکتور با استفاده از قضیه فیثاغورث بدست میآید. با استفاده از ساختمان مثلث انتوان که در شکل (12-23) نشان داده ملاحظه میگردد که الکتروود ها روی سینه یا بروی اندام های دست و یادر دوجهدت بکار برده شده تقریباً ۶۰ درجه فرق خواهند داشت. محصله این وکتور را میتوان با روش جمع الجبری وکتور ها بدست آورد. [۲۵، ۱۶]

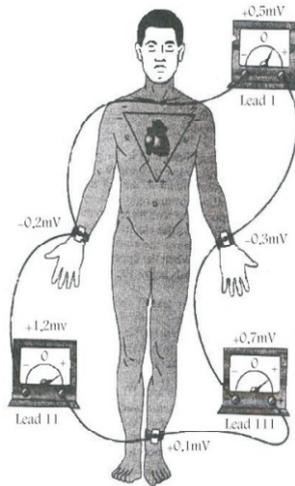
توده عضله بطن در قفسه سینه در شکل (۱۲-۲۴) نشان داده شده است. شش ها که از هوا مملو میباشد شکل (۱۲-۲۴) بر قراری جریان در سینه در اطراف بطنهای قلبی نیمه پولرایز. [۲۳]

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

لیدهای الکترو کاردیوگرافی:

سه لید دو قطبی بین اندامهای بیمار و دستگاه ثبت الکترو کار دیوگرام در شکل (۱۲-۲۵) نشان داده شده است. اصطلاح دو قطبی بدین معنی است که الکترو کار دیوگرام از طریق دو الکترو

واقع بر سمتهای متفاوت سطح بدن (دربین دو اندام) ثبت میشود . بنا برین هر لید صرفاً یک سیم متصل به بدن نیست، بلکه مجموعه ای است از دو سیم و الکتروود های آنها که به همراه دستگاه یک مدار کامل را میسازند . در هر یک ازین



شکل (12-25) تریب قرار دادن الکتروود های ثبت اشتقاقی استاندارد الکترو کاردیوگرافی مثلث اتوون [23]

موارد الکترو کار دیو گراف بصورت یک ولت متر نشان داده شده است . الکترو کار دیو گرام واقعی یک دستگاه ثبات سریع مجهز با کاغذ متحرک است .

لید ۱: برای ثبت لید ۱ اندامهای سر، سرمنفی الکترو کار دیوگراف را بدست راست و سر مثبت آن را به دست چپ وصل میکنیم . بنا برین اگر محل اتصال بازوی چپ به سینه منفی باشد ، الکترو کاردیوگراف موج مثبت رسم میکند ، یعنی موجی که بالا تر از خط ولتاژ

صفرالکترو کار دیوگرام قرار دارد. اگر عکس این حالت اتفاق بافتند، موج منفی رسم میشود.

لید ۱۱: برای ثبت لید ۱۱ اندامها، سر منفی الکتروکار 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 ۱۱۱: برای ثبت لید ۱۱۱ اندامها، سر منفی الکتروکار دیوگراف 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 اتئون نیز در شکل (۱۲-۲۳) به دور ناحیه قلب ترسیم شده است. [۱۲-۷-۷]

۱۲-۶-۶ فواصل و قطعه خط های نورمال

الف: فاصله (Intervale):

R-R: در شروع P و شروع QRS در زمان ۶۰۰ تا ۱۰۰۰ میلی ثانیه.

S-T: در ختم موج ختم موج T

Q-T: شروع موج Q و ختم موج T

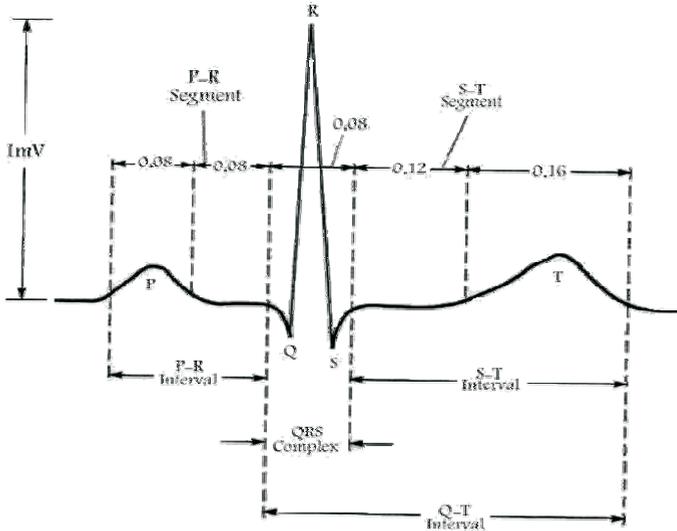
ب: قطعه خط (Segment):

P-R: ختم موج، T آغاز موج Q در زمان ۱۵۰ تا ۲۰۰ میلی ثانیه.

S-T: ختم موج S و شروع موج T در زمان ۳۲۰ میلی ثانیه

ج - کمپلکس QRS

شروع موج Q و ختم S در زمان ۷۰ تا ۱۱۰ میلی ثانیه. [۲۴]



شکل (12-۲۶) فواصل استاندارد در ECG

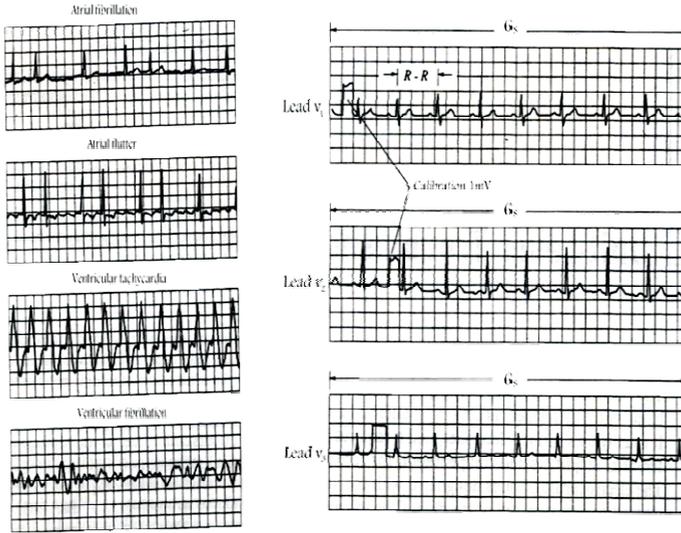
شکل امواج مهم کلینیکی ECG شامل بزرگی، قطبی و شکل موج

میباشد و اندازه زمان انحراف ازین نورم ها علایم بیماری است.

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

مساویست به

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



شکل (۱۲-۲۷) شکل نارمل کاردیوگرام

شکل (۱۲-۲۷) شکل غیر نارمل کاردیوگرام

R-R پر یود ECG در فی ثانیه است. ضربان قلب بین ۶۰-۱۰۰ ضربه نارمل است. اگر بیشتر از این حد باشد Tachycardia و کمتر از حد نارمل Bradycardia نامیده میشود. شکل (۱۲-۲۷) ملاحظه شود.

۱۲-۶-۷. لید های ECG

لید ۱، مساویت به تفاوت پوتنسیل برقی بازوی چپ (LA) و بازوی راست (RA)

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

لید ۲، مساویست به تفاوت پوتنسیل برقی پای چپ (LL) و بازوی راست RA

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

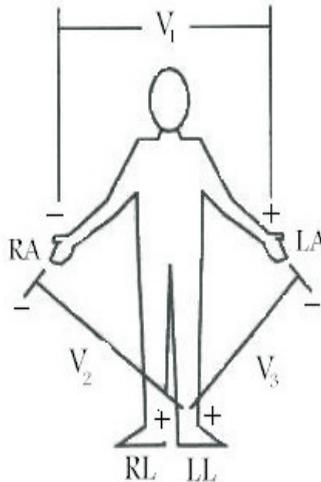
لید ۳، مساویست به تفاوت پوتنسیل برقی پای چپ (LL) و بازوی چپ (LA)

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

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

$$V_1 = V_2 - V_3$$

از نظر تاریخی اتصال سطح RA به LA و به LL و برعکس به RA مثلث انتون نامیده میشود. شکل (12-28). نشان داده شده است.



شکل (12-28) لیدهای استاندارد در ECG

قیمت های V_1 ، V_2 ، V_3 امواج شناسائی شده ECG در جدول (12-9) معرفی گردیده است. [۲۴]

جدول (9-12) امواج استاندارد ECG [14,21]

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

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

$$avR = -VT - V_3/2$$

$$avL = V_1 - V_2/2$$

$$avf = v_2 - v_1/2$$

ولتاژ های نورمال ثبت شده موجهای ECG بستگی به نحوه قرار گرفتن الکترودها به سطح بدن و فاصله آنها از قلب دارد . اگر یکی از الکترودها مستقیماً بروی بطن ها و دیگری را در نقطه ای دیگر از بدن دور از قلب بگذاریم ، ولتاژ موجهای کمپلکس QRS ممکن به بزرگی ۳ تا ۴ میلی ولت باشد .

اگر هر دو الکترودها ECG به دست ها وصل و یا یکی آن بدست و دیگری به پا وصل شوند ولتاژ کمپلکس QRS از قله موج R تا پائین S معمولاً 1، 0 تا 5mv، 1 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

ها و شروع تحریک بطنهاست. این زمان به فاصله P-Q معروف بوده فاصله نورمال (طبیعی) آن ۰,۱۶ ثانیه میباشد. گاهی این فاصله را P-R نیز میگویند.

فاصله Q-T انقباض بطنها تقریباً از شروع Q (یا موج R در صورت نبود موج Q) تا خاتمه موج T طول میکشد، این فاصله به Q-T معروف است و زمان نورمال ۰,۳۵ ثانیه میباشد.

سرعت ضربان قلب در ECG عبارت از عکس فاصله زمان بین دو ضربه متوالی است. اگر فاصله زمان بین دو ضربه متوالی با استفاده از نوار مدرج (کاغذ) ECG یک ثانیه باشد سرعت ضربان ۶۰ ضربه در دقیقه است. فاصله نورمال بین دو کمپلکس متوالی QRS در شخص بالغ در حدود ۰,۸۳ ثانیه است. لذا سرعت ضربان مساویست به

$$60/0,83 = 72.3 \text{ Puls/min}$$

برای دریافت Rate با استفاده از ECG اگر تعداد مربعات کلان را N و تعداد مربعات کلان بین دو حالت موج ۳۰۰ باشد،

$$\text{Rate} = 300/N \quad \dots (21 - 28)$$

با اساس قیمتی که از رابطه فوق بدست میآید Rate نارمل و غیر نارمل تشخیص میگردد. [۲۳ و ۲۴]

۱۲-۷. توموگرافی (Tomography)

توموگرافی (تصویر برداری مقطعی) بدو بخش تقسیم میشود .

- توموگرافی معمولی (BSR(Body Section Radiography)

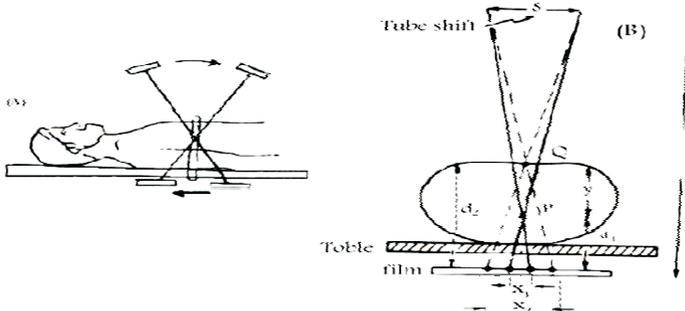
- توموگرافی کمپیوتری CT-Scan(Computrized

Tomography Scan)

- اساس توموگرافی معمولی بر اصل "محو شدن تصویر یک قسمت با

حرکت درموقع تصویر برداری" بنا نهاده شده است . یا بعبارت دیگر

تصویر برداری مقطعی عرضی از اعضای بدن . شکل (12-29) .



شکل (12-29) دیاگرام شیماتیک از اصول MRI

شکل A بطور ساده تکنیک توموگرافی را نشان میدهد همانگونه که ملاحظه میگردد، هنگام قرار گرفتن مریض در معرض x-ray ، تیوب اشعه X و فلم در جهت های مخالف یکدیگر حرکت داده میشوند تا یک توموگرافی از قسمت بدن تهیه گردد. زمانیکه تیوب x-ray در یک جهت و فلم در جهت دیگر آن حرکت مینماید ، این دو توسط یک میله بیکدیگر متصل میشوند ، طوریکه نقطه A به عنوان یک محور برای نقاط مختلف عمل میکند . در تمام مراحل نقطه A ثابت

باقی میماند . قسمتی از بدن که در امتداد A قرار میگیرد بطور واضح دیده خواهد شد . [۶]

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 .

مبنای توموگرافی کمپیوتری برای اندازه گیری مستقیم بقایای انرژی یک ساحه اشعه X ، پس از عبور آن از قسمتی بدن است . یعنی به عوض اینکه یک فلم رادیوگرافی با تعامل کیمیای خود با لای املاح نقره تغییرات انرژی شعاع خارج شده از بدن را بصورت تصویر رادیوگرافی نشان دهد ، درینجا توسط دیدکتور حساس (Detector) میزان انرژی باقیمانده اندازه گیری وبه کمپیوتر فرستاده میشود . کمپیوتر مقدار آن را که برای تمام نقاطی از بدن که در مسیر عبور شعاع X قرار گرفته حساب میکند . در یک رادیوگرام سایه های اعضای بدن که بر سر راه شعاع قرار میگیرد روی هم می افتد و یک دیگر را می پوشاند . بنابراین سایه های انساج سالم ممکن روی انساج مریض قرار گیرد و آن را بپوشاند . برای از بین بردن این حالت رادیولوجست ها از زوایای گوناگون رادیوگراف میگیرند . درین روش تصویر برداری مقطعی از بوجود آمدن سایه های ناخواسته جلوگیری میشود . [۱۱]

توموگرافی مقطعی یکی از دستگاه های با ارزش طبی است که بنام های گوناگون چون CAT، CTAT، CRT، DAT نام گذاری شده است. اما امروز همه آن بنام CT پذیرفته شده است که به کمک آن میتوان ساختمان های اعضای داخل بدن را بررسی نمود. [۶ و ۱۱]

۱۲-۷-۱ . ساختمان CT-Scane

دستگاه CT-Scane وسیله مفید جهت تصویر برداری طبی بوده که مانند دستگاه معمولی رادیوگرافی از اشعه X جهت تولید تصاویر مقطعی متعدد از اندامهای مختلف بدن از آن استفاده میگردد. این دستگاه متشکل از یک بدنه اصلی که حاوی یک تونل حلقوی شکل، یک تخت متحرک که قابلیت حرکت بسمت داخل و خارج را دارد، یک گانتری که سر یا عضو مورد نظر مریض 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 مانیتور در اتاق جداگانه جا بجا میباشند. بدن اصلی دستگاه محل تولید اشعه X میباشد که با دتکتور های برقی متعدد که مقابل یکدیگر در داخل تونل یا محفظهء صندوق مانند بزرگی قرار گرفته بدوری 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 ۱۶ تصویر مقطعی بدست میآید و دوران تکرار میشود. پس از ۱۸۰ سکن که

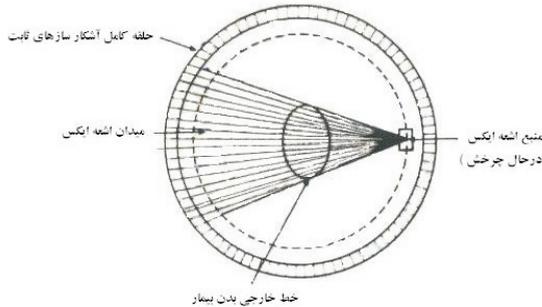
تقریباً ۴ الی ۵ دقیقه طول میکشد و ساحه باریک شعاعی که از تیوب اشعه X خارج میشود پس از عبور از ضخامت بدن مریض بروی گیرنده مقابل آن می‌تابد و کمپیوتر اطلاعات را تحلیل و اندازه‌گیری مینماید.



شکل (12-30) شیمای CT-Scan [۹]

چون دوران یک ساحه اشعه X مثل یک مقطع عرضی در آن قسمتی از بدن است، از آن سب بنام توموگرافی یاد شده است. نقش کمپیوتر در محاسبه و جمع بندی انرژی باقیمانده اشعه X پس از عبور از تمام نقاطی است که در آن مقطع قرار گرفته اند و اعدادی که از کمپیوتر بدست میآید در واقع ضریب جذب متوسط هر نقطه که در آن قشر عبوری اشعه است. تصویری که بدین ترتیب از کمپیوتر بدست میآید مثل یک مقطع تشریحی عرضی از بدن بوده که در آن تمام قسمت‌ها را میتوان بخوبی بررسی کرد. زیرا حساسیت این گیرنده‌ها چنان است

که تراکم نسجی خیلی نزدیک بهم را میتواند ازهم متمایز سازد . مثلاً دریک سکن کمپیوتری مغز میتوان



(12 - 31) دیاگرام ارتباط تیوب اشعه X و حلقه های دتکتورها دریک CL body scanner جدید نشان میدهد. [6]

ماده خاکستری و سفید مغز را ازهم تفکیک و ساختمان داخل مغز را نیز با مایع نخاعی محتوی آن از نسج خود مغز تشخیص داد. شکل (12 - 31)

(یک نوع جدید CT-Scan که بنام CT مارپیچی (Spiral-CT) ساخته شده که نسبت به CT ستندرد سریع تر بوده و جزئیات بیشتر از اعضا و انساج را به شمول رگها خونی نشان میدهد. که ازاین روش در برداشتن تومورهای بسیار کوچک استفاده میشود. مقدار کاهش شعاع بصورت یک مقیاس دلخواه بیان میشود که واحد آن نسفیلد (Nounsfield) است که نام مخترع CT-Scan میباشد.

۱۲-۷-۲. تشخیص اعضای بدن به روش CT-Scan

از این روش تشخیصی میتوان جهت تصویر برداری از تمام نقاط بدن استفاده نمود. اما در تشخیص اختلالات و ضایعات قسمت های ذیل ارجعیت خاص دارد.

اعضا و جوانب داخل بطن و قفس صدری مانند جگر، گرده، پانقرانس، روده ها و ششها .

استخوانها و جمجمه

مغز

اوعیه جهت بررسی وضعیت جریان خون به قسمت های مختلف

بدن .

۱۲-۷-۳. اختلالات قابل تشخیص توسط CT-Scan

تشخیص و درجه بندی تومورها (بویژه در بطن و قفسه صدری):

برخی آسیب های استخوان و اعضای داخلی مانند التهابات یا ضایعات که در اثر عوامل میخانیکی و فیزیکی ایجاد شده.

طراحی و برنامه ریزی جهت انجام رادیوتراپی و اعمال جراحی ، ارزیابی امراض قلبی و بررسی بیماری های استخوان ها در اورتوپیدی.

[4,1]

۱۲-۷-۴. شرایط اجرای CT-Scan

اشیای فلزی شرایط اجرای CT-Scan را اخلال مینماید. لباس مریض در قسمت مورد نظر، زنجیرک، انگشتر، دندان های مصنوعی، کمربند و دکمه نیز بالای نتیجه CT-Scan اثرات منفی دارد. در بعضی از CT-Scan ها ضرورت است تا مریض چیزی نخورده و نه نوشیده باشد، بخصوص برای سکن معده و احشای حوصله. برای انجام سکن باید مریض بروی تخت آرام دراز بکشد و در بعضی حالات به پهلو بخوابد. در هنگام فعالیت دستگاه، مریض باید حرکت نکند و در بعضی حالات نفس خود را حبس نماید. در مورد اطفال ممکن است برای مواظبت اش به والدین یا فرد دیگری در اتاق CT اجازه داده شود و برایش لباس مخصوص غرض جلوگیری از اثرات شعاع پوشانده شود (به خانمها در دوره حاملگی اجازه داده نشود).

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

در برخی حالات وجود در مقابل ماده حاجب حساسیت مینماید که بعد از ۲ الی ۳ دقیقه برطرف میگردد و در صورت تداوم معالجه گردد.

برای کسانیکه سنگ کرده دارند زرق ماده حاجت ضرر دارد وهم چنان ما در نیکه طفل شیرخوار دارند در صورت ضرورت اگر ماده حاجب تزریق میشوند باید تا ۲۴ ساعت به طفل اش شیر ندهد. زمان واقعی انجام CT-Scan بستگی به نوع دستگاه داشته در حدود چند دقیقه است. جهت آماده سازی و کیفیت لازم تصویر در مجموع به مدت ۲۰ دقیقه تا یک ساعت نیاز است.

در مقایسه به رادیوگرافی معمولی میزان اشعه X ناشی از CT بمراتب بیشتر است. با اینحال تصاویر حاصله از CT بسیار دقیق و ارزشمندتر از رادیوگرافی معمولی میباشد. باید خطرات احتمالی بعد از مقایسه به اساس ضرورت در جهت حفظ سلامتی مریض توصیه شود [1,4].

۱۲-۷-۵. ویژه گی های تصویر CT-Scan

در تصویر رادیوگرافی X-ray به قسم مستقیم روی فلم تصویر پنهان و سپس تصویر اشکار بوجود می آید. در CT-Scan شعاع X یک تصویر الکترونیکی را بوجود می آورند که به قسم ماتریکسی (Matrix) از شدت ها نمایش داده میشود. [11]

۱۲ - ۸ تصویر برداری با استفاده از ریزونانس

مقناطیسی (MRI) 12

روشی است که بنام تصویر برداری با استفاده از ریزونانس مقناطیسی هسته (NMRI) ۱۳ و یا تصویر برداری با استفاده از ریزونانس مقناطیسی (MRI) یاد شده منحنیث وسیله قوی و مؤثر تشخیصی کلینیکی معاصر است که باگذشت زمان گستره استفاده آن وسعت یافته است .

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

۱۲-۸-۱. تاریخچه MRI

در سال ۱۸۱۹ هانس کریستین اورستد بطور تصادفی متوجه شد که عقربه قطب نما درساحه یک جریان برقی منحرف میگردد و چنین نتیجه گرفت " چارچهای برقی میتوانند ساحه مقناطیسی بوجود آورد".

۱۹ 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.

در ده ۱۹۶۰ جمیز کلازک ماکسویل (James Clark Maxioell) سکاتلیندی جهت وسرعت امواج الکترومقناطیسی را محاسبه نمود، بر علاوه امواج ماورای بنفش و ماتحت قرمز رانیز

¹² Magnetic Resonance Imaging (MRI)

¹³ Nuclear Magneic Resonance Imaging (NMRI)

پیشگویی کرد. ۸ سال بعد هنریش هرتز (Hanrish Hertz) آلمانی به وجود امواج نامرئی و الکترومقناطیسی آگاهی یافت و بیان نمود که تمام امواج مذکور را میتوان به اساس مقدار فریکونسی شان مشخص نمود.

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

در سال ۱۸۸۶ فریدریک ژولیت (Fredric joliot) و ماری کیوری (Mari Curic) اشعه γ را کشف کرد و با کشف آنها این مسأله روشن شد که انرژی امواج با فریکونسی بالا را میتوان تشخیص و اندازه گیری نمود. هم چنان آسیب های بیولوژیکی این تشعشعات نیز به اثبات رسید. تا شروع قرن ۲۰ که عصر اتم آغاز یافت و فزیک قسمتی از روش های MRI را طرح ریزی نمودند که مهمترین آنها در سال ۱۹۰۵ توسط البرت انشتین صورت گرفت. در سال ۱۹۱۱ ارنست رادر فورد و جی جی تامسن و در سال ۱۹۱۳ نیلز بور و ایزو دور اسحاق رابی اولین آزمایش ریزونانس هسته ای را انجام داد. در سال ۱۹۴۶ دو فزیکدان امریکائی بنام های فلیکس بلوچ (Flix Bloch) و ادوارد پارسل (Adward Parcell) که بطور جداگانه روی اتمها کار میکردند متوجه شدند که تیوب آزمایشی را که محتوی یک ماده خالص میباشد توسط امواج الکترومقناطیسی 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. آنها با شناسائی این پدیده تلاش کردند تا ازین ویژه گی برای ایجاد تصویر استفاده کنند که اساس روش MRI را تشکیل داده است. در سال ۱۹۷۰ فزیکدان امریکائی بنام داکتر ریموند نا ما دین که شخص فهیم و آینده نگر بود تصمیم گرفت سکتری را غرض تصویر برداری از بدن انسان بسازد. او در آزمایشات خود تومور را از طریق جراحی وارد بدن موش نموده و سپس آن را در ساحه مقناطیسی مورد آزمایش قرار داد. دامادین متوجه شد که نسج تومور موش در تحت ساحه مقناطیسی علایمی از خود پخش میکند. هر یک از انساج سالم و نا سالم یک نوع سیگنال خاص خود را منتشر میسازد. این سیگنال ها بر حسب اینکه مربوطه به انساج سالم یا ناسالم باشد میتواند انرژی خاص را بروی تصویر ایجاد کند. همین مساله باعث شد تا به فکری دستگاه تصویر برداری گردد. او و همکارانش جهت تصویر برداری کل بدن مدت ۷ سال را برای طراحی و ساخت MRI صرف کردند. در سال ۱۹۷۱ جنریک تصویر دو بعدی از MRI گرفت. اولین تصویر از حیوانات زنده در ۱۹۷۳ گرفته شد.

پس از سعی و تلاش فرا وان ومشکلات در روز سوم جولای ۱۹۷۷ اولین سکتر را ساخت و مدت ۴ ساعت و ۴۵ دقیقه طول کشید تا که تصویر از بدن انسان اخذ کرد. در هنگام تصویر برداری مریض ۱۰۶ مرتبه بروی یک تخت حرکت داده می شد. داکتر مادین نام

اولین سکتر خود را سرکش (Indomitable) گذاشت که نشان دهنده عزم و اراده خستگی ناپذیر وی در ساخت این دستگاه بود. این دستگاه منحصیث دست آورد بزرگ در مرکز تکنالوژی اسیتون واشنگتن قرار داد. [۱۱و۴]

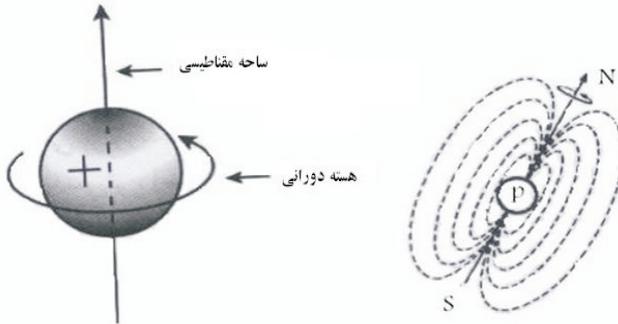
۱۲-۸-۲. مفاهیم و اساسات فزیک MRI

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 دارای 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، بنابراین هسته میتواند مانند یک ذره مثبت دورانی در نظر گرفته شود.

ذرات چارچدار متحرک ساحه مقناطیسی تولید میکنند. پس میتوان پنداشت که جسمی دارای چارچ بوده و می چرخد، دارای ساحه مقناطیسی است. بدین منظور هسته اتم هایدروجن را مطالعه

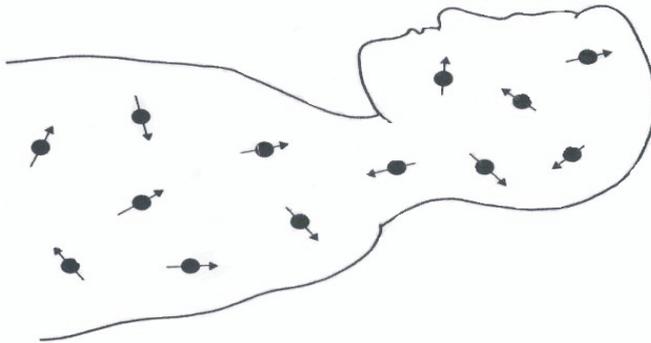
مینمایم . در شکل (۱۲ - ۲۳) ساحه مقناطیسی و مومنت مقناطیسی بوسیله یک پروتون دورانی رادیده میتوانیم .



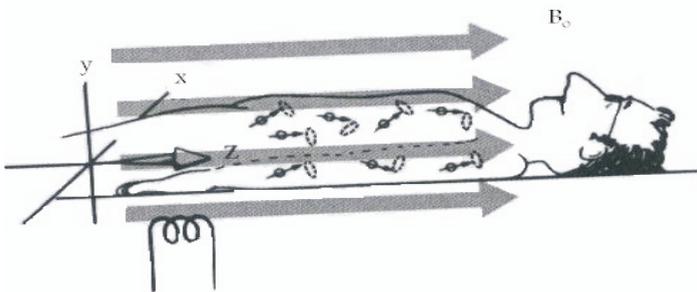
شکل (12-23) ایجاد میدان ومومنت مقناطیسی به وسیله یک پروتون

این هسته دارای ساحه مقناطیسی بوده میتوان آنرا یک مقناطیس کوچک دارای 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 دارای جهت دو قطبی نا منظم هستند . یعنی اگر یکی از آن دارای مومنت مقناطیسی بطرف بالا باشد ممکن هسته پهلوی آن دارای مومنت مقناطیسی بطرف پائین باشد . شکل (12-23) دیده شود.



شکل (۱۲-۳۳) راستاهای غیرمنظم مومنت‌ها مقناطیسی
 مومنت‌های مقناطیسی در جهات گوناگون خواهد بود و محصله کلی
 مومنت مقناطیسی به علت خنثی کردن یکدیگر این مومنت‌ها صفر
 است. هرگاه جسم یا مریض در یک ساحه قوی مقناطیسی BO قرار
 گیرد طبق شکل (۱۲-۳۴).



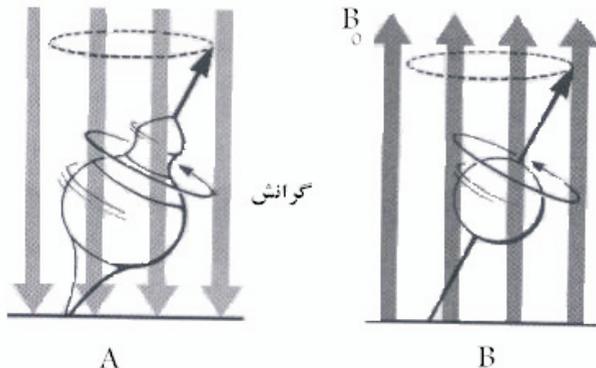
شکل (۱۲-۳۴) قرار گرفتن دیپولهای در یک ساحه مقناطیسی خارجی مساوی
 به محور Z ها در یک ماشین NMR

قرار گرفتن دیپول‌ها در یک ساحه مقناطیسی خارجی دیپول
 ها یا مومنت‌های مقناطیسی، خود در جهت ساحه مانند یک عقربه

مقناطیسی کوچک در جهت شمال و جنوب قرار خواهند گرفت. چگونگی قرار گرفتن دیپول ها در جهت شمال و جنوب به این سادگی نیست و تنها یک ملایونم این دیپول هاهم جهت ساحه و بهمین اندازه در جهت مخالف قرار خواهند گرفت .

۱۲- ۸- ۳ دوران انتقالی (Precision)

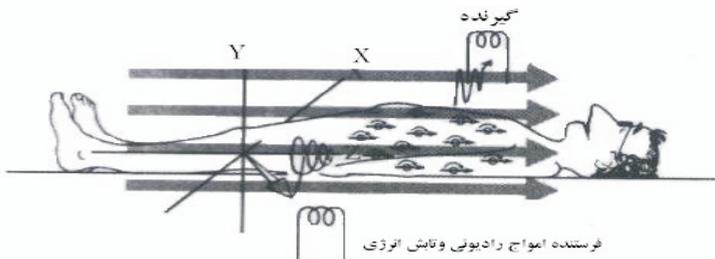
بر علاوه سپین و مومنت مقناطیسی ، هر هسته در موجودیت یک ساحه مقناطیسی خارجی مانند یک فرفره (Gyroscope) کار میکند . و در دوران یک فرفره نه تنها حرکت دورانی وضعی به گرد محور عمودی وجود دارد بلکه محور دوران در مسیر یک دائره و با یک زاویه نسبت به محور دوران خواهد کرد . که این نوع حرکت دورانی انتقال نام دارد . شکل (۱۲-۳۵) .



شکل (12-35) حرکت های وضعی و انتقالی

هسته اتم های پروجن و نمایش حرکت فرفره

حرکت های وضعی و انتقالی هسته اتم هایدروجن دوران انتقالی فرفره به علت ساحه جاذبه زمین یک اصل ژيروسکویی میباشد . اگر ساحه دوران قوی تر شود فریکونسی دوران انتقالی نیز افزایش خواهد یافت . چنانچه اگر ساحه جاذبه از بین برود فرفره دوران انتقالی نخواهد داشت ، بلکه تنهابه حرکت دورانی وضعی باقی خواهد ماند . این دوران انتقالی در یک هسته نیز انجام میگردد . بطور مثال هسته اتم هایدروجن نه تنها کاملاً در جهت ساحه خارجی قرار نمیگیرد ، بلکه دوران انتقالی در راستائی با زاویه ای نسبت به خطوط ساحه مقناطیسی خارجی انجام خواهد شد. شکل (12-36) .



شکل (12-36) تحریک شدن دپول ها با گرفتن انرژی امواج رادیویی ، برگشت به حالت آسایش و تابش امواج رادیویی

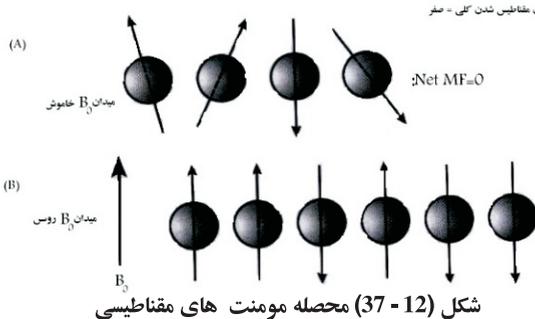
فریکونسی دوران انتقالی به بزرگی یا شدت ساحه خارجی و نوع هسته بستگی دارد و شکل (12-31) .
فریکونسی دورانی انتقالی از معادله

$$\omega = \gamma \cdot B_0 \quad \dots (12 - 19)$$

بدست میآید ، که در آن ω فریکونسی دورانی برحسب MHz و B_0 .ساحه مقناطیسی به تسلا (T) و γ ثابت است بنام نسبت ژيروسکوپیک که این ثابت از ویژگی های یک هسته بوده و دارای بعد MHz/T میباشد . . معادله فوق بنام معادله لارمور (Larmor) یاد میشود و فریکونسی دوران انتقالی را بنام فریکونسی لارمور میگویند.

به عبارت ساده هنگامیکه مریض دریک ساحه مقناطیسی قرار میگیرد ، مومنت های مقناطیسی هر یک از اتمهای هایدروجن کوشش میکنند که خود را با جهت ساحه همانند کنند . این مومنت ها با هم جمع شده ، محصله یک وکتور بزرگ را طبق شکل (12-23) به وجود میآورد .

گرچه هسته اتم هایدروجن منفردانه با فریکونسی انتقالی که از معادله (12-19) بدست میآید دوران میکند اما هم فاز نیستند . بنابراین محصله مومنت های مقناطیسی هسته ها به قسمیکه در شکل (12-37) نشان داده شده است میباشد .

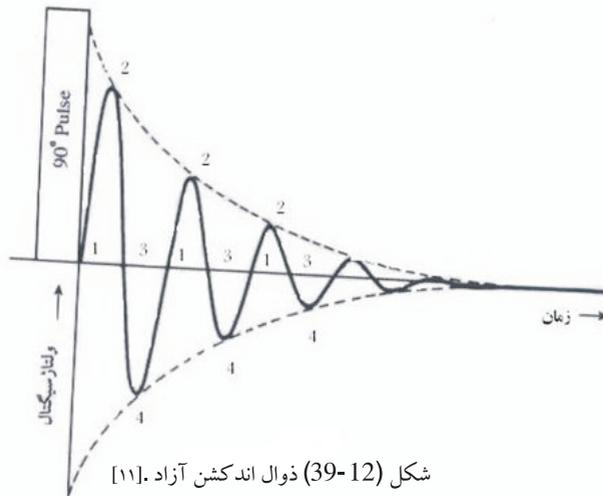


باید دانست که اگر نسج یک مریض را بطور نمونه در ساحه مقناطیسی با شدت معین قرار دهیم و بتوانیم فریکونسی دوران انتقالی آنرا بدست آریم سپس با استفاده از معادله (12-19) میتوان نسبت ژيرو مقناطیسی هسته تحت مطالعه را تخمین نمود. چون هر هسته دارای نسبت ژيرو مقناطیسی خاص خود اند که این نسبت بما هسته را معرفی مینماید. شدت هر سیگنال کثرت نسبی هر گونه هسته را نشان خواهد داد. بر علاوه اگر ما بتوانیم کثرت نسبی را در نقاط مختلف 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. [۱۱ و ۲۲]

۱۲-۸-۴. ریزونانس (Resonance)

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

خواهد شد و بدین قسم هسته ها با جذب انرژی از امواج RF دارای انرژی اضافی شده و در راستای ساحه مقناطیسی بیرونی قرار خواهند گرفت. بر علاوه چرخیدن هسته های اتم های پروجن و رفتن به سویه انرژی بالا تر و قرار گرفتن در جهت مخالف ساحه مقناطیسی BO، نتیجه دیگری بدست می آید و 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 می آید شکل (12 - 38) .



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 و کتور 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 γ و ساحه مقناطیسی خارجی B0 مشخص میشود. هر قدر MO بزرگتر باشد، شکل تصویر ریزونانس مقناطیسی MR روشتر است. پس از دریافت انرژی امواج RF، هسته ها در جهت مخالف BO راستا شده و در حال برانگیخته هستند. شکل (۱۲-۳۰).

اگر امواج RF به شکل ضربه به بدن مریض تابانده شود، انگیختگی هسته تنها به قسم لحظه ای وجود خواهد داشت. هسته ها جدا، جدا بحالت اولیه برگشته و در امتداد B0 جا خواهند گرفته و هم فازی که بوجود آمده از میان میرود. این برگشت بحالت تعادل را آسایش (Relaxition) میگویند. و زمان لازم برای برگشت بحالت اولیه را زمان آسایش مینامند. هنگام آسایش یک موج الکترومقناطیسی از ماده به فریکونسی RF تابش میگردد. شکل (۱۲-۳۵). این فریکونسی رادیوئی سیگنال MRI است که بر آن تصویر ریزونانس مقناطیسی را میسازد. فریکونسی تابش شده بوسیله بدن مریض از برگشت هسته بحالت تعادل انجام خواهد شد. برگشت به حالت آسایش ذوال اندکشن آزاد یادمیشود که بستگی شدت سیگنال را نسبت بزمان مشخص میسازد. این حالت در شکل (۱۲-۳۹) نشان داده شده است.

جدول (10-12) ویژه گی های ریزونانس مقناطیسی هسته برای تعداد هسته های مهم حیاتی. [11]

نسبت ژيروسکوپي MHz/T	فیصدی فراواتی	هسته
43	99.9	^1H
6.5	0.015	^2H
11	1.11	^{13}C
40	100	^{19}F
11	100	^{23}Na
17	100	^{31}P
2	93.1	^{39}K

۱۲-۸-۵. ریزونانس مقناطیسی هسته ۱۴

میتوان طیف NMR را با تجزیه و تحلیل ذوال اندکشن آزاد (Free Induction Decay) بدست آورد. به قسم تیوری میتوان مریض را با فریکونسی های گسترده امواج رادیوئی جاروب کرد. یعنی همان کاریکه برای دریافت استگاه رادیوئی در یک آخذه رادیوئی انجام میدهم با چنین روش طیف MRI هسته های مختلف بدست میآید. چون اتم هایدروجن در تمام بدن فراوان است و نسبت ژيروسکوپي 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 آمدبا استفاده از فریکونسی امواج رادیوئی اشکار میشوند. تعداد ی از هسته های مهم حیاتی ریزونانس هسته خوبی نشان میدهند که در جدول (10-12) نشان داده شده است.

14 - Nuclear Magnatic Resonance .

۱۲- ۸- 6. زمان آسایش (Relaxation)

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

زمان آسایش سپین -لاتیس (T_1 (Lattice)

زمان آسایش سپین -سپین (T_2 (spin)

T_1 زمانی است که در آن سپین پس از ضربان ۹۰۰ درجه ۶۳ فیصد هسته به حالت انرژی پائینتر بر میگردد، یا به تفسیر دیگر یک ضریب سرعت است (تعداد هسته ها در واحد زمان) سرعتی که هسته ها از حالت انرژی بالا به پائین تر انتقال میکنند بستگی به تعداد هسته ها ی موجود مستعد برای این انتقال و یک ضریب ثابت T_1 دارد که تابع محیطی است که هسته خود را در آن می یابند .

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

زمان های آسایش T_1 و T_2 انساج مختلف بدن در جدول (12-

1) داده شده است . [۲۰ و ۲۲]

جدول (11-12) کثافت سپین ، و زمان های آسایش انساج مختلف بدن . [4.11]

انساج	کثافت سپین SD	زمان آسایش T ₁ (ms)	زمان آسایش T ₂ (ms)
آب	100	2700	2700
ماهیچه	79	720	55
ماهیچه قلب	80	725	60
کبد	71	290	50
چربی	-	360	30
استخوان	<12	<100	<10
سپرز	79	570	-
کلیه	81	505	50
قشر خاکستری	84	405	105
ماده سفید	70	345	65

۱۲-۸-۷. اساس تصویر برداری ریزونانس مقناطیسی (MRI)

همانطوریکه در مباحث قبلاً ارائه گردید. هسته هر اتم دارای حرکت وضعی و دو قطب میباشد. هسته حاوی پروتون و دارای چارج 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 اتمهای بدن برای تصویر سازی به شیوه MRI استفاده میشود. چون تقریباً ۷۰ فیصد وزن بدن انسان را آب تشکیل میدهد و آب از دو اتم هایدروجن و یک اتم اکسیجن تشکیل شده، بنابراین هسته اتم هایدروجن برای تصویر سازی مناسب میباشد. زیرا بطور طبیعی و بمقدار زیاد هایدروجن در انساج بدن انسان وجود دارد. هر گاه این اتم هایدروجن در یک ساحه مقناطیسی خارجی قرار داده شود، تعدادی ازین هسته ها با نظمی خاص در محور مقناطیسی جدید قرار گرفته و از حالت تصادفی اولیه خود خارج میشوند و در همان جهت به دوران خود ادامه میدهند. حال اگر کایل القائی بدور

این اتمهای هایدروجن قرار داده شود و در همین حال یک موج رادیویی با طول موج معین به اتمهای مذکور برخورد کند و سبب انحراف محور اتمهای هایدروجن بمیزان ۹۰ درجه گردد، درین صورت پروتون ها یک قوه محرکه برقی کوچک را تولید میکند که بوسیله کابیل القائی قابل اندازه گیری میباشد. پس از تقویت این جریان ضعیف میتوان آنرا بوسیله اسیلوسکوب نمایان کرد، که این جریان بصورت نزولی کم شده و صفر میگردد. مدت زمانی را که طول میکشد تا این جریان به صفر برسد زمان استراحت عرضی مینامند. حالا اگر ما یک موج رادیویی با طول موج دو برابر طول موج اولی به پروتونها ی که در همان جهت مقناطیسی می چرخد وارد کنیم، محور مقناطیسی آنها ۱۸۰ درجه تغییر جهت خواهد داد و مدت زمانی طول بکشد تا دو باره پروتونها به حالت اولیه باز گردند. این زمان نسبت حالت قبلی افزایش میآید که زمان آسایش (استراحت) شبکه های دورانی نامیده میشود. زمان های T_1 و T_2 برای انساج مختلف بدن متفاوت میباشد. لذا این زمان ها پس از ورود به 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

تعدادی از هسته های هایدروجن موجود در انساج، زمان آسایش T و T_1 و عکس العمل انساج پس از انگیزش سپین ها بوسیله امواج RF مشخص نمود. پس تصویر MRI نتیجه آمیختن این سه پارامتر اساسی است. [۴ و ۱۱]

۱۲-۸-۸ ساختمان ماشین MRI

ماشین MRI دارای قسمت های ذیل اند:

- دارای یک سلندر مقناطیسی که در بین آن یک سکنر کمپیوتری قرار دارد.
- یک کمپیوتر برای تحلیل تصویر و یک کمپیوتر برای تهیه راپور.
- دارای یک بستری که مریض بالای آن خوابانده میشود.
- منبع فرستنده شعاع $(\alpha, \beta, \gamma, X)$.
- در شکل (12-40) شیمای ماشین MRI را ملاحظه نمائید.



شکل (12-40) شیمای MRI

۱۲- ۸- ۹. طرز کار ماشین MRI

سلندر مقناطیسی قوه جاذبه مقناطیسی تولید میکند که این قوه سبب ایونایزیشن ایون های در وجود میگردد که ۲۰۰۰ الی ۳۰۰۰ مرتبه بزرگتر از قوه جاذبه زمین است .
بمبارد با تابش شعاع رادیواکتیف.
ایونایز حجرات مریض به ایونهای P،S،Na،(Fe K)،Co،H که بعد از قطع برق به سرعت تعجیل و ارجاع میگردد .
ارجاع موج تشکیل شده در هنگام حرکت آنها ، یعنی ارجاع دو باره ایونها .
تحلیل تصویر تشکیل شده این امواج توسط سنکر کمپیوتری .

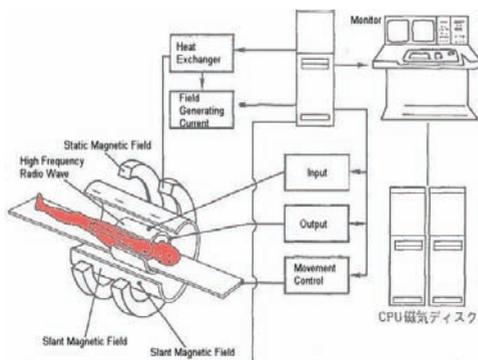
۱۲- ۸- 10 . میخانیکیت کار دستگاه MRI

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 دارای 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 اسپین و این هسته را هسته فعال میگویند . علاوه برین هسته ها را میتوان مانند یک مقناطیس کوچک با قطب شمال و جنوب در نظر گفت .

در بدن انسان هسته های که این ویژگی را دارند عبارتند از ^1H ، ^{23}Na ، ^{31}P ، ^{13}C ، ^{17}O ، ^{15}N میباشند. هسته هایدروجن که یک پروتون داردوهم فعال است در تمام قسمت های بدن وجود داشته در نتیجه در تصویربرداری میتواند مورد استفاده قرار بگیرد. هنگامیکه مریض داخل دستگاه میشود برق بداخل کایل جریان پیدا میکندو کایل ها تنبیه و امواج RF رابطرف مریض میفرستد و این امواج بالای هسته هایدروجن موجود درآب و یا انساج شحمی که در عضویت وجود دارد اثر وارد میکند. پروتون های اتم هایدروجن که در ابتداءاستقرار منظم نداشتند در جهات مختلف در حرکت هستند، با تاثیر این امواج بالای هسته هایدروجن نحوه استقرار خود را تغییر داده بروی مدار معین می چرخند و اتم هایدروجن مانند مقناطیس کوچک عمل نموده و هنگام برگشت به حالت اولی یک مقدار حرارت و سیگنال را ایجاد میکند. این برگشت در حدود 10^{-3} Sec صورت میگیرد. این سیگنال ها در ابتداء بسیار ضعیف و بعد از اینکه تحت اثرساحه مقناطیسی قرار میگیرد تقویه گردیده درین حالت سیگنال ها به موازات مقناطیس قرار داشته توسط مدار های حلقوی که در جنب مریض قراردارند اخذ وبه CPU دستگاه MRI انتقال میشود. دستگاه عامل این سیگنال را تجزیه وتحلیل نموده به مونیترانتقال و مونیورتصویر واضح برای معالج تشکیل میدهد. درتمام این روشهاایجاد 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 سیگنال‌ها نمیباشند. بنه‌آ اساس کار دستگاه را ساحه مقناطیسی تشکیل میدهد. یکی از برتری های دستگاه MRI اخذ تصویر سه بعدی که عبارت از مقطع محوری (Axial) و مقطع تاجی (coronal) و مقطع جداری (Parietal) از مریض میباشد. این میخانیکیت در اثر موجودیت سه محراق x, y, z دستگاه میباشد [۲۰ و ۱۱].

شیمای فیزیکی کار دستگاه MRI در شکل (12-41) نشان داده شده است .



شکل (12-41) شیمای فیزیکی MRI

۱۲-۸-۱۱. مراحل اخذ MRI

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

- از نزد اشخاص مریض تحت آزمایش باید تمام اشیا فلزی از هر قبیل که باشد (انگشتر، ساعت، مفاصل مصنوعی، آلات زینتی و غیره) دور

ساخته شود. حتی اشیای فلزی نزدیک دستگاه قرار نداشته باشد زیرساحه مقناطیسی روی آن اثر گذاشته باعث اختلال تصویر و ضمناً به شخص نیز آسیب میرساند. به همین اساس دستگاه MRI را در اتاق مخصوص قرار میدهند تا امواج الکترو مقناطیسی در آن قابل نفوذ نباشد.

- بمریض لباس مخصوص پوشانده میشود که شامل مواد فلزی نباشد.
- هنگام تصویر برداری مریض آرام نگهداشته میشود.
- مریض روی تخت دستگاه خوابانده و تقاضا میگردد تا طور عادی نفس بکشد. بعد از خوابیدن مریض روی تخت خواب دستگاه، محل تصویر گیری توسط نور روشن و سکن کردن آغاز گردد.
- عملیه تصویر برداری باید بطور اوسط ۱۰-۱۵ 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 صداها میشنود که برای حد اقل نمودن آن باید از گوشی مخصوص استفاده شود.
- در ختم پروسه اطلاعات تصویری به کمپیوتر داده و کمپیوتر بعد از بررسی تصویر ایجاد و روی فلم منعکس میشود.

۱۲-۸-۲۱. انواع ماشین MRI

نظر به هدف و طرز استفاده ماشین MRI به انواع ذیل ساخته شده است .

- ماشین موضعی : چون MRI بکمک شعاع رادیو اکتیف صورت میگیرد ، بناً در بعضی حالات از ماشین های موضعی استفاده میشود .
- نوع دیگر این ماشین طوریست که صرف از ستون فقرات تصویر برداری مینماید .
- ماشینهای که بمنظور تصویر برداری احشایطنی استفاده میشود .

۱۲ — ۸ — ۳۱. فرق MRI و CT-Scan

- دستگاه MRI با استفاده از ساحه مقناطیسی و امواج RF تصویر برداری میکند ، اما
- CT-Scan بکمک X-ray تصویر برداری میکند.
- MRI قادر به تشکیل تصویر سه بعدی بوده اما CT-Scan تصویر سه بعدی تشکیل داده نمیتواند.
- از نظر اقتصادی معاینه با MRI قیت ترنسبت CT-Scan است .
- MRI در تشخیص تقلصات غیر نارمل ، کوچک و کشف خونریزی شدیداعضای داخل بدن نظر به CT-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.
[۱۱ و ۲۰ و ۳۲]

۱۲-۱۴-۴۱. موارد عدم کار برد MRI

- به علت استفاده از ساحه مقناطیسی قوی نمیتوان آن را در مورد تمام
- مریضان اجرا کرد. از جمله که دارای بطری قلبی و پاره گی در عروق
- مغزی و پایوند های فلزی در چشم. زیرا ساحه قوی مقناطیسی میتواند
- باعث گرم شدن، کشیدن یا انتقال اجزای فلزی شود که منجر به آسیب
- های انساج، یا بد عمل کردن آنها و حتی مرگ گردد.
- عدم تصویر برداری از استخوان.
- وزن بسیار زیاد مقناطیس داخل دستگاه (در حدود ۴ تن) و قیمت
- بالای آن.
- زمان طولانی مورد نیاز جهت تصویر برداری (بطور معمول
- ۴۵ دقیقه).
- وجود هر گونه وسایل فلزی در اتاق محل آزمایش که ساحه
- مقناطیسی سبب کشیدن آن وسایل بطرف دستگاه شده و ممکن است
- خطرات جانبی برای مریض بوجود آید. [۱۱ و ۳۲]

جدول های ضمیمه

جدول (۱) عناصر و مشخصات آن

نام عنصر Element	سمبول Symbol	نمبر اتمی No: Z	وزن اتمی Na: A	کله ایزوتوپ به am u	
Hydrogen	H	1	1	1.008145	
Hydrogen	D	1	2	2.014740	
Hydrogen	T	1	3NR	3.017005	
Helium	He	2	4	4.003874	
Lithium	Li	3	7	7.018232	
Beryllium	Be	4	9	9.015046	
Boron	B	5	11	11.012795	
Carbon	C	6	12	12.003803	
Nitrogen	N	7	14	14.007520	
Oxygen	O	8	16	16.000000	
Oxygen		8	17	17.004534	
Oxygen		8	18	18.004855	
Fluorine	F	9	19	19.004448	
Neon	Ne	10	20	19.998769	
Sodium	Na	11	23	22.997053	
Magnesium	Mg	12	24	23.992640	
Aluminum	Al	13	27	26.990081	
Silicon	Si	14	28	27.985755	
Phosphorus	P	15	31	30.983565	
Sulfur	S	16	32	31.982205	
Thorium	Th	90	232	232.11	
Protactinium	Pa	91	231	231.2	
Uranium	U	92	234 NR	

Uranium	U		235	235.1175	
Uranium	U		238	238.125	
Neptunium	Np	93	237	237.122	
Plutonium	Pu	94	239	239.127	
Americium	Am	95	241	241.1321	
Curium	Cm	96	243	243.137	
Berkelium	Bk	97	245	245.141	
Californium	Cf	98	246	246.145	
Einsteinium	Es	99	253	253.163	
Fermium	Fm	100	255	255.1691	
Mendelevium	Md	101	256	256.173	
Nobelium	No	102	253	

NR (Naturally Radioactive)

جدول (2) خانواده یورانیوم $^{238}_{92}\text{U} \rightarrow ^{210}_{82}\text{Pb}$ (14)

نام عنصر	سمبول	نمبر اتمی	وزن اتمی	ذره ای که تولید میکند	نصف عمر
یورانیوم I	UI	92	238	α	4.5×10^9 years
یورانیوم X ₁	UX ₁	90	234	β	24.5 days
یورانیوم X ₂	UX ₂	91	234	β	1.14 Min
یورانیوم I ₁	UI	92	234	α	3×10^5 years
یورانیوم	Ia	90	235	α	83000 years
رادیوم	Ra	88	226	α	1620 years
رادیوم	Rn	86	222	α	3.82 days
رادیوم A	RaA	84	218	α	3.05 days
رادیوم B	RaB	82	214	β	26.8 Min
رادیوم C	RaC	83	214	α, β	19.7 Min
رادیوم C'	RaC'	84	214	α	10^{-6} Sec
رادیوم C''	RaC''	81	21	β	1.32 Min
رادیوم D	RaD	82	21	β	22 years
رادیوم E	RaE	83	210	β	5 days
رادیوم F	RaF	84	210	α	140 days
(پولونیوم)					
رادیوم G	RaG	82	206	پایدار	پایتهایت
سرب					

جدول (3) خانواده توریم $^{232}_{90}\text{Th} \rightarrow ^{209}_{83}\text{Bi}$

نام عنصر	سمبول	نمبر اتمی	وزن اتمی	ذره ای که تولید میکند	نصف عمر
توریم	Th	90	232	α	1.39×10^{10} years
مزوتوریم 1	MsTh	88	228	β	6.7 years
مزوتوریم 2	MsTh ₂	89	328	β	6.13 hr
رادیوتوریم	RdTh	90	238	α	1.90 years
توریم X	ThX	88	224	α	3.64 days
تورون	Tn	86	225	α	45.5 Sec
توریم A	ThA	84	216	α	0.16 Sec
توریم B	ThB	82	212	β	10.6 hr
توریم C	ThC	83	212	α β ،	60.5 Min
توریم C'	ThC'	84	212	α	3×10^{-7} Sec
توریم C''	ThC''	81	208	β	60.5 Min
توریم (سرب)D	(Pb)Th D	82	208	پایدار	بینهایت

جدول (4) خانواده اکتینیوم ${}_{92}^{235}\text{U} \rightarrow {}_{82}^{207}\text{Pb}$

نام عنصر	سمبول	نمبر اتمی	وزن اتمی	ذره ای که تولید میکند	نصف عمر
یورانیوم	U	92	235	α	7.13×10^8 years
یورانیوم	UY	90	231	β	14.6 hr
پروتا اکتین نیوم	Pa	91	231	α	2.2×10^4 years
اکتی نیوم	Ac	89	227	α, β	13.5 years
اکتی نیوم	AcK	78	223	β	21 min
رادپواکتی نیوم	AdAc	90	227	α	18.4 days
اکتی نیوم	AcX	88	223	α	11.7 days
اکتی تاپون	An	86	219	α	3.92 sec
اکتی نیوم	AcA	84	215	α	1.83×10^{-3} sec
اکتی نیوم	AcB	82	211	β	36.1 min
اکتی نیوم	AcC	83	211	α, β	2.16 min
اکتی نیوم	AcC'	84	211	α	5×10^{-3} sec
اکتی نیوم	AcC''	81	207	β	4.76 min
اکتی نیوم (مرب)	Pb	82	207	پایان	پایانیت

جدول (5) تعدادی از رادیوایزوتوپهای که در طبابت استفاده میشوند

عناصر	رادیوایزوتوپ	تابش به شکل دیگرگویی	انرژی فوتون اصلی به Mev	نصف عمر
کادین	^{125}C	$^+\beta$	0.511	20 min
نایروجن	^{13}N	$^+\beta$	0.511	10 min
آکسیجن	^{14}O	$\alpha, ^+\beta$	2312, 0.511	71 sec
	^{15}O	$^+\beta$	0.511	2 min
	^{17}O	$\alpha, ^-\beta$	0.197	29 sec
نور	^{18}F	$ec, ^+\beta$	0.511	110 min
فوسفورس	^{32}P	$^-\beta$	None	14.5 days
کروم	^{51}Cr	α, ec	0.320	28 days
آهن	^{52}Fe	$\alpha, ec, ^+\beta$	0.511, 0.165	8 hr
کوبالت	^{57}Co	α, ec	0.136, 0.122	270 days
گالیم	^{67}Ga	α, ec	0.296, 0.184, 0.093	78 hr
			0.3880	
	^{68}Ga	$ec, ^+\beta$	0.511	68 min
کریپتون	^{81m}Kr	$\pi \alpha, \gamma$	0.190	13 sec
ریدیم	^{81}Rb	$\alpha, ec, ^+\beta$	0.511, 0.450, 0.253	4.7 hr
تکنسیم	^{99m}Tc	$\pi \alpha, \gamma$	0.140	6 hr
اندونیم	^{113m}In	$\pi \alpha, \gamma$	0.393	102 min
آیودین	^{125}I	α, ec	0.159	13 hr
	^{125}I	α, ec, π	0.035, 0.028	60 days
	^{131}I	$\alpha, ^-\beta$	0.364	8 days
گزنون	^{133}Xe	$\alpha, ^-\beta$	0.081	5.3 days
بیریم	^{169}Yb	α, ec	0.131, 0.110, 0.057	31 days
			0.308, 0.198, 0.177	
طلا	^{198}Au	$\alpha, ^-\beta$	0.412	2.7 days
نقره	^{197}NHg	α, ec	0.069	6.5 h
	^{203}Hg	$\alpha, ^-\beta$	0.279	47 days
تانیم	^{201}NTi	α, ec	0.167, 0.135, 0.081	73 h

جدول (6) دوا های رادیو ایزوتوپها و مورد استعمال آن [9]

نوع دارو	رادیو ازوتوپ	موارد استعمال	طریقه مصرف
فسفات سدیم	^{32}P	تعیین تومور های چشم -دماوی بولی سایتهیا	تزریق وریدی
فسفات کرومیک	^{32}P	کنترول ترشحات صفاق و جنب	تزریق داخل صفاق و جنب
کرومات سدیم	^{51}Cr	تعیین حجم و عمر کرویات و ستجش میزان خونریزی ها	تزریق وریدی
الومین کروم	^{51}Cr	ستجش میزان جذب پروتین	تزریق وریدی
سیانو کوبولامین	^{57}Co	تشخیص کم خونی ها و اختلال جذب	تجویز خوراکی
پلومایسین کوبالت	^{57}Co	تعیین موضع تو مور ها	تزریق وریدی
سیترایت آهن	^{57}Fe	برای مطالعات مینا پوزم آهن	تزریق وریدی
سلفات آهن	^{57}Fe	برای مطالعات مینا پوزم آهن	تزریق وریدی
سیترایت گالیم	^{67}Ga	تشخیص محل تومور ها ، بخصوص انواع لنفوما و ارز یابی مریضان مبتلا به هوچکین	تزریق وریدی
سلنوم تابوتین	^{75}Se	سنیگرافی پانکراس و غده پارائتیروئید	تزریق وریدی
سلفیت سدیم	^{75}Se	تشخیص موضع تومور ها	تزریق
پر تکنات سدیم	^{99m}Tc	سنیگرافی مغز ، تیروئید ، غده بزاقی ، معده و غیره	تزریق وریدی
سیروم البومین انسانی	^{99m}Tc	سنیگرافی جفت -پریرکاردیت ، انجیو گرافی ، و گاهی سیستم نوگرافی	تزریق وریدی
سلفر کلورید	^{99m}Tc	سنیگرافی کبد ، طحال ، مغز استخوان	تزریق وریدی
البومین انسانی به شکل مجتمع MAR	^{99m}Tc	سنیگرافی ریه و برسی جریان خون	تزریق وریدی
ترکیبات فسفاتی	^{99m}Tc	سنیو گرافی میو کارد	تزریق وریدی
^{99m}Tc -DTPA	^{99m}Tc	سنیو گرافی مغز و کلیه	تزریق وریدی
اسید دای مرکابوسوسکتیک	^{99m}Tc	سنیگرافی کلیه	تزریق وریدی
پنسیلامین	^{99m}Tc	سنیگرافی کیسه صفرا	تزریق وریدی
اندیم کلوراید	^{111}In	سنیگرافی مغز استخوان	تزریق وریدی
^{111}In -DTPA	^{111}In	سپتی گرافی	تزریق وریدی

تزریق وریدی	تعیین موضع تومورها	^{111}In	اندیم بیلو مایسین
تزریق وریدی	اسکن جفت	^{113}In	اندیم ترانسفرین ^{113}In
تزریق وریدی	سنٹیگرافی مغز	^{113}In	In^{113} -DTPA
تزریق وریدی	اندازه گیری حجم پلازما، اسکن جفت و غیره	^{131}I	سیروم البومین انسانی
تزریق وریدی		^{131}I	سیروم البومین انسانی
تزریق وریدی		^{131}I	البومین انسانی MAA
طریقه مصرف	موارد استعمال	رادایوایزو توپ	نوع دارو
تزریق وریدی	سنٹیگرافی کبد و بررسی انسداد های	^{131}I	ژزینگال
تزریق وریدی	رینوگرافی - سنٹیگرافی کلیه ها	^{131}I	هیپورات یود
تزریق وریدی	تشخیص شنت های قلبی، اندازه گیری خون، مغز و عضلات - مطالعه گردش خون و مطالعه تهویه ریوی	$^{133}Xe^m$	گاز گزنون
تزریق وریدی	سکن مغز - سیستر نوگرافی	^{197}Ye	کلورو ایتر یم بصورت DTPA
تزریق وریدی	سینتوگرافی کلیه	^{197}Hg	کلورو مرو درین جیوه

جدول (7) ویژه گی های تابش الکترومقناطیسی. [21]

نوع	انرژی به eV	فریکونسی به Hz	طول موج به سانتی متر
موج رادیویی - تلویزیونی	10^{-10} تا 6-10	10^4 - 10^8	10^2 - 10^6
میرو موج	10^{-6} - 10^{-2}	10^8 - 10^{12}	10^{-2} - 10^2
مات تحت سرخ	10^{-2} -1	10^{11} - 10^{14}	10^{-4} - 10^{-2}
مرئی	1-2	10^{14} - 10^{15}	10^{-5} - 10^{-4}
مأورای بنفش	2-100	10^{15} - 10^{16}	10^{-6} - 10^{-5}
شعاع ایکس و گاما	10^2 - 10^5	10^{16} - 10^{21}	10^{-11} - 10^{-6}

جدول (8) ویژه گی های الکترون و ذرات هسته [21]

ذره	چارج (C)	کته amu	کته به kg	(Mev)
الکترون e	-1	000549,0	9108.10-30,0	0511
پروتون p	+1	00728,1	6721.10-27,1	78,938
نیوترون n	0	00867,1	6744.10-27,1	07,939

جدول (9) امپیدانس صوتی [Kg/m².s] در تشخیص [21، 6]

ماده	امپیدانس صوتی Z [Kg/m ² .s]	Rayls	سرعت V [m/s]
هوا	430	0.00043	$3.31.10^2$
آب	$1.48.10^6$	1.48	$14.8.10^2$
استخوان	$7.88.10^6$	7.88	$40.4.10^2$
شحم	$1.33.10^6$	1.33	$14.5.10^2$
مغز	$1.55.10^6$	1.55	$15.3.10^2$
ماهیچه	$1.64.10^6$	1.64	$15.8.10^2$
خون	$1.61.10^6$	1.61	
کبد	$1.65.10^6$	1.65	
نسیج نرم	$1.63.10^6$	1.63	

جدول عناصر مهم در فزیک هسته با خصوصیات مربوط (10).

عنصر	سمبول	نمبر اتمی Z	نمبر کتله A	فراواترین ایزوتوپ های طبیعی	واحد کتله (amu)	انرژی همبستگی مدار K به (Kev)
برلیوم	Be	4	9	1	9.0122	0.111
کاربون	C	6	12	3	12.0111	0.284
اکسیجن	O	8	16	3	15.9994	0.532
المونیم	AL	13	27	1	26.9815	1.560
کلسیم	Ca	20	40	6	40.080	4.038
آهن	Fe	26	56	4	55.847	7.112
مولیبدیم	Mo	42	98	7	95.940	20.00
رانتیم	Ru	44	102	7	101.07	22.12
نقره	Ag	47	109	2	107.868	25.68
تین	Sn	50	120	10	118.69	29.20
ایودین	I	53	127	1	126.91	33.17
باریم	Ba	56	138	7	137.34	37.44
تنگستن	W	74	184	5	183.85	69.53
طلا	Au	79	197	1	196.97	80.73
سرب	Pb	82	208	4	207.19	88.00
یورانیوم	U	92	238	3	338.03	115.6
مس	Cu	29	63	2	63.546	8.979

اندیکس

ایونایزیشن پوتنسیل 47، 48	5	الکتران مایکروسکوپ
الکترون ولت 47، 49	5	التراسنتری فیوژ
ایزوتوپ 52	5	الکترو فزیولوژی
ایزوبار 52	9	اکولانت
ایزوتون 53	10	اسمول
ایزومیر 53	10	اسمولالیته
انرژی همبستگی 55	10، 12	اسمولاریته
اشعه کاتودیک 60	120	اسپرما توزوئید
انواع اشعه ایکس 66	11، 12	انیون
اثرات کیمیاوی شعاع 123	15، 16	اسید
اثرات سوماتیک شعاع 116	20، 21، 22	اسیدوسیس
اهمیت ذرات در تعیین فشار اسموتیک 30	20، 22، 25، 26	الکالوسیس
اندازه نمودن فشار اسموتیک 32	28، 29، 30	اسموسس
ایزوتونیک 33	33	ایزوتونیک
ایزوتونیک 33	37، 39	ازیما (پنیدگی)
	41، 42، ...	الکترون

5	بیوفزیک مالیکولی	39	اتم یونانی
5	بیوفزیک تشعشع	39	اتم دالتن
5	بیو پوتنسیل	39	اتم تامسن
5	بیوفزیک نظری	16	ایونایزیشن آب
64	بتا ترون	35-10	الکترولیت
129	بار کار	37	اسموتیک دیوریشن
165	بیوپسی	67	انعکاس اشعه ایکس
154	بی سکن	67	انکسار
165	بیوپسی	72، 76، 71	اشعه ثانویه
5	بیولوژی فضا	75	ایونایزیشن چمبر
110	براکی تراپی	73-71	اثر فوتوالکتریک
6	پوتنسیل غشاء	72-71	اثر کامپتون
173 ، 6	پوتنسیل عمل	78	اکسپوژر
173	پوتنسیل استراحت	81	اختلاف جذب ایکسری
173	پولرایز	90	التراسلفانوگرافی
145؛ 144	پیزوالکتریک	90	انجیوگرافی
43	پوزیترون	94 - 93	اتم رادیو اکتیف
71	پراگندگی کلاسیک	3	بیوفزیک

98	ترکیب هسته وی	27	پوتنسیل تماسی
101	توریوم	36	پروتون
102	تاریم	104	پولی سائیتیا
105	تائیروئید	63	تیوب کولیج
111	توموگرافی	63	ترمودینامیک
148	تراندریسر	107	تشخیص سرطان
74، 71	تولید جفت	107	تیلو تراپی
75، 71	تجزیه نور	67	تیوب تماسی
66	خواص اشعه ایکس	67	تفرق
21	حادثه تیتانی	33	تعیین تونیسیتی
، 26 ، 24	دیفوزن	119	تاثيرات اشعه بالای تخمدان
27		119	تاثيرات اشعه بالای دستگاہی تناسلی
27	دیفوزن ساده	119	تاثيرات اشعه بالای تخمه
27	دیفوزن تسهیل شده	64	تیو تشخیصی و تداوی اشعه ایکس
37	دیفوزن یونها	87	تاریک خانه
117	دوز مرگ آور	124	تسمم با شعاع
37	دیابت	37	تیو بول ها
36 ، 35	دیالیز	66	تشکیل مایع بین النسجی

زمان آسایش	192	د.ان.ا. (DNA)	120، 121
دوز	76	زمان آسایش اسپین لاتیس	192
دوزیمتری	76	زمان اسایش اسپین-اسپین	192
دوز معادل	79	زندگی خارج محیط	6
دوپلر	154	ژیرسکوپ	188، 189
دیپولرایز	173	ستاتسکوپ	3، 142، 143
دیدکتور	182	سپکتروگراف	53
دوران انتقالی	188	سستولیک	142
دیاستولیک	142	سپرگونیم	115
رادیولوژی	3	ستریل	167
روننگن	77	سایتوسکوپی	107
راد	78	سونوگرافی	143
رم	80	سی.تی.اسکن	182
رادیو تریسر	111	سطح تابششعاع	125، 126
ریزونانس	190	سلول های جنسی	115
رادیو گرافی نخاع	90	سلول های سوماتیک	115
رادیوسکوپی	82	ساختمان فلم	84
رادیوتراپی	75	ساختمان صفحه فلم	84

30	قوه الکتروتیف	84	ساختمان قشر حساس فلم
31	فانون فشار اسموتیک	188	صفحات دمویه
50	قانون بقای چارچ	75،76	فلتر
50	قانون بقای انرژی	26	ضریب دیفوزن
84	فشر حساس فلم	70	ضریب جذب
51	قوه های مقناطیسی	68	طیف
51	قوه هستوی	3	فیزست
51	قوه جاذبه	3	فیزیشن
31	قانون وانت هوف	3	فزیک صحت
146، 102	کیوری	59	فضای فارادی
102	بکرل	59	فضای کورکس
102	کوبالت	79	فکتور انتقال خطی انرژی
43	کوارک	75	فکتور نسبی بیولوژیکی
43	کوانتم نمبر	28	فشار اسموتیک
43	کوانتم نمبر اصلی	85	فلم یکطرفه
43	کوانتم نمبر مقناطیسی	85	فلم دندان
43	کوانتم نمبر سپین	85	فلم تابش
43	کوانتم نمبر مداری	85	فلم ویدیو
146	کلفتی بلور	176	فواصل و قطه خط های نور مال
107	گایگر کونتر	14	قانون عمل کتله

176	مثلث انتوان	35	گلو مروه‌لها
111	مالیکول نشاندار	51	گلو تون
98	معادلات دگر گونی	43	لیتون
44	نیلز بوهر	36	لزوجیت
41	نمبر اتمی	88	لوازم رادیو گرافی
44	نظریه کوانتم	118	لوکیمیا
100	نصف عمر	5	میخانیک حیاتی
41	نیو ترون	20	میتابولیک اسیدوسیس
43	نیوترینو	26	معادله فیک
101	نیتونیوم	9	مول
184	نسفیلد	9	مولاریتی
51	ویکون	9	مولل
36	ورید رادینال	9	موللیتی
68	طیف	18	معادله هندرسن هسل بخ
21	هستریا	83	مجرای صفراوی
33	هایپر تونیک	101	مواد رادیو اکتیف
33	هیپوتنیک	165	مانوتورینگ
105	هیموسدرین	154	م-سکن
104	هیمولیز	90	میلو گرافیک

موجهای الکترون کار دیو گرام 175

مأخذ

- ۱- آرمسترانگ پیتر، ۱۳۸۲. اصول تصویر برداری تشخیصی، ترجمه نوید یاری، چاپ پنجم، انتشارات مؤسسه؛ سماط تهران، ص ۲۳-۴۱^۸
- ۲- اریک. بلاکر، ۱۳۸۲. فزیک نوین. ترجمه بهروز بیضائی، مؤسسه نشراتی؛ تهران ص ص ۲۴-۲۸
- ۳- اندرسن. آنتونی. باز تابش های دوپلری، ترجمه بابک، تیمور پور. رشد آموزش فزیک، سال نهم، شماره ۳۶، سال ۱۳۷۳؛ تهران
- ۴- آرمسترانگ. پیتر، مارین ل. داستی، اندر یا ج. راکل. ۲۰۰۴. تصویر برداری تشخیصی، ترجمه؛ فریبرز، آیتی فیروز آبادی و مژگان صفدر خالی؛ مؤسسه نشراتی؛ اندیشه تهران ص ص ۱۶-۲۱.
- ۵- ایتسین. اچ. تی، ۱۳۵۸. برگزیده های از فزیک، ترجمه غلام حسین. رهبری، آراسته. آژیر، مؤسسه نشراتی؛ تهران ص ص ۱۴۰، ۱۰۸، ۹۶-۱۴۱.

- ۶- بهروز. محمد علی، ۱۳۷۱. مقدمه ای بر فزیک پزشکی،
مؤسسه نشراتی؛ استان قدس تهران. ص ص ۲۸۳، ۵۴-۳۳۰، ۳۴۲-
۳۵۱، ۳۶۱-۳۶۴، ۳۸۵-۴۶۵، ۴۲۱-۴۸۲.
- ۷- بهیل. تری، ۱۳۷۴. مهندس پزشکی، ترجمه سید محمد رضا،
هاشمی. گلبایگانی، مهیا زردشتی،، نشرات دانشگاهی؛ تهران
، ۲۰، ۲۵، ۳۲.
- ۸- بوشانگ. آرچر، ۱۳۷۸. سونوگرافی تشخیصی فزیک
بیولوژی و دستگاه؛ مؤسسه نشراتی ایز، تهران. ص ص ۳، ۴،
۲۷-۳۳، ۴۱-۴۶، ۵۱، ۵۸، ۶۳، ۶۴،
- ۹- پار. کر. پ. روی، اسمیت. اس. پیتراج، تیلور. دیودام، ۱۳۷۱.
علوم پایه در فزیک هسته ای. مؤسسه نشراتی؛ دانشگاهی تهران.
ص ص ۹-۲۰، ۲۶، ۲۸-۳۶، ۱۲۲-۱۲۵.
- ۱۰- تکاور. عباس، ۱۳۷۲. فزیک پرستاری؛ مؤسسه نشراتی
؛ ارجمند تهران. ص ص ۱۹۴، ۲۰۶-۲۲۲، ۲۲۴-۲۴۰.
- ۱۱- تکاور. عباس، ۱۳۸۴. فزیک پزشکی، چاپ پنجم. مؤسسه
نشراتی؛ آیز، تهران. ص ص ۱۲۹-۱۳۷، ۲۴۱، ۲۸۸، ۴۲۳-۴۴۵.

- ۱۲- تا سی .ال .جی ، ۱۳۶۷ . فزیک ذرات بنیادی، مؤسسه نشراتی ؛ دانشگاهی ، تهران ، ص ص ۱-۶ ، ۱۴۷-۱۶۴ ،
- ۱۳- دوتریکس .ژ.و گره، بوک .etal .۱۳۶۸ . فزیک و بیوفزیک . ترجمه یوسف متولدی ، ناصر روحانی زاده، انتشارات دانشگاهی ؛ تهران ، ص ص ۱-۲ ، ۵-۹ ، ۱۴-۱۶- ، ۷۵-۸۲ ، ۱۹۱ .
- ۱۴- رهبری .غلام حسین ، خدا دوست .علی اکبر ، شیرازی .حسن عسکر ، .etal .۱۳۷۸ . فزیک پزشکی . چاپ سوم ؛ انتشارات دانشگاهی ، تهران ، ص ص ۲۵۰-۳۰۵ ، ۳۱۱-۳۹۹ ،
- ۱۵- سیتوارد .سی ، بشومگ .۱۳۶۹ . علوم رادیولوژی برای تکنالوژیست ها ، ترجمه اشرف .احمد یان ؛ مؤسسه نشراتی دانشگاهی ؛ تهران . ص ص ۳۳-۵۲ ، ۱۱۱-۱۳۹ ، ۱۴۵-۱۵۵ ، ۱۶۴-۱۷۶ ، ۱۸۱ .
- ۱۶- سمبر وهرمان ، ۱۳۷۱ . فزیک بهداشت از دید گاه پرتو شناسی ، ترجمه محمد ابراهیم . ابو کاظمی ، هوشنگ .سپهری ، علی رضا .بیش ، چاپ اول .مؤسسه نشراتی ؛ دانشگاه تهران ، ص ص ۸۰-۸۵ ، ۱۰۳-۱۸۴ ، ۱۸۵-۱۸۶ ، ۲۴۰-۲۹۶ ، ۲۷۰-۳۲۳ .

- ۱۷- غزنفر سید الفشاه. ۱۳۶۸. بیوفزیک؛ نشرات استیتوت
 طب؛ کابل، افغانستان ص ص ۴۵-۶۹، ۷۴-۸۵، ۸۸-۹۳، ۱۲۰-
 ۱۹۶.
- ۱۸- کوهن. برنارد ال. ۱۳۷۰. مفاهیم فزیک هسته ای. ترجمه
 مجید مدرس، رقیه معصومی، مؤسسه نشراتی؛ مرکز دانشگاهی
 تهران ص ص ۲۰، ۲۶، ۱۲۵.
- ۱۹- کامرون. جان. آر، جیمز اسکو فرونیک، جیمز. جی،
 ۱۳۸۱. فزیک پزشکی، ترجمه عباس تکاور، چاپ دوم
 مؤسسه ای نشراتی؛ آیز تهران. ص ص ۲۵۲-۲۸۲.
- ۲۰- کاری واس، دودی. ثی، موری. ثی، ۱۳۸۴. فزیک
رادیولوژی تشخیصی کریستینس. ترجمه بهمن محتشمی
 مؤسسه نشراتی؛ سماط تهران. ص ص ۱-۶۳، ۸۷، ۱۳۸-۲۴۴،
 ۲۴۶-۲۷۶.
- ۲۱- گوپال. ب. ساها، ۱۳۸۱. فزیک در رادیولوژی پزشکی
هسته وی، ترجمه عباس. تکاور، محمد افتخاری، مؤسسه
 نشراتی؛ آیز تهران، ص ص ۱-۸، ۱۱-۱۷، ۱۶۷-۱۷۰، ۱۹۰-
 ۱۹۹.

- ۲۲- نیو. کارل. آراع نیو. براندسی ، ۱۳۷۲ . فزیک در خدمت علم بهداشت . ترجمه ، علی اصغر تکالو ، مؤسسه نشراتی ؛ آستان قدس تهران . ص ص ۳۸۹-۴۰۰ ، ۵۲۰-۵۵۹ .
- ۲۳- وهال . گایتون . ۲۰۰۶ . فزیولوژی پزشکی ، ترجمه احمد ضیا . نیاورانی ، جلد اول چاپ یازدهم مؤسسه نشراتی ؛ سماط تهران . صص ۶۱-۶۹ ، ۹۲-۹۴ .

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

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

26-Bill .W.Tillery 2002.Physical Science.Edition 5th Mc Grow –Hill companies New York . pp 209-22 .

-
- 27 Chatwal .G .R 2005 .Biophysics Edition . 1th
pp1-20 . ، Himaya Publishing Hous New Delhe
1978. Ultrasound In ، wells ، 28- Devey .G.B
Medical Diagnosis Scientific U.S.A
- 29- Filter .Hossel Howard .1988 . Physic in
Edition ،Nursing
155-159.S.A .PP 227-248،U
- 30- [http:// www surgrydoor .co .uk./medical
condition/indices/l/Lithotropsy](http://www.surgrydoor.co.uk/medical/condition/indices/l/Lithotropsy) .
- 31- [http://www umscience.com./ozmikroskop](http://www.umscience.com/ozmikroskop).
- 32- [http://www google .com.Ataal pezushky
sonography](http://www.google.com.Ataal.pezushky.sonography) .
- 33-[http:// bionuclear mihanblog .com](http://bionuclear.mihanblog.com) . 2007 .
- 34- [http:// daneshnama .voshd. ir](http://daneshnama.voshd.ir) . 2007-04-08

، Krauskoff .K.B .
 1973 . Physical Universe . 3Edition.Mc .Beiser.A
 Grow Hill New York

Textbook of Elementary ، 1972،36 Lands Berg .G.S
Physics Vol-3 Translated From Russian by A Troisky
 Moscow.

2002. Biophysic . kabul ،37- Marshandise .Xavier
 53 .،51،41،32،24،23،5،1،Midical Institut .PP

M.E.Najmabadi. 1994. Principles of ،38- Manfred
therapy ،Culculation and fundamental in Radiation
 Iran.Tehran.،physics،publication

39- Macgrate .Johnton.2002 .MidicalCardiology.
 90 . ،printed pakistan pp86.Edition 8th

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

1-2 ،41- Resnic .Hllyday.Karane.2002 .Physics. Vol
432-433 ، pp 427-430.،New york
1157 .،1153،1186،1181.

42- www .sciencedaily.co.uk

encyclopedia delax .2004. .encarta،43-www

44-www. en wikipedia.org /.wiki /cystoscopy .

45-www . en . wikipedia .org/wiki/esophagas.

Book Name: Biophysics
Author: Pohanwal Mir. M. Zaher Haidary
Publisher: Balkh University Medical Faculty
Number: 1000
Published: 2010
Download: www.balkh-un.edu.af

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

The technical and administrative affairs of this publication have been supported by Umbrella Association of Afghan Medical Personal in German speaking countries (**DAMF e.V.**) and **Afghanic.org** in Afghanistan.

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. Wardak, MoHE, Kabul, Afghanistan
Afghan cell: 0706320844, Email: wardak@afghanic.org

All rights are reserved with the author.

Printed in Afghanistan, 2010