Université
Claude Bernard
de Lyon

Hôpitaux de Lyon

رادیولوژی
و
تصویر برداری طبی
برای
مانیپولاتورهای کابل

پروفیسور ژان ماری لوبا
شفاخانه های مارسی

تتبع، گرد آوری، تنظیم وترجمه
دکتور شاه عبداللطیف « شبدیز – دلیری»

30 نوامبر – 14 دسمبر 2003

Liberté • Égalité • Fraternité
RÉPUBLIQUE FRANÇAISE

به کمک و حمایت سفارت فرانسه در افغانستان

Université
Claude Bernard
de Lyon

IMAGERIE MEDICALE
Pour
Les manipulateurs

Professeur Jean Marie LEBAS

Traduction assurée par :
Docteur Shah Abdul Latif SHABDIZ DELIRI

30 Novembre – 14 Décembre 2003

Avec le soutien de l'Ambassade de France à Kaboul

پیشگفتار

عرصه تصویر برداری طبی از بیست سال بدین سو مواجه به انقلابی است که تا هنوز ادامه دارد. این عرصه امروزه در محدوده رادیولوژی معمولی منحصر باقی نمانده و اصول کاری آن به شعاع ایکس خلاصه نمیگردد. CT- Scan تازه ترین تکنالوژی ای است که اصول کاری آن بر مبنای اشعه ایکس استوار میباشد والی اصل رادیولوژی معمولی کلاسیک در جهان امروزه 80 درصد مورد استفاده خویش را از دست داده است. کلیشه های صدری (chest X rays) و کلیشه های عظمی (آن هم صرفا" به منظور تشخیص کسور ساده) یگانه مواردی هستند که به طریقه رادیولوژی معمولی تا هنوز متروک نگردیده اند.
امروزه ، متود های تشخیصی غیر تهاجمی جایگزین پرتو نگاری معمولی گردیده اند که وقت کمتری را در بر گرفته، کیفیت تصویر عالی داشته، معلومات اناتومیک و وظیفوی بیشتر و دقیق تری بدست داده و به ویژه اینکه در آنها از اشعه ایکس استفاده به عمل نیامده و بنا" هم برای مریض و هم برای پرسونل طبی کاملا" بی ضرر تلقی میگردند.
در اکوگرافی از امواج ماورای صوتی، در سنتی گرافی (اسکن رادیو نوکلیو بید) از ایزوتوپ های تصانعی با نیمه عمر بسیار کوتاه ودر MRI یا تصویر برداری تشدید مقناطیسی از اصل تشدید میدان مقناطیسی و امواج رادیو فریکانس استفاده میگردد. اینجاست میبینیم که دیگر نه تصویر برداری طبی آن رادیولوژی سابق است و نه هم مانیپلاتور این عرصه آن تکنیشن یا پرتو نگار گذشته میباشد.
مهم اینجاست که این همه تغییرات وتحولاتی که در عرصه تکنالوژی تصویر برداری طبی، در جهان پیشرفته امروزی به صورت تدریجی وبه شکل تطابق یافته در طی بیشتر از بیست سال رونما گردیده اند، در کشور افغانستان که تا هنوز فقط اصل رادیولوژی معمولی هسته مرکزی تصویر برداری طبی را تشکیل میدهد- واین کاملا" طبیعی به نظر میرسد، زیرا، همین تکنیک تا هنوز به درستی جوابگوی اهدافی که از طرف وزارت صحت مشخص گردیده است، بوده میتواند- با طی چند سال آینده، این تخنیک های مدرن طور ناگهانی و انفجاری وارد وعرضه خواهند شد که این امر ممکنست تا حد زیادی باعث ایجاد یک سلسله سردرگمی هایی در این راستا گردد. به منظور جلو گیری از این سردرگمی ها لازم می افتد تا کلیه پرسونل طبی، از همین حالا، از طریق مطالعات، خود شان را با شرایط آینده مطابقت ووفق دهند.

تصویر برداری طبی برای مانیپولاتور ها
<u>پروفیسور ژان ماری لوبا</u>

اکوگرافی (یولتراسونوگرافی)، چند سالی است که در عرصه تصویر برداری طبی افغانستان جای خویش را باز نموده است. جهت عرضه CT-Scan هم از یکی دو سال به اینطرف کار

هایی صورت گرفته است وکانفرانس هایی هم در ارتباط به ستنیگرافی و MRI توسط مؤسسات مختلف و از جمله به حمایت سفارت فرانسه در افغانستان، در این راستا برای دکتوران

ومانیپلاتور های رادیولوژی و محصلین عرضه وارایه شده است و در نظر است تا در آینده هم این پروسه ادامه داشته باشد.
روی این ملحوظ، مطلوب تر این خواهد بود تا منبعد اصطلاح « تصویر برداری طبی » (Medical Imaging) را جایگزین اصطلاح قدیمی « رادیولوژی » نماییم تا از آنچه که در افغانستان، آرام، آرام در این عرصه مروج خواهد گردید، تصور، درک وافاده درستی داشته باشیم!

به امّید موفقیت های مزید همه

داکتر فردریک تیسو
داکتر شاه عبداللطیف « شبدیز- دلیری»

سفارت فرانسه در افغانستان

با اظهار سپاس ازریاست محترم انستیتوت ملی رادیولوژی

دسمبر سال 2003

I
رادیو گرافی معمولی
Conventional Radiography

تیوب شعاع مجهول

فعلا" تیوب هایی بکار گرفته میشوند که در داخل آن ها **تقریبا"** بطور مطلق خلأ وجود دارد و اصول کاری آن ها متکی بر نظریه ادیسن میباشد که گفته است: کلیه اجسام، زمانی که به یک درجه حرارت بسیار بلند مواجه ساخته شوند، از خود الکترون ها را آزاد میسازند. بنا" هر جسم در صورت معروض شدن به حرارت بلند، از خود برق منفی را خارج میکند.

***

1- تیوب کولیج یا تیوب الکترونیک
Tube Coolidge

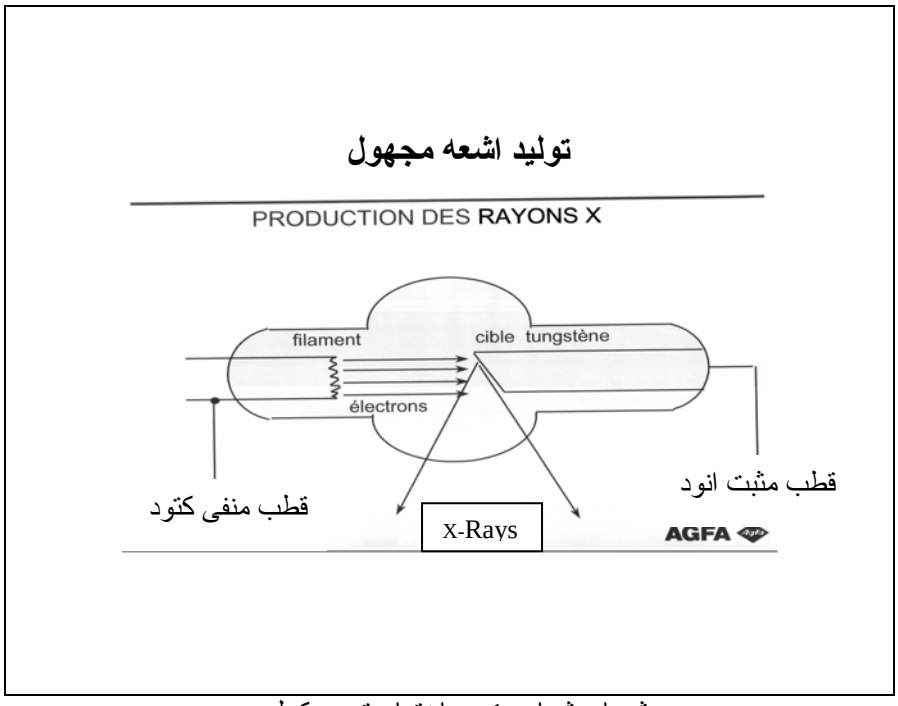
این تیوب عبارت از یک تیوب ویا آمپول شیشه ای میباشد که در داخل آن تا حد اکثر (الی یک میلیونم میلی متر سیماب) خلأ قرار داده شده است. ولی تخمین میشود که با وجود آن، هنوز هم حدود 200000 میلیارد مولیکول گازات مختلفه در داخل تیوب باقی میمانند.

این تیوب در قست چپ خود دارای یک کاتود (Cathode) از فلز تنگستن(Tungstène) میباشد که حاوی یک فلیمنت است. این فلیمنت تا حدود °2000 حرارت را با تطبیق حدود 10 ولت برق تولید مینماید. فلیمنت مذکور از اطراف خود بوسیله یک شیتی که مقعریت آن متوجه قطب انود میباشد، محاط گردیده است.

انتی کاتود و یا انود (Anode) هم که از فلز تنگستن ساخته شده است، در بالای یک پایه مولیبدن (Molybdène) (که بسیار کم خاصیت هادی حرارت را دارا میباشد) و یا هم اینکه در بالای یک پایه مسین (Cu) (که یک هادی خوب حرارت میباشد) ، استوار گردیده است.

حالا اگر به کمک یک منبع برقی با فشار (T) پایین ، این فلیمنت گرم ساخته شود، از آن الکترون ها آزاد گردیده ویک تفاوت پوتانشیل خیلی بلند وقوی فی مابین فلیمنت وقطب انود بمیان می آید. از اثر برق یک منبع برقی با کیلو ولت و یا فشار بلند (HT) ، این الکترون ها بوسیله انود که یک قطب مثبت است ، جذب میگردند.

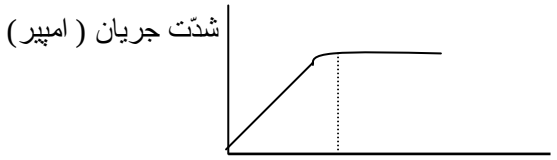
تصویر برداری طبی برای مانیپولاتور ها
پروفیسور ژان ماری لوبا



شیمای شماره 1 : ساختمان تیوب کولیج

شیت کاتود که مقعریت آن به سمت انود متوجه بوده و مانند خود فلیمنت دارای چارج منفی میباشد، این الکترون ها ی آزاد شده را بسمت انتی کاتود (انود) رهبری کرده و چون شکل مقعر دارد، الکترون های آزاد شده را بسمت انود محراق بخشیده و پخش مینماید. الکترون های آزاد شده خطوط ساحه برقی را تعقیب میکنند که در شروع سرعت شان خیلی ضعیف بوده و به تدریج ، در مسیر حرکت شان به سمت انود کسب تعجیل مینمایند. این کسب تعجیل بدلیل موجودیت تفاوت پوتانشیلی است که فی مابین هر دو قطب موجود میباشد.
لیف های الکترونی وقتی از کاتود آزاد میگردند ، به نام تشعشات کاتودیک یاد گردیده و زمانیکه به قطب انود برخورد می نمایند، باعث تولید تشعشات جدیدی بنام اشعه مجهول (X) میگردند که تعدادی از آن ها قطر عضؤ را عبور کرده، تعدادی در داخل عضؤ متوقف میگردند وتعدادی هم عضؤ را نفوذ نتوانسته ودوباره منعکس گردیده و « تشعشعات ثانوی » را بمیان می آورند.

شدّت (Intensity) جریان الکترونیک در شروع، موازی با افزایش فشار (Kv) ، افزایش کسب کرده و زمانی فرا میرسد که دیگر با وجود اضافه نمودن فشار، این شدّت افزایش بیشتری کسب نکرده وثابت باقی میماند.



شیمای شماره 2 : منحنی اشباع جریان برقی در تیوب کولیج

در همین زمانست که گفته میشود تیوب «مشبوع» گردیده است و همین حد شدّت جریان الکترونی را بنام « شدّت اشباع » یاد میکنند. این بدین معنی است که : تا زمانیکه فشار تا به یک حد معین خود نرسد، تمامی الکترون های آزاد شده از کاتود، از طرف ساحه برقی فی مابین کاتود وانود جذب و هدایت شده نمیتوانند. امّا وقتی فشار بتدریج بلند تر میرود، آنگاهست که تعداد الکترون هایی که از جانب انود جذب میشوند، بیشتر وبیشتر میگردند تا به جایی که تمامی آنها از جانب ساحه برقی مسیر کاتود – انود جذب ورهبری میگردند. بعدا" شدّت جریان الکترونی کاتود – انود ، دیگر بیشتر از آن بلند تر نرفته و ثابت باقی میماند.
در رادیو دیاگنوستیک (رادیولوژی تشخیصی) عموما" از تیوب های مشبوع و در رادیو تراپی (رادیو لوژی معالجی) گاهی هم از تیوب های نوع غیر مشبوع ، توأم با گریت های پوتانشیل داده شده استفاده به عمل می آید.
در واقع همین ***تعداد الکترون ها*** ی خورد و بزرگ لیف کاتودیک میباشند که بیانگر کمیت (Quantity) یا مقدار و یا بهتر گفته باشیم توضیح کننده شدّت (Intensity) اشعه مجهول بوده واین تعداد الکترون ها متناسب به درجه حرات ، یعنی متناسب به شدّت جریان برقی است که از

آن عبور مینماید. پس در مجموع گفته میتوانیم که شدّت شعاع ایکس مربوط به شدّت درجه حرارت فلیمنت میباشد. هر قدریکه شدّت یا مقدار جریان (mAs) بلند تر بوده باشد، به همان اندازه فلم سیاه تر میگردد.
در رادیوسکوپی، با عبور یک جریان برقی 2 الی 4 میلی امپیر، فلیمنت حدود °2250 و در رادیوگرافی، با عبور یک جریان مثلا" 400 میلی امپیر، فلیمنت حدود °2350 حرارت تولید مینماید.

اما قدرت نفوذیه اشعه مجهول مربوط به سرعت الکترون های لیف کاتودی (Kv) میباشد. این قدرت نفوذیه اشعه بوسیله تفاوت پوتانشیل برقرار شده فی مابین کاتود که الکترون ها را آزاد میسازد و انود که آن ها را جذب مینماید، تعیین شده میتواند. هر قدر سرعت الکترون ها بیشتر

باشد، به همان اندازه قدرت نفوذیه (penetration) اشعه ایکس افزایش می یابد. در تیوب های شعاع ایکس فعلی، این سرعت به 30000-130000 Km/s میرسد. این نفوذ بیش وکم اشعه ایکس بیانگرکیفیت (Quality) شعاع بوده میتواند. نظر به همین کیفیت اشعه، گفته میتوانیم که یک شعاع سخت « بیشتر نفوذ کننده» ویا نرم « کمتر نفوذ کننده» میباشد. از طرف دیگر هرقدریکه همین Kv یا کوالیتی را بلند تر ببریم به همان اندازه کانتراست تصویر کمتر میشود.
این کمیت وکیفیت شعاع را میتوان با اختیار خویش تنظیم نماییم.
گفتیم که در داخل تیوب با وجود ایجاد حد اکثر خلأ، باز هم حدود دوصد هزار میلیارد مولیکول گازات مختلفه باقی میماند. بنا" سرعت بعضی از این الکترون های آزاد شده از کاتود، از اثر برخورد وتصادم با این مولیکول ها تنقیص یافته وبنا" میشود گفت که تمامی الکترون های آزاد شده از کاتود، دارای عین سرعت نبوده و درجه نفوذ شان در قشر سطحی انود هم عین اندازه نمیباشد وبر همین اساس، لیف اشعه مجهولی که تولید میگردد، هم دارای یک رنگ واحد (مونوکروماتیک) (monochromatic) نبوده بلکه یک لیف دارای چندین رنگ متعدد (پولی کروماتیک) (polychromatic) میباشد.

☜ **ویژه گی های خاص تیوب کولیج:**
تشریحاتی که تا کنون داده شد، مربوط به آنعده از تیوب هایی بود که از قبل با جریان برق مستقیم کار مینمایند و انود آن ها در بالای پایه ای از فلز مولیبدن (Molybdène) استوار میباشد که چندان هادی خوب حرارت نمیباشد، معهذا از آنجاییکه جریان مستقیم برق از قبل در آن تأمین شده است، سمت جریان الکترون های آن با وجود گرم آمدن بیش از حد انود ، یکطرفه میباشد.
امّا برای جریان های غیر مستقیم برق ، تیوب هایی بکار برده میشوند که از نظر ساختمان شان دارای ویژه گی های خاص خود میباشند. انتی کاتود (انود)، در صورتیکه دارای پایه مولیبدن

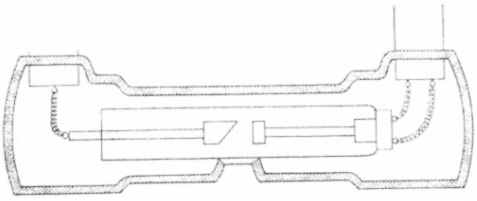
بوده باشد، وقتی تحت بامباردمان الکترون ها واقع گردد، خیلی سریع گرم آمده و به رنگ سرخ تغییر رنگ داده و به نوبه خودش الکترون ها را آزاد میسازد. در واقع انرژی الکترون های لیف کاتودیک به انرژی کالوریک و انرژی تشعشعات ایکس مبدل میگردد. امّا از جمله همین انرژی تشعشعات ایکس، صرفا" حدود 3 فی هزارم حصه آن عبارت از یک انرژی کار آمد ومؤثر ضمنی بوده و متباقی 997 فی هزارم حصه آن عبارت از انرژی حرارتی میباشد. حالا

اگر انود از اثر این حرارت بلند سرخ شده وخود هم الکترون تولید نماید، و اگر جریان برق هم یک جریان متناوب بوده باشد، در آن صورت در داخل تیوب یک جریان الکترونی دو جانبه به میان خواهد آمد. یعنی انود الکترون های تولید شده خویش را به سمت کاتود و کاتود الکترون های تولید شده خود را برعکس به جانب انود میفرستد که این حالت، تیوب شعاع ایکس را خیلی زود تخریب می نماید.

برای همین منظور است که در این نوع تیوب ها، انود که از فلز تنگستن ساخته شده است، در بالای یک پایه مسی استوار میگردد که هادی خوب حرارت میباشد و درواقع رول یک رادیاتور را بازی کرده و نمیگذارد تا جریان الکترونی غیر از مسیر کاتودی – انودی، کدام مسیر دیگری (مسیر مخالف) را انتخاب نماید. زیرا قطب انود الکترون را تولید نکرده و کلیه نیمه موج هایی که ممکنست جهت مخالف را اختیار نمایند، توقف داده میشوند.
در عمل، اینگونه آمپول ها (تیوب ها) ضرورت به آله ای دارند که جریان برق را به یک جریان مستقیم مبدل بسازد که آله ای به نام کینوترون (Kénotron) یکی از این هاست.
انرژی تشعشعات ایکس که از طرف تیوب تولید میگردند، صرفاً" 3 فی هزارم حصه آن یک انرژی انسیدانت بوده که این انرژی تا حدودی میتواند به کمک سرعت الکترون ها و همچنان نمبر اتومی فلزی که از آن انود ساخته است، بلند تررفته وتقویت گردد. از همین سبب است که فلز تنگستن با نمبر اتومی 74 و درجه ذوبان °3350 انتخاب گردیده است.
از جانب دیگر در قسمت دریچه خروجی تیوب های مدرن، جاییکه از آنجا شعاع ایکس خارج میگردد، یک فلتر به قطر نیم الی یک میلی متر را تعبیه نموده اند که تشعشعات ضعیف «تشعشعات نرم غیر نفوذ کننده » را جذب مینماید. این تشعشعات نرم نمیتوانند تا در وجود ویا عضؤ نفوذ کرده و هم قادر نیستند تا فیلم را سیاه بسازند، مگر در صورتی که بطور دوامدار بالای جلد بتابند، ممکنست باعث آفات جلدی گردند.

2- تیپ های مختلفه تیوب کولیج

1- تیوب هایی که دارای یک محفظه فلزی محافظتی میباشند:
بعضی از انواع تیوب های کولیج دارای یک محفظه محافظتی استوانه ای از جنس رادیو اوپک (مقاوم در برابر نفوذ شعاع) میباشند که صرفا" یک دریچه برای خروج شعاع در آن کار گذاشته است که درست در برابر انود تیوب قرار میگیرد. در داخل این محفظه یکنوع تیل مخصوص معدنی جریان دارد که باعث سرد نگهداشتن تیوب میگردد وبعضا" هم یک سیستمی به شکل پکه در آن بکار رفته است که وظیفه آن به جریان انداختن همین تیل معدنی میباشد.



شیمای شماره 3: تیوب، با محفظه فلزی

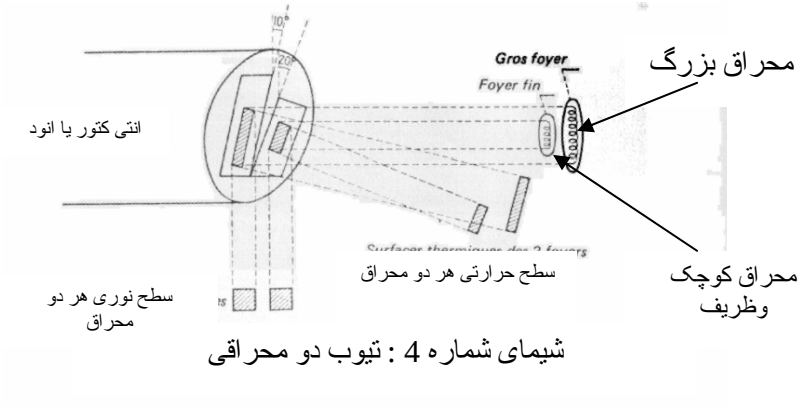
2- تیوب های دو محراقی (Bifocus Tubes):

در این نوع تیوب ها دو محراق با طول های متفاوت از هم قرار داده شده است. هر محراق در بالای سطح انود، از خود دارای یک یک پلاگ جداگانه میباشند. در بالای انود، زاویه میلان پلاگ محراق بزرگ ، نظر به پلان افقی، کمتر از میلان پلاگ محراق کوچک میباشد، طوریکه « سطح اپتیک یا نوری » محراق بزرگ با سطح نوری محراق کوچک عین چیز بوده ، ولی « سطح ترمیک یا حرارتی » آن از سطح حرارتی محراق کوچک بسیار متفاوت است.

در تلی رادیوگرافی (téléradiographie) ها و رادیو گرافی های ارگان های متحرک بدن که مستلزم یک زمان پوز یا تطبیق کوتاه میباشند، از محراق بزرگ کار گرفته میشود . این محراق ولتاژ های میان 10Kv الی 20Kv را تحمل میتواند.

برای رادیوگرافی های عظام ورادیوسکوپی ها از محراق کوچک کار گرفته میشود که میتواند ولتاژ های میان 2Kv الی 6Kv را تحمل نماید.

سیستمی وجود دارد که به کمک آن میتوان به دلخواه خود وبسادگی نوع محراق را انتخاب نمود.



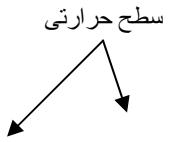
شیمای شماره 4 : تیوب دو محراقی

3- تیوب های دارای انود دوار:

اصول کاری این نوع تیوب ها بر بالای اصل « حد اکثر چارج برای حد اقل محراق » استوار میباشد. این انود دوار در برابر یک کاتود ثابت قرار دارد ولبه های آن 15 درجه گول ساخته شده است وارتفاع آن معادل ارتفاع فلیمنت میباشد. انود دوار در حدود 3000 بار در فی دقیقه بدور محور خود چرخیده ولی سرعت چرخش بعضی از انواع آن ها از قبیل مودل Juvenix Record (C.G.R.) آن الی 9000 بار فی دقیقه میباشد که بدین ترتیب تمامی سطح انود در برابر بامباردمان الکترونی قرار میگیرد وبه همین ترتیب کلیه قسمت های سطح آن در مجموع محراق حرارتی را تشکیل میدهد. این سطح معادل یک تاج دایروی با عرض 8 میلی متر و قطر 65 میلی متر میباشد.

4- تیوب های با محراق بسیار ظریف (Ultrafine focus):

در این شکل تیوب ها، محراق 0.3 mm x 0.3 mm بکار رفته است که در واقع یک محراق نقطوی بوده و بنا" فنومن جریان جیومتریک درآن ها عملا" صفر است.



فلیمنت

محراق نوری 2X2 میلی متر

محراق حقیقی 2 X 8 میلی متر

تصویر برداری طبی برای مانیپولاتور ها
پروفیسور ژان ماری لوبا

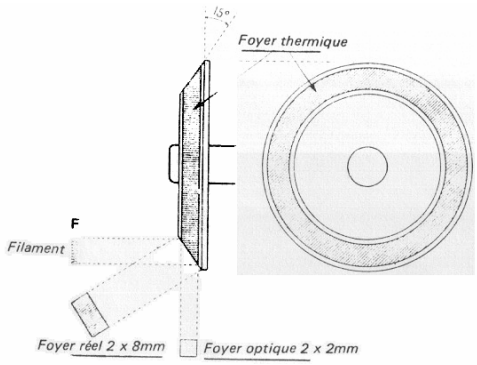


FIG. 58. — Tube à anode tournante.

شیمای شماره 5: تیوب کولیج دوار

3- ظرفیت حرارتی تیوب ها
Thermal Capacity of tubes

دیدیم که حدود 997/1000 حصه انرژی برقی مورد استفاده در یک تیوب شعاع ایکس، به شکل انرژی حرارتی مبدل میگردد.
پس عمده ترین پروبلم برای سازندگان تیوب ، مشکل محافظت تیوب از حرارتی میباشد که در داخل تیوب تولید میگردد.
غرض رفع این مشکل از یکطرف اهتماماتی که در فوق ذکر گردیدند، اتخاذ گردیده اند (محفظه محافظتی همراه با تیل معدنی، انود دوار، تیوب های با محراق نقطوی، تیوب های دو محراقی وغیره...) و از جانب دیگر سازندگان تیوب در موقع فروش، یک نوموگرام راهنما ی مقدار چارج را هم تسلیم خریدار می نمایند که در آن رابطه فی مابین فشار (کیلو ولت)، شدّت جریان و زمان تطبیق (زمان پوز شعاع) تشریح گردیده است که هدف از آن مراعات مقادیر چارج دادن تیوب میباشد تا از خرابی و عوارض تیوب اجتناب شده باشد.

اما این راهنما صرفا" در مواقعی مؤثر میباشد که تیوب کاملا" بعد از استعمال ، دوباره سرد شده باشد والی تیوبی که بعد از استعمال دو باره سرد نگردیده باشد، وبعدا" باز هم طور متواتر بکار گرفته شود، در آنصورت حرارتی که از استعمال دوباره تولید میگردد، با حرارتی که از دفعه قبل هنوز در تیوب باقی مانده است، جمع گردیده وبا وجود مراعات نکات جدول راهنما ، از اثر افزایش حرارت ، تیوب ما معرض به عوارض خواهد شد.

4- ملحقات تیوب های شعاع مجهول

a- گاهی چنین اتفاق می افتد که تیوب اشعه مجهول در داخل محفظه فلزی خود اندکی بیجا شده و بنا" ظن آن میرود که شعاعی که از دریچه محفظه خارج میگردد، شعاع اصلی مرکزی نبوده، بلکه عبارت از یک شعاع انحرافی باشد که از اثر انحراف تیوب در داخل محفظه خویش بمیان آمده باشد. برای رفع این مشکل آله استوانه ای شکلی ساخته اند که با نصب آن در بالای دریچه محفظه، شعاع ایکسی که از تیوب خارج میگردد، تمرکزیت اصلی خویش را باز یافته ومسیر وجهت آن اصلاح میگردد ، بدین معنی که تمرکزیت اصلی انود را به خود میگیرد. آله استوانه شکل مذکور همکانطوریکه گفته شد، در بالای دریچه محفظه قلزی نصب میشود. در داخل آن دو عدد ساختمان صلیب مانند با فاصله های متفاوت از همدیگر قرار داده شده است. در نهایت دیگر استوانه مذکور یک پرده فلورسنت موجود است. زمانیکه خیال های این دو علامت ، از اثر شعاع ایکس، بر روی همین پرده با همدیگر تقارن وتطابق پیدا نماید، گفته میشود که تمرکزیت (Centrage) شعاع اصلاح گردیده است.

b- زمانیکه کار یک تیوب ویا آمپول رادیوژن عارضه پیدا نموده باشد و گمان بروز یک انحراف در محراق انودی آن متصور باشد، برای اصلاح آن از یک صفحه سربی کار

گرفته میشود. این صفحه سربی موازی با میلان سطح انود، در یک فاصله d=15cm دور تر از انود قرار داده میشود. در مرکز این صفحه یک مجرا به قطر 1mm موجود است. (قطر این مجرا باید همیشه ازقطرمجرای خودمحراق کوچکتربوده باشد) بعدا" یک کست حاوی فیلم رادیوگرافی، به همان فاصله ، یعنی d' = 15cm دور تر از صفحه، در مقابل صفحه سربی قرار داده میشود. با تطبیق شعاع ایکس، دیده میشود که تصویر محراق بطور بسیار واضح وروشن ظاهر میگردد. اگر فاصله d' را بزرگ تراز15سانتی متر، یعنی بزرگ تراز فاصله d بسازیم، در آنصورت ابعاد محراق به همان اندازه بزرگ تر میگردد و برعکس!

5- کینوترون ها و آلات خشک مستقیم سازنده جریان برقی
Kénotrons & Redresseurs secs

تصویر برداری طبی برای مانیپولاتور ها
<u>پروفیسور ژان ماری لوبا</u>

تیوب های شعاع ایکس، ولو اگر اتوماتیک بوده و نوع جریانات برقی را خود کنترول نمایند، یعنی autoselector داشته باشند، باز هم ضرورت به آلاتی دارند تا جریان مستقیم برقی را در تیوب تأمین نمایند. این وظیفه مربوط به آله کینوترون و یا هم اینکه مربوط به آلات مستقیم سازنده خشک جریان برق میباشد که در فرانسوی بنام «Redresseurs secs» یاد میگردند.

a- **کینوترون:**

این آله مشابه به خود تیوب شعاع ایکس است که اصول کاری آن بر اساس نظریه ادیسن استوار بوده وهدف از استعمال آن ایجاد یک جریان برقی **مستقیم** میباشد. منتهی این تیوب برعکس تیوب کولیج یک تیوب تولید کننده شعاع ایکس (Radiogène) نمیباشد، اما مانند تیوب شعاع مجهول دارای یک فلیمنت منفی از فلز تنگستن ویا کاتود ویک یک قطب انود ساخته شده و در داخل آن هم خلأ موجود است. فلیمنت مانند تیوب کولیج الکترون ها را تولید کرده وبه طرف انود میفرستد.

حالا اگر فلیمنت در یک جینیراتور با جریان متناوب وبا ولتاژ بلند وصل گردد، در حالیکه پلاک در قطب دیگر وصل است، چه حادثه ای اتفاق خواهد افتاد؟

فلیمنت سرخ شده وباعث تولید الکترون ها ی منفی میشود. در حالیکه پلاک بطور متناوب مثبت ومنفی میباشد. در زمانیکه پلاک مثبت است ، الکترون ها به سمت انود رهبری وجذب میشوند ودر زمانیکه پلاک چارج منفی دارد، الکترون ها جذب انود شده نمیتوانند و در نتیجه هیچ جریانی فی مابین فلیمنت وپلاک بر قرار نمیگردد، یعنی : ***یک در میان، یک موج عبور می نماید!***

در مجموع هدف از استعمال این ساختمان عبارت از کم کردن مقاومت در داخل کینوترون وجلوگیری از گرم آمدن بیش از حد پلاک میباشد، زیرا اگر پلاک به نوبه خود بیش از حد گرم گردد، خود هم باعث تولید الکترون ها خواهد شد که از این امر باید اجتناب ورزید!

b- آلات مستقیم سازنده خشک جریان برق:

این آلات عبارت از «آلات نیمه هادی» میباشند. در این آلات یک تعداد کریستال هایی بکار رفته اند که دارای خاصیت هادی برق بوده و از طرف دیگر هریک از آن ها خواص مختص به خود را هم دارا میباشند، به همین دلیل به نام » نیمه هادی» ها هم یاد میگردند. تعدادی از آن ها «دهنده» الکترون و تعدادی هم « اخذ کننده» الکترون ها میباشند. پس مجموعه این اجسام نیمه هادی که برخی دهنده وبرخی هم اخذ کننده الکترون ها میباشند، یک « دایوت اتصالی» را تشکیل میدهد که باعث میگردد تا جریان صرفا" یکطرفه باشد وبه همین دلیل، درست مانند یک کینوترون ، در حالاتی که جریان برق یک جریان متناوب بوده باشد، بکار میرود.

***

خواص ، ویژه گی ها و تنظیم شعاع مجهول در رادیو دیاگنوستیک

* قدرت نفوذ (penetration) و کیفیت (Quality) شعاع ایکس **:** مربوط به اندازه ولتاژ (Kv) میباشد. هر قدر که ولتاژ بلند تر باشد، به همان اندازه قدرت نفوذیه شعاع بلند تر بوده وگفته میشود که شعاع، کیفیت بالا تر دارد.

☜ کانترست (Contrast) تصویر مربوط است به Kv، یعنی هر قدریکه کیلوولت بیشتر باشد، به همان اندازه کانترست تصویر کمتر وضعیف تر میشود.

* شدّت (Intensity) شعاع که مربوط به جریان تعداد الکترون های آزاد شده توسط فلیمنت میباشد و به (MA) (میلی امپیر) نشان داده میشود.

حالا اگر ازمقدار (Quantity) شعاع صحبت به عمل آید، حتما" واحد زمان در آن ذیدخل میباشد وهدف از آن مقدار الکترون هایست که در طی زمان یک ثانیه از تیوب عبور کرده و جریان می یابند که به (mAs) (میلی امپیر فی ثانیه) افاده میگردد. قیمت دیگر عبارت از مقدار مجموعی شعاعی است از طرف نسجی که میخواهیم از آن رادیوگرافی به عمل آوریم، در یک زمان معین (s) که بنام زمان تطبییق شعاع (temps de pose) یاد میگردد ، جذب میشود.

☜ اکسپوزیشن درست کلیشه مربوط به mAs میباشد، یعنی هرقدریکه میلی امپیر فی ثانیه بلند تر بوده باشد، به همان اندازه نمای فلم سیاه تر میگردد.

این «قدرت نفوذ »، «شدّت جریان» و «زمان تطبییق» ، بنام عناصر(elements) رادیولوژی یاد میشوند، یعنی:

- جریان گرما = تعداد شعاع ایکس آزاد شده : (mA)
- فشار بلند = انرژی شعاع ایکس آزاد شده (Kv)
- زمان کار تیوب = زمان پوز یا تطبیق شعاع (s)

1- نفوذ (فشار) ویا کیفیت اشعه مجهول (Kv)

a- نفوذ ویا کیفیت شعاع ایکس را میتوان به کمک تنظیم اتو ترانسفارمر ها تغییر داد.

b- نفوذ یا کیفیت شعاع ایکس را میتوان به کمک یک ولت متر (voltmeter) اندازه نمود.

2- شدّت ویا مقدار (کمیت) اشعه مجهول (MA)

a- شدّت ویا مقدار اشعه ایکس را میتوان با تنظیم درجه حرارت فلیمنت تغییر داد. این حرارت بر اساس قانون ژول ، متناسب با جذر مربع شدّت جریان میباشد که میتوان آنرا به کمک یک rhéostat زیاد وکم ساخت.

b- شدّت و یا مقدار اشعه ایکس را میتوان به کمک میلی امپیر متر اندازه گرفت.

3- زمان پوز یا تطبییق شعاع مجهول (s)

a- زمان تطبییق به کمک کرونومتر(chronometer) های اتوماتیک مخصوص عیار میگردد. این کرونومتر ها در موقع ختم زمان عیار شده، خود بخود، بطور اتوماتیک جریان را قطع میکنند.

b- در بالای بعضی از ماشین ها، یک میلی امپیر متر / ثانیه نصب است که مستقیما" مقدار جریان عبور کرده را نظر به شدّت مجموعی وزمان تعیین میکند. مثلا" اگر غرض اجرای رادیوگرافی یک عضؤ به 100 mAs ضرورت داشته باشیم، این مطلب یک مفکوره مقدار را افاده میکند، نه مفکوره شدّت عادی را، زیرا وقتی از mAs صحبت میکنیم مجبور هستیم تا شدّت را ضرب زمان نماییم. پس رله آله را بالای 100 عیار میسازیم که در نتیجه، این **مقدار** جریان از تیوب عبور خواهد کرد. صرفا" زمان است که تغییر میخورد:

اگر 100mA از تیوب عبور نماید ، در آنصورت:

t (زمان) = Q / I = 100mAs / 100 MA = 1 s (ثانیه)

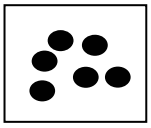
اگر 50mA از تیوب عبور نماید، در آنصورت:

t = Q / I = 100 mAs / 50 MA = 2 s

S = ثانیه
t = زمان
Q = مقدار جریان
T = شدّت جریان

هر قدریکه زمان پوز یا تطبییق شعاع طولانی تر باشد، به همان اندازه فلم سیاه تر میگردد.

زمان تطبییق طولانی



زمان تطبییق کوتاه

c- «mAs » (میلی امپیر - ثانیه) باید مطابق به عضوی که میخواهیم از آن رادیو گرافی به عمل آوریم، تعیین گردد.
اکثریت کمپنی ها همراه با خود ماشین شعاع ایکس، جداول راهنمای تعیین «mAs» را هم مطابق به هر عضؤ تهیه نموده اند که براساس آن ها میتوان مقدار میلی امپیر – ثانیه ودر نتیجه زمان پوز یا تطبییق شعاع را برای هر عضؤ به طور مشخص تعیین نماییم. مثلا" در همینگونه جداول میخوانیم که یک رادیوگرافی قدامی – خلفی قحف بطور مثال به مقدار 200mAs جریان ضرورت دارد. حالا اگر ماشین ما یک ماشین با قدرت یا شدّت 400 MA بوده باشد، در آنصورت زمان تطبییق برای همین رادیوگرافی قحف 0.5s (نیم ثانیه) بوده واگر ماشین ما یک ماشین صرفا" 100 MA بوده باشد، در آنصورت زمان تطبییق ما 2s(دو ثانیه) خواهد بود، یعنی در صورت اوّل:

$$t = Q / T = 200\ mAs / 400\ MA = 0.5\ s$$

و در صورت دوّم:

$$t = Q / T = 200\ mAs / 100\ MA = 2s$$

موجودیت اینگونه جداول از قبل ترتیب داده شده ، ضرورت ما را به محاسبه رفع کرده ومیتوانیم تا با دریافت مقدار mAs مورد نیاز برای هر عضؤ بر روی جدول وبا در نظر داشت شدّت وقدرت ماشین خود (که آیا ماشین ما مثلا" 100MA، 200MA ویا هم 400MA است)، زمان پوز یا تطبییق شعاع خویش را تعیین نماییم.
از جانب دیگر تجربه نشان داده است که اگر دو رادیو گرافی عین عضؤ در عین شرایط دو بار انجام گردد، منتهی اگر در دفعه دومی مقدار فشار (Kv) را به اندازه 1% تغییر بدهیم ، این تغییر ممکنست با تغییر یافتن mAs به اندازه 5% جبران گردد. در عمل بدین معنی است که اگر بخواهیم فشار را دو برابر بلند تر سازیم، در آنصورت باید تعداد mAs را تقسیم 30 نماییم.

***

4- رابطه فی مابین فشار و زمان پوز یاتطبییق شعاع

مثالی از جدولی که توسط کمپنی Kodak ، به منظور اجتناب از جنجال محاسبه در این مورد تهیه شده است:

بدون اسکرین تقویت کننده	همراه با سکرین مقویت کننده	به منظور کوتاه ساختن زمان پوز
فشار(Kv) باید به فیصدی های ذیل افزایش داده شود:		
15%	7%	25%----------
40%	20%	50%----------

75%----------	50%	100%
به منظور افزایش دادن زمان پوز	فشار(Kv) باید به فیصدی های ذیل تنقیص داده شود:	
25%----------	5%	10%
50%----------	10%	18%
75%----------	13%	26%
100%----------	16%	30%

***

5- رابطه فی مابین شدّت وزمان تطبیق شعاع

قیمت شدّت باید معکوسا" متناسب با زمان تطبیق باشد (سایر فکتور ها از قبیل فشار وفاصله تغییر نمیخورند). بدین ترتیب میتوان عین کلیشه را یا با یک زمان پوز 0.5s وبا شدّت جریان 30mA ویا هم اینکه با زمان پوز 0.05s وبا شدّت جریان 300mA اجرا کرد. هر دو عین نتیجه را بدست میدهند. بدین معنی که اگر زمان تطبیق یا پوز را تقسیم 10 نماییم (یعنی 10 برابر کوچک تر سازیم)، در آنصورت باید که شدّت جریان را ضرب 10 نماییم (یعنی 10 برابر بزرگ تر بسازیم) ویا برعکس.

در صورت اول فلم به مقدار: 30 x 0.5 = 15mAs ودر صورت دومی فلم ما به مقدار :

300 x 0.05 = 15mAs

شعاع دریافت داشته است: (15mAs در هردوبار!)

***

6- رابطه فی مابین فاصله و زمان پوز یا تطبیق شعاع

قیمت زمان تطبیق باید متناسب با جذر مربع فاصله میان تیوب و فلم بوده باشد (سایر فکتور ها از قبیل فشار و شدّت تغییر نمیخورند).

ذیلا" شما یک جدول ترتیب داده شده از جانب کمپنی Kodak را می بینید که کار محاسبه را آسان تر میسازد ومثلا" نشان میدهد که اگر یک کلیشه را معمولا" به فاصله 1m ، در یک زمان پوز یا تطبیق معین اجرا میکردیم، حالا اگر بخواهیم که فاصله خود را به عوض 1m به فاصله

1.20 m (یک مترو بیست سانتی متر) تغییر بدهیم ، در آنصورت باید زمان تطبیق خود را ضرب 1.44 نماییم تا عین نتیجه را بدست آوریم. (مراجعه شود به جدول)

تتبع، گرد آوری، تنظیم و ترجمه : دکتور شاه عبداللطیف (شبدیز – دلیری)

فاصله ای قبلی (تیوب – کست)	فاصله ای که بعدا" میخواهیم در نظر بگیریم (فاصله تیوب – کست)							
	0.50m	0.75m	0.90m	1m	**1.20m**	1.50m	1.80m	2m
0.5----------	1.00	2.25	3.22	4.00	5.76	9.00	12.96	16.00
0.75---------	0.44	1.00	1.44	1.77	2.56	4.00	5.96	7.08
0.90---------	0.31	0.69	1.00	1.29	1.77	2.77	4.00	4.92
1.00---------	0.25	0.56	0.81	1.00	**1.44**	2.25	3.24	4.00
1.20---------	0.17	0.39	0.59	0.69	1.00	1.56	2.25	2.76
1.50---------	0.11	0.25	0.36	0.44	0.64	1.00	1.44	1.76
1.80---------	0.08	0.17	0.25	0.31	0.44	0.69	1.00	1.24
2.00---------	0.06	0.11	0.20	0.25	0.36	0.56	0.80	1.00

***

تصویر برداری طبی برای مانیپولاتور ها
پروفیسور ژان ماری لوبا

کوالیتی یا کیفیت تصویر
IMAGE QUALITY
(Qualité d'Image)

یک تصویر زمانی کیفیت بلند میداشته باشد که دارای شرایط ذیل بوده باشد:

- وضاحت داشته باشد (Netteté)
- اکسپوزیشن درست داشته باشد (Exposition correct)
- کانترست درست ومناسب داشته باشد (Contraste correct)
- وضعیت صحیح عضؤ مورد رادیوگرافی در آن مراعات شده باشد (Incidence respectée)

غرض حصول یک تصویر با کیفیت بلند باید نکات ذیلرا مراعات نماییم:

☜ **جلو گیری از حرکات مریض (حرکات سینیتیک):** برای رفع این مشکل حتی الامکان زمان تطبیق یا پوز کوتاه تر ساخته شود. از طرف دیگر هر قدر یکه زمان پوز کوتاه تر گردد به همان اندازه از سیاه شدن فلم جلوگیری به عمل خواهد آمد

☜ **جلو گیری ار حرکات جیومتریک:** برای رفع این مشکل فاصله فی مابین محراق و جسم و فاصله فی مابین جسم و تصویر درست مراعات گردد وکوشش شود تا کوچکترین محراق انتخاب گردد.

☜ **جلوگیری از عبور تشعشعات منتشره ثانوی:** برای این منظور حجم تشعشعات منعکسه کمتر ساخته شده و از گریت (grate) استفاده به عمل آید.

☜ **مطابق ساختن کانتراست جسم با کانتراست فلم:** این موضوع وظیفه Kv بوده، هر قدریکه ولتاژ یا کیلو ولت را افزایش دهیم، به همان نسبت کانترست جسم تنقیص می یابد.

☜ **اکپوزیشن درست کلیشه:** این کار وظیفه mAs بوده، هر قدریکه mAs را بیشتر بسازیم، به نسبت فلم سیاه تر میگردد.

☜ **تثبیت درست فلم در میان کست:** باید فی مابین فلم واسکرین، مسافه باقی نمانده وفلم در بین کست درست تثبیت شده باشد.

☜ **وضمنا" موارد دیگری را هم در زمان شست وشو وظاهر سازی تصویر** (درجه حرارت اتاق و مایعات ظاهر کننده وتثبیت کننده ومدت زمان شست وشو) **باید مراعات کرد.**

تتبع، گرد آوری، تنظیم و ترجمه : دکتور شاه عبداللطیف (شبدیز – دلیری)

***

ساختمان عمومی فلم رادیولوژیک

یک فلم رادیولوژیک در یکطرف پایه استنادی خویش، به ترتیب از طبقات ذیل ساخته شده است:

1- پایه یا طبقه استنادیه فلم (Support) که یک طبقه پولی استیر (polyester) میباشد.
2- یک نوع سرش (substratum)
3- مستحلب (émulsion) مخصوص که از بروماید نقره (AgBr) و ژلاتین ساخته شده است.
4- طبقه ضد هاله (طبقه Anti-halo)
5- طبقه محافظتی (طبقه Anti-stress ویا طبقه protector)

فلم های یک رویه این طبقا ت را در یک سمت طبقه استنادی خویش و فلم های دو رویه همین طبقات را در دوسمت طبقه استنادی خویش دارا میباشند که ذیلا" شیمای یک فلم دو رویه را ملاحظه میکنید:

طبقه محافظتی
طبقه ضد هاله
مستحلب (AgBr + gélatine)
سرش
طبقه استنادیه (پولی استر)
سرش
مستحلب (ژلاتین + بروماید نقره)
طبقه ضد هاله
طبقه محافظتی

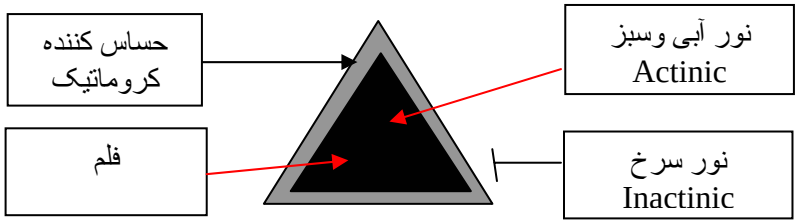
از نظر تکنالوژی، دو نوع فلم رادیولوژیک وجود دارد:

1- فلم های ارتوکروماتیک (Orthochromatic) برنگ قرمز(که در واقع عبارت از رنگ مرکب «منبه یا حساس کننده کروماتیک» (stimulateur chromatique) میباشد).
2- فلم های ماورای بنفش/ آبی (UV/bleu) برنگ سبز (که در واقع عبارت از رنگ بروماید نقره میباشد).

تصویر برداری طبی برای مانیپولاتور ها
پروفیسور ژان ماری لوبا

1- فلم های نوع ارتو کرماتیک:

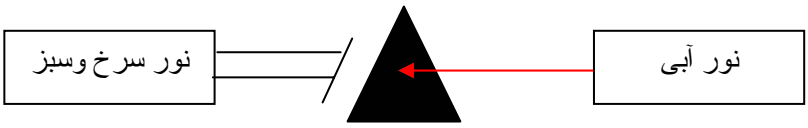
- مستحلب: مستحلب این نوع فلم ها متشکل از حبیبات ویا دانه هایی است که تصویر بر روی سطح همین دانه ها تشکیل میگردد.
- جسامت این حبیبات ویا دانه ها بسیار کوچک بوده وبرای اینکه بتوانیم آنها را یک با دیگر ارتباط بدهیم ، مجبور هستیم تا از منبهات یا حساس کننده های کروماتیک استفاده نماییم: (رنگ سرخ فلم مربوط به همین منبهات یا حساس کننده های کروماتیک میباشد!)
- نور های آبی رنگ و سبز رنگ برای این نوع فلم ها خاصیت (Actinique) داشته میباشند، یعنی از طبقه منبه یا حساس کننده کروماتیک عبور کرده و فلم را سیاه میسازند. ولی نور سرخ رنگ این طبقه را عبور نتوانسته و فلم را سیاه ساخته نمیتواند. پس گفته میشود که نور سرخ برای این نوع فلم ها یک نور Inactinique میباشد.



- چون تصویر درست بر سطح حبیبات ویا دانه های مستحلب تشکیل میگردد، پس زمان ظهور فلم کوتاه (45 ثانیه) میباشد.
- باید بخاطر داشت که فلم هایی که غرض اجرای ماموگرافی (mammography) بکار میروند از نوع فلم های ارتوکرومیک، ولی یک رویه میباشند!

2- فلم های نوع ماورای بنفش / آبی (UV/bleu):

- مستحلب این نوع فلم ها متشکل از کریستال های بروماید نقره (AgBr) میباشد که دارای رنگ سبز است.
- نور آبی برای این نوع فلم ها خاصیت Actinic داشته وفلم را سیاه میسازد. برعکس، نور های سرخ و سبز برای شان خاصیت Inactinic داشته وبنا" آنها را سیاه ساخته نمیتوانند.



• تصویر رادیولوژیک در کلیه وجوه یا در تمام سطوح کریستال های برومایدِ نقره که در عمق مستحلب واقع شده اند، تشکیل شده وبنا" زمان ظهور فلم در این نوع فلم ها طویل (90 ثانیه) میباشد.

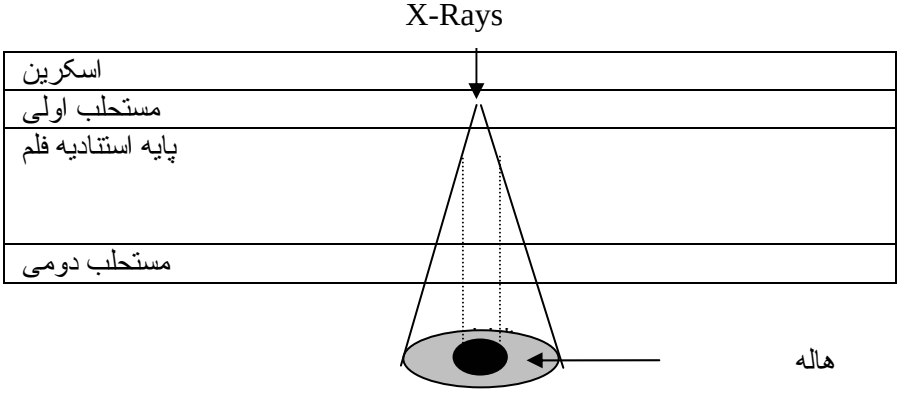
***

طبقه ضد هاله

Couche anti-halo

• هدف از ایجاد و موجودیت این طبقه از میان برداشتن اثرات cross-over، که باعث پایین آوردن کیفیت تصویر میگردند، میباشد.

• اثر cross-over جیست؟ زمانیکه نور به طبقه مستحلب اولی(مستحلب روی اول فلم) میرسد و اصل تصویر را در آنجا تشکیل میدهد، یک مقدار از همین نور طبقه مستحلب اولی را عبور کرده ، از طبقه استنادیه هم گذشته و به طبقه مستحلب دومی (مستحلب روی دوم فلم) میرسند. این نفوذ نور در کریستال ها وعبور آن به آن روی فلم باعث میشود تا ساحه ووسعت آن افزایش یافته و باعث تشکیل یک تصویر دومی مه آلود (هاله مانند وغبار آلود) بر بالای کریستال های طبقه مستحلب دومّی گردد !



***

تکنالوژی اسکرین های تقویت کننده
La technologie des écrans renforçateurs

رادیولوژی واقعا" بدون استفاده از اسکرین های تقویت کننده ، مؤثریت خوب ندارد. با استعمال این گونه اسکرین ها ، هرچند فلم در برابر شعاع ایکس حساسیت بسیار کم (5%) داشته باشد، باز هم میتوان یک تصویر درست و واضح بدست آورد. در حالیکه اگر اسکرین تقویت کننده را بکار نگیریم، باید دوز شعاع را خیلی بلند برده وزمان اکسپوز (یا زمان پوز) را طویل بسازیم که این موضوع برای صحت مریض خطرات بیشتری در قبال خواهد داشت واگر دوز کمتر را بدون استفاده اسکرین تقویت بکار ببریم، در آنصورت تصویر یک تصویر غیر واضح وناقص خواهد بود.
در کلیه معاینات رادیولوژیک ضرورت است تا شعاع ایکس نامریی (invisible) به یک شعاع نوری مریی (visible) مبدل گردد که این عمل بواسطه همین اسکرین های تقویت کننده امکان پذیر میگردد. استفاده از این اسکرین ها امروزه اساس رادیولوژی مدرن را تشکیل میدهند.
در طی سال های زیادی، عنصر Calcium Tungstate (CaWO4) ، منحیث یک ماده فلورسانت (fluorescent) بکار میرفت. اما از اثر پیشرفت های تکنالوژیک، عناصر فلورسانت زیاد دیگری را امروزه کشف کرده اند که به مراتب نسبت به تنگستات کلسیم خاصیت فلورسانت بیشتر دارند و این ها عبارت از یک سلسله خاک های نادر وکم یاب میباشند. این عناصر به دلیل ظرفیت بلند وقوی «جذب نور» خویش که به هر حال قابل مقایسه با خاصیت «جاذب نور» ماده تنگستات کلسیم میباشد، امروزه در افزایش مؤثریت اسکرین ها اهمیت فوق العاده پیدا نموده و بدین ترتیب یک افزایش در سرعت عمل اسکرین ها را اجازه داده وباعث گردیده اند.

☜ نوت: لانتن (Lanthanum) عبارت از یک نوع خاک نادری که خاصیت فلورسانتی داشته ومثل تنگستن کلسیم رنگ آبی دارد وگادولینیوم (Gadolinium) عبارت از نوع دیگری از خاک های نادری است که همین خاصیت را داشته، ولی رنگ آن سبز میباشد.

غرض افزایش دادن سرعت عمل یک اسکرین (که میخواهیم به یک اسکرین تقویت کننده مبدل گردد)، سه راه و طرز العمل موجود است:

1- افزایش دادن ضخامت طبقه عنصر فلورسانت در اسکرین .
2- اتخاذ بهترین اهتمامات غرض تبدیل شعاع ایکس به شعاع نوری مریی.

3- افزایش دادن ظرفیت جذب شعاع ایکس، یا به کمک عنصر فلورسانتی تنگستات کلسیم (که 20% جذب را افزایش میدهد) ویا هم به کمک عناصر فلورسانتی خاک های نادر (که 60% جذب را افزایش میدهند.

• **فوتو شیمی:** عبارت عکس العمل تقابلی یک فوتون نوری در بالای بروماید نقره میباشد. زمانیکه فوتون ها ی نوری در داخل کریستال های بروماید نقره نفوذ مینمایند، مولیکول های برو ماید نقره را به قرار ذیل تجزیه میکنند:

$$AgBr \rightarrow Ag^{+} + Br^{-}$$

آیون های Br^{-} که چارج منفی دارند، در داخل ماده ژلاتین محبوس مانده و به Br0 مبدل میگردند. آیون های +Ag در شروع به همان شکل آیونیزه باقی مانده وبه قسمت خارجی کریستال ها عبور می نمایند تا در مراکز حساس ساخته شده تثبیت گردند:(پس سطح کریستال ها از بروماید نقره عاری میگردد!) ودر نتیجه یک تصویر نامریی یا مخفی را تشکیل میدهند. بعد تر در بخش ظهور فلم خواهیم دید که این آیون های +Ag ، هرکدام، یک یک الکترون (چارج منفی) (-e) را ار مواد ارجاع کننده محلول ظاهر کننده فلم (developer) به خود نصب کرده و در نتیجه به Ag0 مبدل میگردند وبدین ترتیب باعث ظهور فلم مریی میگردند،

یعنی: $Ag^{+} + e^{-} \rightarrow Ag0$

هر قدریکه کریستال بزرگ تر باشد، به همان اندازه حساس تر میباشد، زیرا مراکز حساس به همان اندازه بیشتر میباشند (پس سطح کریستال ها از مولیکول عاری میگردند!)

☜ یک فلم دورویه باید در میان دو اسکرین (کستی که در دو سمتش اسکرین تقویت کننده موجود باشد) قرار داده شود، قسمی که مستحلب هر روی فلم به تماس اسکرین مجاور خویش واقع گردد.

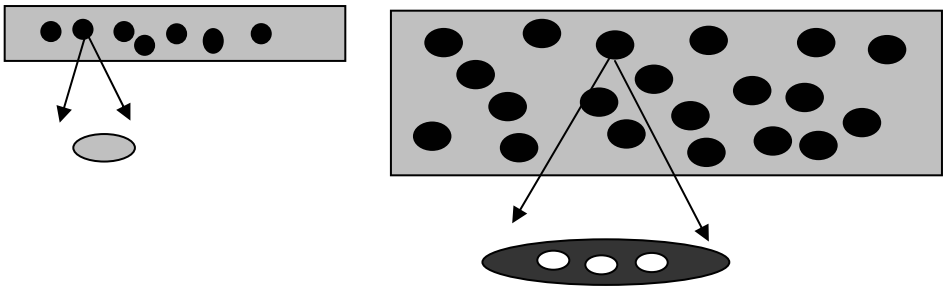
☜ یک فلم یک رویه میتواند در میان یک کستی که دارای یک اسکرین تقویت کننده باشد، قرار داده شود، قسمی که مستحلب جهت اصلی فلم، به تماس اسکرین باشد.

تصویر برداری طبی برای مانیپولاتور ها
<u>پروفیسور ژان ماری لویا</u>

اسکرین ها ی تقویت کننده وظیفه شان را در طی سه مرحله انجام میدهند:

1- جذب انرژی اشعه ایکس
2- تبدیل انرژی اشعه ایکس به انرژی نوری مریی
3- انتشار وصدور نور یا فوتون های نوری (فوتون های نوری به رنگ آبی در صورت استعمال فلم های نوع UV/blue و فوتون های نوری برنگ سبز در صورت استعمال فلم های ارتوکروماتیک)

به همین دلیل است که باید انتخاب نوع کست مطابق به انتخاب نوع فلم بوده باشد.
پس اسکرین های تقویت کننده به منظور تبدیل کردن اشعه مجهولی که از بدن مریض میگذرند، به اشعه نوری ای بکار میروند که این اشعه نوری یا فوتون ها میتوانند عین معلومات تصویر اصلی را منتقل بسازند و یک تصویر مخفی یا نامریی را بدست بدهند.



اسکرین بطی

اسکرین سریع

***

ظهور فلم
کیمیای فوتوگرافیک و ماشین ظاهر کننده فلم
Film Development

Photographic chemistry & developer machine

سه ماده اساسی جهت کار کرد یک ماشین ظاهر کننده فلم عبارت اند از:

	فارسی	انگلیسی	فرانسوی
-	آب	Water	L'eau
-	ماده ظاهر کننده فلم	Developer	Le révélateur
-	ماده تثبیت کننده قلم	Fixer	Le fixateur

- **ماده ظاهر کننده فلم (Developer):**

این ماده در ترکیب خود یک سلسله مواد ارجاع کننده را هم دارا میباشند که الکترون های شان را برای آیون های نقره داده و بر عکس آکسیجن را دریافت میدارند. این انتقال الکترون ها (-e) باعث سیاه شدن اتوم های نقره شده و در نتیجه باعث ظهور تصویر مریی میگردند که به نام «تصویر نقره ای یا ارژانتیک» هم یاد میشود.

در واقع ظاهر ساختن یک فلم عبارت از رسانیدن الکترون ها ی کافی به آنعده از کریستال های بروماید نقره میباشد که قبلا" توسط فوتون های نوری شعاع گرفته اند. در این تعاملات فلز اکساید شده نقره بدست می آید.

آنعده از اتوم های بروماید نقره که شعاع فوتون های نوری برایشان نرسیده است، ساحه برقی شان را حفظ کرده اکسیدایز نشده وبنا" سیاه نمیگردند. به همین منظور است که اگر فلم را بعدا" در محلول تثبیت کننده قرار ندهیم، در آنصورت فلم بعد از اخراج آن از محلول ظاهر کننده ، روشنی خورده وضایع میگردد. محلول تثبیت کننده همان عده از اتوم های نقره را که فوتون نوری را دریافت نکرده باشند، تثبیت می نماید.

در ماشین ظاهر کننده فلم مواد اکسایدی به سرعت تجمع کرده و به همین منظور باید برای هر متر مربع فلم ، باید 400 میلی لیتر ماده ظاهر کننده تازه علاوه گردد:

$400ml / 1m^2$

- **ترکیب ماده ظاهر کننده فلم:**

1- **ارجاع کننده ها (Reductors)**:

- هایدروکینون (Hydroquinone)
- میتول (Métol)
- ژنول (Génole)

که این ها موادی اند که درجریان تعاملات، الکترون های شان را برای اتوم های بروماید نقره ویا بهتر گفته باشیم برای آیون های نقره میسپارند وباعث ظاهر شدن تصویر اصلی یا تصویر ارژانتیک میگردند.

2- محافظت کننده ها (Conservators):

- سودیم بای سلفیت (Bisulfite de soude)
- سودیم سلفیت (Sulfite de soude)
- ضد تحمض ها (Anti-oxidants)

3- مواد تعجیل دهنده (Accelerators) :

- سودیم هایدرو اکساید (NaOH)
- پتاشیم هایدرو اکساید (KOH)

این مواد غرض ایجاد یک تفاوت پوتانشیل بلند تر از 0.12 میگردند که برای تعاملات ارجاعی- تحمضی ضرورت میباشند.

4- مواد تعویق افگن (Retardators):

- پتاشیم بروماید (KBr)
- اسید اسیتیک

که این مواد عبارت از مواد ضد پوشش بوده و کریستال های نقره را برهنه میسازند ومستقیما" در هر بار داخل ظرف ماشین علاوه میگردند.

- **ماده تثبیت کننده فلم (Fixer = Fixateur):**

ماده تثبیت کننده به منظور منحل کردن آنعده از کرستال هایی بکار برده میشود که به تماس فوتون های مشعشع قرار نگرفته وبنا" تحت تأثیر ماده ظاهر کننده هم واقع نشده اند تا تصویر نهایی را بدست بدهند. این گونه کرستال ها اگر به تماس نور واقع شوند ممکنست تا فلم را ضایع ساخته وسیاه بسازند. محلول تثبیت کننده این نوع کرستال ها را منحل ساخته و تعامل بعدی شان را با نور، بدینگونه مانع میگردد.

این محلول باید به مقدار 600ml در برابر یک سطح معادل هر یک متر مربع فلم (600ml / 1m2) تازه ساخته شده وتجدید ویا هم تمدید گردد.

- **ترکیب ماده تثبیت کننده:**

1- مواد تحمض دهنده (Oxidants):

- Hyposulfite de soude
- Thiosulfite d’amonium

2- **محافظت کننده ها (Conservators):**

- Bisulfite de soude
- Sulfite de soude

این ها درست مانند مواد ماده ظاهر کننده فلم میباشند.

3- **تیزاب (Acid) :**

- PH = 4 – 4.5

4- Tannants:

- آلین های کروم ویا الومینیوم
- مواد سخت کننده ای که ماکرومالیکول های طبقه ژلاتین را به هم فشرده میسازند!

یادداشت: کیفیت یک کلیشه رادیوگرافی از جانبی هم بستگی به کیفیت ظاهر سازی فلم دارد! مثلا" اگر فلم در موقع اکسپوز اشتباها" شعاع بیشتری گرفته باشد، میتوان در موقع ظاهر ساختن فلم تا حد زیادی این اشتباه را با کوتاه سازی زمان تماس با محلول ظاهر کننده جبران نمود! به همین علت است که ظاهر ساختن فلم با دست گاهی بهتر است تا استفاده از ماشین های developer اتوماتیک!

- **ماشین های ظاهر کننده اتوماتیک(La machine à developper = MAD):**

در این ماشین ها درجه های حرارت محلولات ظاهر کننده وتثبیت کننده کاملا" ثابت میباشد:

- در جه حرارت کار بردی محلول ظاهر کننده در این ماشین عبارت است از: 32-38°C
- درجه حرارت کار کرد محلول تثبیت کننده در این نوع ماشین ها، معمولا" 2-1 درجه کمتر از درجه حرارت محلول ظاهر کننده میباشد.
- درجه حرارت وزمان ظاهر شدن فلم با همدیگر ارتباط ، بستگی وتناسب دارند، به طوریکه:

32 °C = 180 s
33 °C = 12 s
34 °C = 90 s
37 °C = 60 s
38 °C = 45 s

تصویر برداری طبی برای مانیپولاتور ها
پروفیسور ژان ماری لوبا

***

خطرات تابش اشعه مجهول
Dangers des Rayons X

این خطرات میتوانند هم متوجه مریضان وهم متوجه پرسونل طبی بوده و موضعی ویا عمومی باشند.
ناگفته نماند که این خطرات فعلا" به دلیل شناخت بهتر از شعاع مجهول به مراتب کمتر گردیده و خیلی نادر میباشند.

1- حوادث موضعی (Local Accidents):

- **حوادث جلدی:**

a- حوادث متقدمه از قبیل سرخی جلد (Erythema) ، 2 الی 12 روز بعد از اخذ شعاع.
b- حوادث متفرقه از قبیل اپی درمیت (Epidermatitis)، 2 الی 4 هفته بعد از کسب شعاع.
c- حوادث متأخره از قبیل ضمور جلدی (Skin dystrophy) ، تشعشعات مزمن و دوامدار و سرطان های جلدی (Skin Cancers) که درست بر روی محراقات رادیو درمیت (التهابات جلدی- شعاعی) تظاهر می نمایند وبنام « سرطان رادیولوژست ها » مسمی میباشند.

- **اغشیه مخاطی (Mucus Membranes):**

خطرات وحوادث مخاطی – شعاعی مشابه به حوادث جلدی میباشند، مثلا": رادیو اپیتیلیت (Radioepithelitis) در حدود روز سیزدهم بعد از کسب ومواجه شدن با شعاع.

- **استخوان ها (Bones) :**

نکروز های عظمی شعاعی (Osteo-Radio-Necrosis) ، معمولا" از اثر شعشعات ثانوی که به ویژه در بالای استخوان فک علوی (مکسیلا) به وجود آمده وعبارت از حوادث متأخره ای میباشند که هفته ها ویا ماه ها پس از مواجهه با شعاع میتوانند تظاهر نمایند.

- **چشم ها (Eyes):**

تکدریت عدسیه (Cataract) که ماه ها پس از مواجه شدن با اشعه به میان می آید.

- **اعضای تناسلی (Genital organs):**

عقامت (Sterility) و ناباروری (Infertility) میتواند در نزد هر دو جنس زن ومرد به میان بیاید. در نزد زنان به دلیل اینکه تخمه ها قبلا" تولید گردیده اند و دیگر تولید نمیگردند، این حادثه گرفتن شعاع، خطر ناک تر بوده که خانم را برای همیشه عقیم خواهد ساخت. در نزد مردان بدلیل اینکه پروسه اسپرماتوژنیز در نزد شان طور دوام دار، همچنان ادامه دارد، با وجود دریافت شعاع، اگر از محیط تشعشعات برای مدتی فاصله اختیار نمایند، پروسه باروری در نزد شان میتواند دوباره اعاده گردد.

- **سؤ تشکلات ولادی (Malformations) :**

در نزد خانم های بار دار، اخذ شعاع باعث ایجاد سؤ تشکات ولادی در نزد جنین میگردد، زیرا اشعه بالای حجرات در حال تکثر عمل نموده و باعث ایجاد موتیشن های ژنیتیکی میگردد. ضمنا" احتمال بروز لوکیمی در طی سال های اول حیات کودک هم موجود خواهد بود. بنا" در نزد یک خانم حامله باید تا زمانیکه کدام استطباب جدی و کدام خطر حیاتی موجود نبوده باشد، از اجرای معاینات تشخیصی رادیولوژیک در نزد ش حتی الامکان اجتناب به عمل آید.

همچنان در نزد اطفال هم تا حد امکان از اجرای اینگونه معاینات، یعنی از اجرای رادیوگرافی ومخصوصا" رادیوسکوپی های غیر ضروری احتراز گردد.

2- حوادث عمومی
General Accidents

- **عوارض خفیفه:** از قبیل سر چرخی ها، دلبدی وتفریط فشار خون که معمولا" پس ازیک ساعت ویا بیشتر از آن به وجود می آید.
- **عوارض شدیده :** عوارض شدیده واصلی که بیشتر مشمول تشوشات دموی میباشد. از جانب دیگر اختلالات هضمی شامل بی اشتهایی های مفرط (Anorexia) وضعف وکسالت مفرط یا

تصویر برداری طبی برای مانیپولاتور ها
پروفیسور ژان ماری لوبا

استینی (Asthénie) هم به ملاحظه رسیده میتوانند که روز ها بعد از دریافت تشعشع به ظهور میرسند.
در نزد مریضانی که پرتو زیادی را بصورت متکرر دریافت میدارند ومخصوصا" در نزد پرسونل پرتو نگاری، باید وقتا" فوقتا" معاینه فورمول کریوات سفید خون اجرأ گردیده ودر آن تناسب فی مابین کریوات سفید خون جستجو گردد، زیرا پرتو گیری های مزمن میتواند این تناسب را بر هم بزند که در آنصورت باید پرسونل مذکور مدتی را به استراحت ودور از منبع شعایی سپری نماید.

***

محافظت شعاعی
Radioprotection

1- محافظت شخص مریض:

a- باید احتمال زیادی وجود داشته باشد که نتیجه پرتو نگاری (رادیولوژی) بالای تشخیص و درمان مرض تأثیر قاطع دارد واگر این پرتو نگاری انجام نگردد، احتمال خطر حیاتی برای شخص مریض موجود است، تا بدین ترتیب از پرتو تابی های غیر ضروری اجتناب شده باشد.

b- بین هر پرتو نگاری باید یک فاصله معقول وجود داشته باشد. به همین منظور باید در هر بار مراجعه، از مریض تاریخ اجرای آخرین معاینه رادیولوژیک وی سوال گردد تا از تطبیق پرتو دهی های اضافی جلوگیری شده باشد.

c- روش هایی با کمترین میزان تحمیل اشعه انتخاب گردند تا از تحمیل اشعه طولانی مدّت حتی الامکان اجتناب شده باشد. برای این منظور میتوان از متود «فشار بلند» استفاده نمود، یعنی کیلو ولت (Kv) بلند وشدّت (mAs) پایین را بکار گرفت.

d- باز هم به منظور اجتناب از پرتو تابی های اضافی وغیر ضروری، باید اندازه دسته شعاع، صرفا" به موضوع درخواست شده محدود ساخته شده و از تابانیدن اشعه بر سایر قسمت های وجود که درخواست نگردیده است، احتراز گردد. ضمنا" سایر قسمت های بدن باید با پیش بند سربی پوشانیده شود. مخصوصا" در نزد خانم های حامله پوشانیدن بطن توسط چپن سربی فراموش نگردد وحتی الامکان از اجرای رادیوگرافی در نزد زنان حامله اجتناب گردد.

e- مخصوصا" در زمان اجرای رادیوسکوپی ورادیو تراپی باید از فلتر کار گرفته شود.

f- در خواست پرتو نگاری و یا حتی تصویر برداری مربوط به مشکل بیمار بوده باشد و دکتوران محترم باید از درخواست های اضافی بپر هیزند.

g- بهترین روش تصویر برداری انتخاب گردد، مثلا": در تشخیص متاستاز های بدون علامت استخوان، سنتی گرافی مقدم بر پرتو نگاری (رادیولوژی) محسوب میگردد.

h- از داخل شدن پایوازان مریض در داخل اتاق، به ویژه در زمان اکسپوز ممانعت به عمل آید.

i- حفظ فاصله منطقی فی مابین منبع، یعنی تیوب وکست مراعات گردد.

j- مقدار دوز برای هر عضو به اندازه منطقی تعیین گردد (دوز مناسب هر عضو انتخاب گردد) و استفاده از اسکرین تقویت کننده فراموش نشود.

2- محافظت داکتر وپرسونل طبی:

a- اجرای معاینات با مدّت پرتو افگنی بسیار کوتاه.

b- قرار ندادن دست در مسیر اشعه.

c- استفاده از در پرده ها، چپن ها وپیش بند های محافظتی، به ویژه در زمان اجرای رادیوسکوپی.

d- مانیپولاتور هیچوقت نباید در موقع اکسپوز در داخل اتاق باقی بماند.

e- از حد اکثر دیافراگم استفاده به عمل آید.

واحد دوز اشعه ایکس عبارت از (r) = Roentgen و (mr) = Milli Roentgen میباشد. کمیسیون بین المللی III برای محافظت شعاعی، مقدار اعظمی شعاعی را که از طرف پرسونل رادیولوژی قابل تحمل بوده میتواند وبه نام «دوز قابل تحمل» (Dose de tolerance) یاد میگردد، به قرار ذیل سنجش نموده است: 600 mr در هفته برای جلد و 300 mr در هفته برای چشم ها. از جانب دیگر یک نوع دوز دیگر هم وجود دارد که بنام « دوز امنیتی » (dose de sécurité = security dose) یاد میگردد واین دوز مساوی به 1/10 دوز قابل تحمل میباشد.
تابلوی ذیل که از طرف گونتر (Gunter) ترتیب گردیده است، بیانگر دوز هایی میباشد که نظر به نوع معاینه از طرف مریض جذب میگردد:

عضؤ مورد معاینه	دوز یا مقدار شعاع جذب شده از طرف مریض
تله رادیوگرافی ریوی	0.1r
رادیوگرافی شانه	0,5r
رادیوگرافی جمجمه	3r
رادیوگرافی جنبی ستون فقرات	15r

در مجموع اگر از تخنیک « فشار بالا » استفاده به عمل آید، از یکطرف از احمال دوز تحمیل شده بالای مریض جلوگیری به عمل می آید و از طرف دیگر مانیپولاتور به دلیل کمتر شدن تشعشعات ثانوی مطمن تر کار خواهد نمود.

3- **وسایل محافظتی:**

a- استفاده از مواد ووسایل محافظتی جاذب اشعه
b- فاصله اختیار کردن در یک حد اعظمی از منبع رادیوژن.
یک کمیسیون محافظت از اشعه، در سال 1931 ، ضخامت سرب مورد استفاده را نظر به فشار (کیلو ولت) شعاعی به قرار ذیل تعیین نموده است:

75 Kv----------1 mm Pb
100 Kv--------1.5 mm Pb
125 Kv--------2 mm Pb
150 Kv--------2.5 mm Pb
175 Kv -------3 mm Pb
200 Kv -------4 mm Pb

البته ناگفته نماند که این همه اهتمامات در زمانی بیشتر مطرح بحث بودند که تیوب های با کیفیت محافظتی امروزی هنوز وجود نداشتند. تیوب های مورد استفاده امروزی خود با وسایل محافظتی مجهز میباشند.
ضمنا" باید روی ضخامت دیوار ها وتکاثف موادی که در آن ها بکار رفته اند، هم حساب کرد.
بتون دارای یک کثافت مساوی به 2.2 میباشد. خشت های عادی کثافت حدود 1.6 الی 1.9 را دارا میباشند و در مجموع یک دیوار آجری (خشتی) معمولی، همراه با پلستر آن به طور اوسط دارای کثافت مساوی به 2 میباشد واگر از باریت ها (Baryte) (مثلا": باریم سلفیت) در رویه کاری آن ها استفاده شود، این کثافت به 3.2 ارتقأ خواهد یافت.

سنجش ها ومحاسبات نشان داده اند که یک دیوار با ضخامت 10cm اعمار شده از موادی با تکاثف مساوی به 2، معادل 1mm سرب میباشد. ضمنا" افزایش فاصله از منبع تشعشعات این کیفیت را بلند تر میبرد، مثلا": بر اساس معلومات گونتر:
در فشار معادل 200 Kv، دو چندان ساختن فاصله، معادل 1mm سرب محاسبه میشود.
در همین فشار 200 Kv ، سه چندان ساختن فاصله، معادل 1.6 میلی متر سرب و چهار چند ساختن فاصله، معادل 2.2 میلی متر سرب محاسبه میگردد.

4- محافظت دوایی:

a- برای محافظت ووقایه اثرات شعاعی بر روی جلد ویا اغشیه مخاطی، میتوان از پوماد هایی که ترکیب اساسی شان را میتیونین (méthionine) تشکیل میدهد ویا هم از هورمون های کورتیکوییید استفاده نمود.

تصویر برداری طبی برای مانیپولاتور ها
پروفیسور ژان ماری لوبا

b- در صورت عوارض خفیفه میتوان از Vit-B6 و هورمون های کورتیکوییید فوق الکلیوی استفاده نمود.
c- در صورت بروز عوارض دموی، میشود تا از اسید های Thymonucleic وویتامین های B12 و خلاصه کبد استفاده کرد.

***

آشکار سازی مقدار شعاع دریافت شده
Radio detection

a- یک صفحه ساده رادیوسکوپیک، بعد از تکدریت کامل آن در برابر هر نوع منبع نوری، میتواند جریانات اشعه مجهول را که شدت کمتر از 0.033r/h داشته باشد، دریافت داشته وآشکار سازد.
b- یک فلم مخصوص رادیوگرافی دندان، اگر از طرف پرسونل (مانیپولاتور) حمل گردد، بعد از ظاهر ساختن فلم، میتوان معلومات دقیقی در مورد مقدار شعاع دریافت شده، پس از اکسپوزیشن بدست آورد.
c- جابجا سازی یک فلز (مثلا": یک کلید) در میان یک کست حاوی فلم، که در یک گوشه اتاق قرار داده شده باشد، بعد از چند اکسپوزیشن وبعدا" ظاهر ساختن فلم، میتواند از وجود اشعه در داخل اتاق معلومات بدهد!
d- وبالاخره دوزیمتر (dosimeter) های دقیقی با مودل های مختلف وجود دارند که مقدار دوز دریافت وتحمیل شده را از طرف شخص، میتوانند دقیقا" اندازه گیری نمایند.

***

خطرات تسممی اشعه مجهول

تیوب های سابقه اشعه ایکس باعث آزاد شدن گازات تسممی از قبیل گازات نایتروزن دار وگاز اوزون میگردیدند که باعث بروز سردردی ها، بی اشتهایی وتکان قلب میشدند وضرورت بود تا یک سیستم تهویه ای در خود تعمیر یا اتاق رادیوگرافی تعبیه گردد. ماشین های عصری تر در ساختمان خود دارای مواد وحبیبات جاذب گاز میباشند.

***

خطر حریق

a- فلم هایی که در سابق ساخته میشدند، شدیدا" قابل احتراق بودند که خوشبختانه فلم های امروزی این خاصیت را ندارند.
b- سرکت های کوتاه برقی گاهی باعث ایجاد آتش سوزی شده میتوانند وبنا" وایر های سرکت همیشه کنترول گردند.

***

حفظ الصحه
Hygiène

A- حفظ الصحه شخص مانیپولاتور:
a- شست وشوی دست ها به فاصله اجرأی هر رادیو گرافی، همراه با صابون ویا الکول
b- پوشیدن بلوز ویا چپن پاک در موقع کار

B- حفظ الصحه اتاق رادیو:
a- شست وشوی سطح اتاق با کلورین (آب ژاول)
b- شست وشوی میز رادیو گرافی با الکول
c- شست وشوی کست ها با الکول.

***

کورونارو گرافی
Coronarography

● **تعریف:** عبارت از استکشاف رادیو گرافیک شرایین اکلیلی قلبی میباشد که به کمک یک ماده کثیفه آیودین دار قابل رویت میگردند.

● **مروری بر اروای قلبی:**

تصویر برداری طبی برای مانیپولاتور ها
<u>پروفیسور ژان ماری لویا</u>

عضله قلبی به کمک دو شریان اروأ میگردد که بنام شرایین اکلیلی (Coronary arteries) مسمی و عبارت از دو شریان میباشند: شریان اکلیلی راست و شریان اکلیلی چپ که مستقیما" از شریان ابحر (فی الفور پس از وال ابحری) منشأ میگیرند.
- شریان اکلیلی راست (RCA)، از قسمت جیب قدامی ابحر منشأ گرفته ومیان جذع شریان ریوی و auricula راست قلب سیر کرده ودر مسیر خط مرزی فی مابین اذین وبطین نزول نموده که اذین راست وبطین راست را ار.أ مینماید. در قسمت حافه سفلی قلب، به طرف خلف برگشته ودر حالیکه همچنان مسیر میزابه اذینی – بطینی را طی می نماید، خلفا" با شریان اکلیلی چپ تقمم مینماید. در نهایت بدو شعبه منقسم میگردد، یکی شریان حاشیوی (art. Marginal) برای اروأی بطین راست ودیگری شعبه بین البطینی خلفی (Post. Interventricular) غرض اروأی هر دوبطین. همین شعبه اخیرالذکر است که خلفا" با شعبه بین البطینی قدامی شریان اکلیلی چپ تقمم مینماید.

- شریان اکلیلی چپ (LCA) که قسمت اعظم اروای قلبی را بر عهده دارد (3 / 2) وبزرگتر از اولی میباشد، از جیب (sinus) خلفی چپ ابحر منشأ میگیرد وقداما" میان جذع شریان ریوی و auricula سمت چپ سیر کرده و وارد میزابه اذینی – بطینی شده وبدو شعبه تقسیم میگردد: یکی شریان بین البطینی قدامی (Ant. Interventricular artery) که قداما" در میزابه بین البطینی قدامی سیر والی زروه قلب نزول میکند که هم بطین راست وهم بطین چپ را اروأ مینماید.
بعدا" زروه قلب را دور زده وبا شعبه شریان بین البطینی خلفی مربوط به شریان اکلیلی راست تقمم می یابد.
دیگری شعبه یا شریان circumflex که در شروع در میزابه aurioventricular سیر نموده و حاشیه چپ قلب را گردش و اذین وبطین چپ را اروأ مینماید وبالاخره با شعبات مربوط به شریان اکلیلی راست تقمم می یابد.

- **تخنیک اجرای کورونارو گرافی:**

یک تروکارد با کالیبر یا قطر بزرگ در داخل شریان فخذی (Art. Femoralis) قرار داده شده وبعدا" یک پایپ راهنما با قطر 0.14 سانتی متر و طول 1.5 متر از همان محل داخل شریان ساخته شده والی دسام سیگموییید (Sigmoid valve) پیش برده شده ویک سند مخصوص از نوع sudkin ویا bourassa از طریق پایپ راهنما الی مجرای شریان اکلیلی مورد نظر ، داخل پایپ میگردد وآنگاهست که خود راهنما خارج ساخته شده و ماده کثیفه آیودین

دار، غرض مریی ساختن شریان اکلیلی مورد نظر (راست ویا چپ) ، از طریق سند تزریق میگردد.

- **ارزش تراپوتیک کورونا روگرافی:**

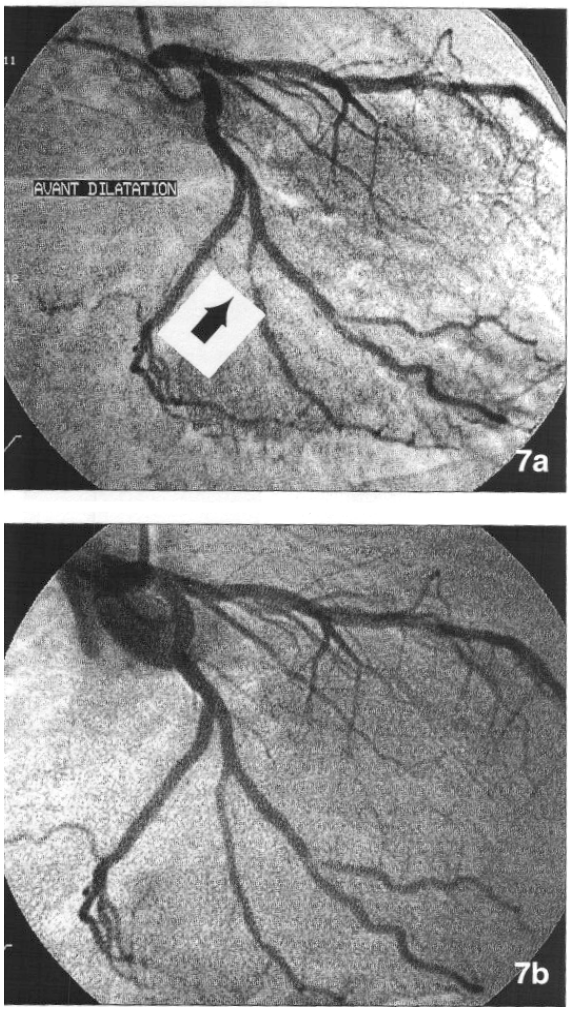
از همین متود در تداوی برای اجرای عمل آنژیوپلاستی ترانس لومینال اکلیلی (Transluminal Coronary Angioplasty = TCA) کار گرفته میشود، طوریکه در واقعات تضییقات (Stenosis) شرایین اکلیلی، یک بالونک کوچک مطابق به قطر شریان در اطراف نهایت سند کار گذاشته شده و آنگاه سند داخل محل تضییق هدایت گردیده و بالونک با فشار 2-10 bars هوا داده میشود. در نتیجه پلاک اتیروم (Atheroma)، در جدار شریان، بهم فشرده شده و جریان نورمال خون دوباره تأمین میگردد (البته شریان بطور صد در صد دوباره باز نمیگردد).

در صورتیکه حادثه دوباره ایجاد گردد، آنگاهست که محل متصیق دو باره با اجرای همین عمل باز گردیده و در محل حادثه یک استنت (STENT) تعبیه شده و کار گذاشته میشود.

***

مراجعه شود به تصویر شماره 1

تصویر برداری طبی برای مانیپولاتور ها
<u>پروفیسور ژان ماری لوبا</u>



تصویر شماره 1: کورونا‌روگرافی
7a: کورونا‌روگرافی مریض قبل از آنژیوپلاستی (نقطه متضیقه با فلش مشخص شده است)
7b: کورونا‌روگرافی پس از عمل آنژیوپلاستی محل متضیق

II

اصول تخنیکی اکوگرافی یا سونوگرافی
Technical Principles of Echography

اکوگرافی که به نام یولتراسونوگرافی (Ultrasonography = U/S) وخلاصتا" سونوگرافی (Sonography) نامیده میشود، عبارت از تخنیک بدون خطری است که در آن نه اشعه مجهول بکار رفته است و نه هم از پرتو افگنی های الکترو مقناطیسی استفاده میشود، بلکه در اینجا از خاصیت امواج ماورای صوت (Ultrasound) ، بر خورد آنها با انساج بیولوژیک و اکو یا برگشت وانعکاس دوباره شان، به منظور ایجاد و تشکل مقاطع اکوگرافیک استفاده صورت میگیرد.
بر گشت وانعکاس صوت، پس از برخورد با جسمی، بنام اکو (ECHO) مسمی است. امواج ماورای صوتی که در این تخنیک بکار گرفته میشوند، دارای یک فریکونسی بلند حدود 2.5 MHz-15 MHz میباشند. این امواج بوسیله یک آله مبدل، که در واقع عبارت از یک کریستال پیزو- الکتریک (Piézo-Electrique) (مثلا" کوارتز) میباشد (در عین زمان، هم یک فرستنده و هم یک آخذه صوت است)، یا از طریق خارجی (یعنی جلد) ویا هم اینکه از طریق داخلی (سند های داخل جوفی، مثلا": اکوگرافی آندو واژینال و یا اکوگرافی آندو رکتال) داخل انساج وجود ساخته شده و انعکاسات آن ها، پس از برخورد به انساج، دو باره بوسیله همین آله، اخذ و دریافت گردیده وبه سیگنال های الکتریکی برقی تبدیل میگردند. بعدا" این سیگنال (زیگنال) ها تقویت گردیده و به شکل تصویر بر روی مونیتور ظاهر میگردند. البته در زمان عبور امواج ماورای صوت از داخل انساج، دو فکتور عمده تشکل تصویر را زمینه سازی میکنند: یکی تنقیص یا کاهش قدرت امواج ماورای صوتی ودیگری انعکاس این امواج.

- ضعیف شدن و کاهش قدرت امواج مربوط به از دست دادن وباختن مقدار انرژی لیف ماورای صوتی و تباعد این لیف صوتی از طرف انساج مختلفه بدن میباشد. وقتی امواج میخواهند از ضخامت عظام وهوا عبور نمایند، این ضعف وکاهش قدرت وباختن انرژی شان کامل وتام خواهد بود، زیرا کل لیف موجی ماورای صوت در استخوانها وهوا جذب گردیده و از آن عبور نمیتواند. دقیقا" به همین دلیل است که اکوگرافی جمجمه (مگر در نزد اطفال کمتر از سن یکساله، که از طریق trans-fontanellaire یا شیر دهن، اکوگرافی جمجمه ممکن میباشد) و همچنان اکوگرافی ریوی (به نسبت موجودیت هوا در داخل ریتان)، امکان پذیر نیست وهم به

همین دلیل است که موجودیت گازات داخل معایی، به ویژه در قسمت های علوی بطن، مانع بزرگی از برای اجرای عملیه اکوگرافی میباشد.

- انعکاس موج ماورای صوتی در جهت همین آله مبدل ویا سند فرستنده وآخذه، باعث ایجاد تصویری میشود که شالوده (Texture) ویا ساختار اکویی (Echo-texture) آن، تفاوت قدرت ها یا مقاومت های صوتی را فی مابین انساج مختلفی که مورد معاینه قرار گرفته اند، ترجمه وتفسیر نموده وبه تصویر مبدل میسازد.

- در تفسیر یک تصویر یولتراسونوگرافیک، دو عنصر عمده که عبارت اند از: یکی « خیال یا سایه صوتی» ودیگری تقویت خلفی لیف ماورای صوتی، یعنی:« تقویت صوتی»، قابل توجه میبا شند.

یک خیال یا « سایه صوتی» (Ombre acoustique) وقتی به میان می آید که یک نسج ویا یک ساختار عضویت، نسبت ونظر به انساج عمیقه مجاور خویش دارای قدرت جذب وکاهش دهی بیشتر لیف امواج ماورای صوتی بوده باشد.
در اینصورت امواج فرستاده شده به انساج عمیقتر از آن محل کمتر رسیده ودر نتیجه قدرت اکو (برگشت وانعکاس امواج ماورای صوتی پس از برخورد با انساج) هایی که از عمیق ترین انساج آن محل دوباره صادر میگردند، بسیار کاهش یافته وگاهی هم این امواج کاملا" وجود نمیداشته باشند که در نتیجه خیال این انساج عمیقه به شکل یک سایه مخروطی شکل که هما نا «سایه صوتی» میباشد، ظاهر میگردد. مثال کلاسیک این امر عبارت از مخروط سایه ای «Cône d’ombre» میباشد که به دنبال ودر عقب یک سنگ کلیوی ویا سنگ کیسه صفرا به ملاحظه میرسد.

بر عکس، یک نسجی که قدرت جذب وکاهش دهی امواج را در حد کمتر وضعیف تری، نسبت به امواج مجاور خویش دارا باشد (مثلا": کیسه ها ویا اجواف آبدار عضویت)، باعث تشدید وتقویت اکو هایی در بالای تصویر میگردد که از انساج عمیق تر از آن محل منشأ میگیرند وبدان « تقویت صوتی » میگوییم. پس گفته میتوانیم که ساختار های آبدار عضویت باعث تنقیص وکاهش قدرت لیف صوتی نگردیده ، بلکه بر عکس غیر مؤلد اکو (anechogene) بوده ویک تقویت خلفی صوتی را هم باعث میگردند که بدان « تقویت صوتی» گفته میشود.

بطور خلاصه چنین گفته میتوانیم که هوا، عظام ومواد کلسیم دار، تقریبا" بطور کامل امواج ماورای صوتی را جذب می نمایند که به همین دلیل سونوگرافی در تشخیص آفات ریوی (هوا) وعظام (کلسیم) چندان کار آیی ندارد. در بطن هم اگر گازات معایی موجود باشد، اکوی

خوبی بدست نخواهیم آورد. برعکس ، مایعات امواج صوتی را بخوبی عبور داده وجذب **نمی نمایند (anéchogène)** وبرعکس اکوی انساج مجاور عمیقه خویش را تقویت هم میکنند وبنا" برای اجرای اکوگرافی بسیار مناسب میباشند؛ مثلا": اکوگرافی(سونوگرافی) مثانه، کیسه صفرا ومجاری صفراوی، جنین (چون در داخل مایع امنیوتیک قرار دارد)، کیست ها وغیره... به همین دلیل است که در موقع اجرای رادیوگرافی بطن واعضای حوصلی، نوشیدن مقادیر زیاد مایعات توصیه میگردد.
ضمنا" ساختمان ها واعضای میان پُر که دارای مقاومت ها یا قدرت های صوتی مختلفی با انساج مجاور خویش میباشند(مثلا": متاستاز های سرطان ها)، با اکوگرافی خوب قابل ملاحظه میباشند.
غرض اجرای سونوگرافی بطن، مریض باید لااقل از 6 ساعت قبل از معاینه، غذا نخورده وگرسنه بوده باشد وغرض اجرای یک سونوگرافی اعضای حوصلی در نزد یک خانم ویا اجرای یک اکوگرافی مثانه، باید آب زیادی نوشیده شود تا مثانه کاملا" پُر باشد!

- **کاربرد سونوگرافی:**

- هدف عمده اکوگرافی عبارت از تعیین پُر یا خالی بودن یک ساختمان؛ مثلا" کیست ها، تومور ها وغیره میباشد. در یک ساختمان کیستی، دیواره ها دارای اکوی زیادی بوده وبرنگ «سفید» معلوم میگردند، در حالیکه مایع داخل کیست، چون anechgene است، برنگ « سیاه » ظاهر میگردند. اکوی انساج عمیقه عقب یک کیست ویا دیواره های اجواف حاوی مایع، قوی تر از حد معمول بوده (تقویت صوتی)، در حالیکه اکو های عقب یک جسم میان پُر از قبیل سنگ های کیسه صفرا ویا سنگ های کلیوی ، عبارت از اکو های ضعیف وکاهش یافته میباشند (زیرا اجسام میان پر چون سنگ ها، مقدار وقدرت صوت عبوری را کاهش میدهند) که بنام « سایه صوتی » مسمی است.

- از خصوصیات دیگر اکوگرافی تعیین واندازه گیری فاصله ها واقطار میباشد (مثلا" تعیین اندازه سنگ ها، تعیین اندازه ووسعت تومور ها، تعیین اقطار رأس جنین وغیره...)

- **اثر داپلر چیست؟ (Doppler):**

تصویر برداری طبی برای مانیپولاتور ها
<u>پروفیسور ژان ماری لوبا</u>

اگر امواج ماورای صوتی به یک جسم متحرک (مثلا" قلب واوعیه کبیره) تابانیده شوند، اکوی انعکاسی شان، پس از برخورد با جسم متحرک، دارای یک فریکونسی صوتی متفاوت ومتغیر از اکوی های معمول اجسام غیر متحرک میباشند که شدّت این تغییر فریکونسی صوتی مربوط به سرعت جسم متحرک میباشد. این پدیده اساس سونوگرافی یا اکوگرافی داپلر را تشکیل میدهد

ودر بررسی های سرعت جریان خون وجهت وسمت جریان خون، از همین متود کار گرفته میشود. اگر سمت وجهت جریان خون ، هم سمت با آله مبدل (آله فرستنده وآخذه) ومتوجه به آن بوده باشد، در آنصورت فریکونسی موج منعکسه، یعنی اکو (موج اخذ شده)، بیشتر از فریکونسی موج فرستاده یا تابانیده شده میباشد واگر برعکس، خون از این آله در حال دور شدن باشد، در آنصورت موضوع فوق کاملا" بر عکس میگردد.

- از اثر داپلر در تشخیص ترومبوز (Thrombosis) های وریدی وانسداد شرایین ، به ویژه در شرایین ثباتی، تشخیص تفریقی یک رگ با یک اذیمای معمولی، تشخیص تفریقی یک تورم معمولی وبدون جریان خون با یک تومور دارای اوعیه وجریان خون وهمچنین در ارزیابی جریان خون تومور ها، تعیین جریان خون جنین در شرایین سروی (ناف)، شنیدن آواز قلب جنین، ارزیابی جریان خون ورجعت دموی از دسامات قلبی ومحاسبه و تعیین گرادیان دو طرف دسامات قلبی کار گرفته میشود.

***

تصویر شماره 2 : اکوگرافی از یک واقعه تغلف معایی
(Invagination)

*** کلینیک:** طفل سه ساله با درد های اشتدادی بطنی، مشترک با استفراغات متکرر طور عاجل به شفاخانه انتقال می یابد. کسب معلومات از فامیل مریض بیانگر موجودیت خونریزی مقعدی (Rectorragie) هم بوده است. معاینات فزیکی نشان دادند که مجاری فتقی باز بوده وشخی ومقاومت بطن هم موجود نبوده است ولی با جس یک کتله حساس در سویه هایپو کاندر راست احساس گردید.

7a: اکوگرافی مقطع طولی بطنی (در بالا) و اکوگرافی مقطع عرضی بطنی (در پایین): ملاحظه عروه متغلف که در مقطع عرضی خیال کوکارد (گل کلاه یا گل کمربند مانند) با مرکز هایپر اکوژن (لومن عروه متغلف) وبا تاج محیطی هایپو اکوژن (خیال کولونی که عروه متغلف را در داخل خود جا داده است). در مقطع طولی، خیال وصفی « ساندویچ » با دو خیال خطوط موازی با هم هایپر اکوژن در مرکز که مربوط به جدار های عروه متغلفه میباشد وخیال جدار های کولونی هایپو اکوژن در محیط.

با اکوگرافی ضمنا" باید به طور کل، معاینه عمومی بطن هم اجرأ شود تا علایم غیر مستقیم تغلف (انتفاخ و انبساط عروات هضمی) وعلایم اختلاطات (تجمع مایع داخل پیریتوانی) وعلت حادثه (ادینو پاتی مساریقی یا میزانتیریک) هم جستجو شده ودریافت گردند.

7b- رادیوگرافی بعد تطبیق امالله ماده حاجب آیودین منحل در آب: توقف ماده کثیفه آیودین دار بداخل کولون مستعرض وعدم عبور آن بداخل کولون صاعده با خیال کوکارد (cocarde) مانند در محل توقف، با خیال گوتک مانند (در نمای مقابل). از جنب، خیال گوتک مانند تغلف منظره « قبه مانند» ویا خیال « پنجال خرچنگ» را به خود اختیار میکند.

III

توموگرافی کمپیوتری
Computed Tomography
(CT-Scan)
و
اصول تخنیکی توموداسیتومتری
Tomodensitometry
(TDM)

CT اسکن تازه ترین تکنالوژی در عرصه تصویر برداری طبی میباشد که در اصول کاری آن از پرتو مجهول (X-Rays) استفاده میگردد.دراین تخنیک، مقاطع به شکل برش به برش (Slice by slice) تهیه میگردند. برعکس توموگرافی ریوی سابقه، که در آن مقاطع در پلان کورونال یا ساژیتال (پلان طولانی بدن) تهیه میگردیدند، در اینجا مقطع گیری از پلان عرضانی یا افقی بدن (پلان Axial) بیشتر مروج است وترجیح داده میشود. (گرچه میتوان تصویر را در سطوح ساژیتال هم باز سازی نمود!).

ضخامت مقاطع بین 0.5 – 10 ملی متر انتخاب میگردد. تفاوت عمده آن از رادیو گرافی های معمولی در این است که CT اسکن یک تکنالوژی کمپیوتری بوده وآشکارساز « Detector» های اشعه ایکس در آن به مراتب حساستر از فلم های رادیوگرافی معمولی بوده که تفاوت های بسیار جزیی در مقدار جذب اشعه ایکس را هم میتوانند مشخص سازند. رادیوگرافی معمولی میتواند تکاثف فی مابین شحمیات وانساج رخوه را از همدیگر تفریق نماید، ولی CT اسکن کثافت های فی مابین خود انساج رخوه را هم از همدیگر میتواند تشخیص و تفریق نماید؛ مثلا":

تشخیص تفریقی فی مابین تکاثف نسج پارانشیمال دماغی ومایع دماغی- شوکی (CSF) ویا تشخیص تفریقی فی مابین تکاثف نسج توموری وانساج رخوه مجاور تومور.

TDM متشکل از یک لوله دهلیز مانندی میباشد که دارای یک تیوب رادیوژن تولید کننده پرتو ایکس به سمت وجهت یک سری آشکارساز (Detector) های سخت وکوچکی هستند که در مقابل پکه آله واقع شده اند.مشترک با این دهلیز، یک مرکز کسب اطلاعات ویک مرکز تعبییر وایجاد تصویر ویک سیستم کمپیوتری هم وجود دارند.
اصول کاری TDM بر اساس تحلیل تفریقی وتفکیک مقدار جذب شعاعی، از طرف انساج مختلفه همجوار استوار میباشد. در CT اسکن های سابقه تر، میزی که مریض بر روی آن قرار

داده میشد، متحرک بوده وبرای اخذ مقاطع مختلفه ، در موقعیت های مختلف در جهت طولی خود حرکت می نماید وتصاویری که ایجاد میشوند، از یک مقطع معلومات داده وبنا" تصاویر حاصله، تصاویر دو بُعدی « bidimensionnelle» میباشند. اما در CT اسکن های پیشرفته تر، در حالیکه مریض **بدون حرکت** و به وضعیت استجاع ظهری بر روی میز خوابیده است، این خود تیوب وآله آشکاز ساز « Detector» هستند که درموقع اخذ وکسب تصاویر، با یک زاویه چرخشی °360 بدور مریض یک گردش چرخشی یا فنر مانند (Spiral = Helicoids) را انجام داده وضریب جذب کلیه نقاط موجود در مقطع انتخاب شده را بار ها وصرفا" در ظرف 20 ثانیه محاسبه ، راجستر وثبت مینمایند.
ضخامت هر مقطع میتواند 0.5 الی 10 میلی متر بوده باشد که کیفیت تکاثفی آن به مراتب عالی تر وحساس تر از کیفیت تکاثفی یک رادیولوژی معمولی واستاندارد میباشد.
بنا" بر اثر همین حرکت مار پیچی (spiral = helicoids) ، معلومات حاصله تنها منحصر به یک مقطع باقی نمانده، بلکه معلومات به صورت آمار **حجمی** در حافظه کمپیوتر ذخیره میگردند وبنا بر آن تصاویر حاصله عبارت از تصاویر **سه بعدی** خواهند بود، یعنی از یک حجم معلومات بدست میدهندو نه از یک سطح!
امتیازات این نوع عکس برداری چرخشی یا مار پیچ قرار ذیل بررسی میگردند:

1- کاهش دادن زمان معاینه اسکن، طوریکه تصویر برداری کُل اعضأ فقط با یکبار حبس کردن تنفس تکمیل میگردد (در ظرف 20 ثانیه)
2- پیوستگی تصاویر مقاطع یک با دیگر
3- ایجاد تصاویر سه بعدی یا حجمی(معلومات از یک کتله وحجم)

مثلا": تصویر برداری وعایی با تصاویر معادل یک ارتیریوگرافی. جهت ایجاد تصاویر، کمپیوتر معلومات وآمار مربوط به تابش شعاع را **در هر مقطع** در یافت کرده ومیزان کاهش

تصویر برداری طبی برای مانیپولاتور ها
پروفیسور ژان ماری لویا

شدّت اشعه (یعنی مقدار جذب شعاعی) را برای هر واحد تصویری **(Pixel)** محاسبه می نماید که البته همین مقدار محاسبه شده عبارت از مقدار اوسط یا **حد اوسط** کاهش شعاعی توسط همان حجم نسجی مورد معاینه میباشد.
پس این تصویر TDM عبارت از یک تصویر مادری یا تصویر اولیه میباشد که متشکل از واحد های تصویری به نام Pixel میباشند. (هر واحد تصویری یا پیکسل دارای 0.25 میلی متر الی 0.6 میلی متر قطر یا طول وبه همین اندازه دارای ارتفاع هم میباشد!)
هر پیکسل افاده کننده یک قیمت عددی مربوط به ضریب حد اوسط کاهش شدّت اشعه (حد اوسط جذب شعاعی) از طرف کتله نسجی مورد معاینه بوده و واحد این کاهش شدّت اشعه عبارت از واحد ها نسفیلد (Hounsfield) میباشد.

بر اساس جدول 2000 خانه ای هانسفیلد، ضریب جذب آب مساوی به صفر، ضریب جذب هوا مساوی به 1000- و، ضریب جذب شحمیات مساوی به 100- و ضریب جذب انساج رخوه مساوی به 20+ الی 70+ واحد هانسفیلد است، در حالیکه ضریب جذب اشعه از طرف عظام مساوی به 400+ واحد هانسفیلد میباشد.

اطلاعات این واحد های تصویری یا پیکسل ها در کنار همدیگر قرار گرفته وتصویر اصلی مقطع را تشکیل میدهند که میتوان آنرا روی پرده مانیتور ظاهر نمود وبعدا" آنرا، هم از طریق کمپیوتر از محلی به محلی دیگر فرستاد و هم آنرا چاپ نمود.

- **مواد حاجب یا مواد کثیفه (مواد کانتراست):**

معمولا" دو نوع ماده کانتراست یا حاجب مروج میباشند: یکی موادی که ترکیب اصلی شان را باریم سلفیت تشکیل میدهد (برای جهاز هضمی) ودیگری محلولات آیودین دار منحل در آب (جهت اجرای یوروگرافی، آنژیوگرافی و CT-Scan). این مواد باید هیچگونه اثرات فارماکولوژیک نداشته باشند وصرفا" ایجاد یک کدورت نمایند، اما اوسمولالیته زیاد شان گاهی میتواند عوارض ذیل را ایجاد نماید:

1- احساس حرارت در بدن
2- درد های قسمت های بالایی بازو وشانه، پس از زرق وریدی محلولات بسیار غلیظ آیودین دار که باعث بروز یک استاز یا رکودت وریدی میشود(بالا بردن وبلند قرار دادن دست مریض برای رفع این مشکل کمک کننده خواهد بود.)
3- زرقیات خارج وریدی که بسیار دردناکست وجدا" باید در زرق نمودن احتیاط به خرج داد.

4- عوارض مربوط به جهاز هضمی از قبیل دلبدی واستفراغات.
5- احساس گیجی وسبکی در سر وگاهی هم حساسیت در برابر مواد، به شکل پت (که معمولا" خود بخود وطور بنفسهی بر طرف میگردند!)
6- عوارض کشنده از قبیل تفریط فشار خون (Hypo tension)، اذیمای حنجره واسپاسم یا تنگی قصبات (Bronchospasme) که این عوارض بیشتر مربوط به آیودین بوده وبنا" در نزد مریضانی که سابقه اسپاسم قصبی ومرض اسما (Asthma) ویا سابقه حساسیت در مقابل مواد حاجب را حکایه میکنند، نباید مواد آیودین دار منحیث ماده حاجب بکار گرفته شوند، مگر اینکه قبل از تطبییق ماده حاجب در نزد شان انتی هیستامینیک ها و کورتیکو استیرویید ها بطور وقایوی تزریق شده باشند.

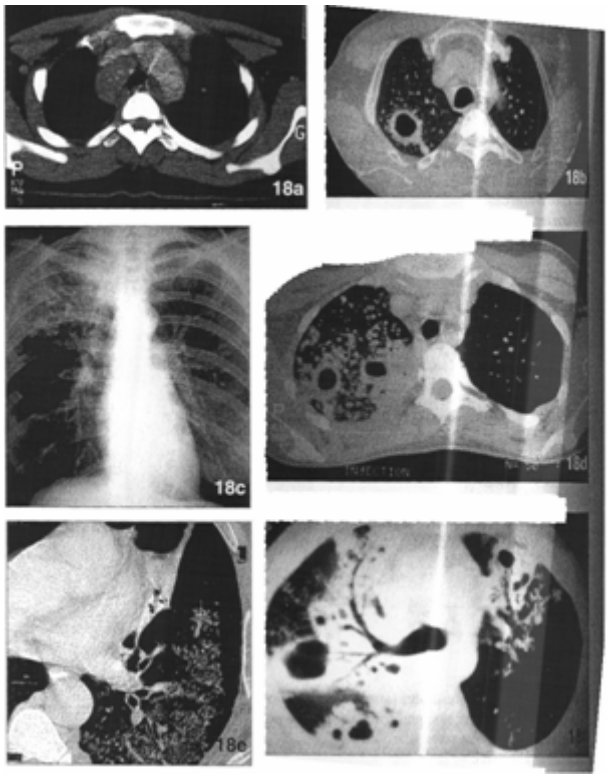
به استثنای اهتماماتی که غرض تطبییق مواد کانتراست آیودین دار، که فوقا" مذکور گردیدند اتخاذ میگردند، دیگر هیچگونه آمادگی ای جهت اجرای CT اسکن قفس صدری، عظام، جمجمه وستون فقرات ضرورت نمیباشد. بر عکس، غرض اجرای CT اسکن بطن واعضأ واحشای حوصلی، ضرورت است تا ماده حاجب یک ساعت قبل از اجرای اسکن (از طریق خوراکی تطبییق گردد که معمولا" 750ml الی 1000ml از محلول رقیق ساخته شده ماده حاجب که میتواند یا محلول آیودین دار منحل درآب ویا باریم بوده باشد، 30 دقیقه الی یکساعت قبل از اجرای معاینه استفاده میگردد. پس از داخل شدن مریض در اتاق معاینه، به مقدار 300ml دیگر از همان ماده بطور ظمیموی برای مریض خورانیده میشود. قبل از اجرای معاینه احشأی حوصلی تطبییق ماده باریوم از طریق اماله برای مریض حتمی وضروری میباشد.

در نزد افراد ذیل خطر ایجاد وبروز عوارض از اثر مواد حاجب آیودین دار، که از طریق وریدی تطبییق شده باشند، بیشتر است وبنا" در نزد همچو اشخاصی از مواد کانتراستی که دارای اوسمولالیته پایین وضعیف بوده باشند، استفاده میگردد:

1- شیر خواران
2- اشخاص مسن
3- مریضان مصاب به امراض قلبی (که خطر بروز اریتمی ها در نزد شان وجود دارد!)
4- مریضان مصاب به عدم کفایه کلیوی، میلوما و مرض شکر یا دیابت (که خطر وریسک اختلال در وظایف کلیوی، از اثر محرومیت از مایعات ، قبل از معاینه در نزد شان وجود خواهد داشت!)

تصویر برداری طبی برای مانیپولاتور ها
<u>پروفیسور ژان ماری لوبا</u>

***



تصویر شماره 3: منظره تومودانسیتومتریک توبرکلوز ریوی:

18a: تومو دانسیتو متری با دریچه منصفی به کمک زرق داخل وریدی ماده حاجب آیودین دار:
موجودیت یک کتله متکاثف نسجی، با حوافی منظم، جنبی – شزنی طرف راست، در ارتباط با ضخامه عقدات لمفاوی (adénomégalie)
تشخیص: توبرکلوز عقدوی وکهفی

18b- تومودانسیتو متری صدری با دریچه ومنظره پارانشیماتوز، طوریکه مقطع از زروه ریتان گذشته است: محتوی هوا با جدار های ضخیم وغیر منظم و چسبیده به پلورا، مرتبط با یک کهف توبرکلوزیک در قطعه خلفی فص علوی طرف راست.

18c- رادیو گرافی خلفی – قدامی صدر: تکاثفات نودولی ومایکرو نودولی متصل با همدیگر همراه با ارتشاحات فص علوی راست.

خیال کهف در فوق قوس خلفی ضلع 5 که حدود آن بدرستی قابل تشخیص نیست.
18d- تومودانسیتو متری صدری، دریچه پرانیشماتوز، با مقا طع ظریف: موجودیت خیال دو لیژن یا آفت محتوی هوا با جدار های ضخیم وغیر منظم (خیالات کهفی). این خیالات به تنهایی خود برای تشخیص TB بسیار وصفی نیستند، اما از نظر توپو گرافی ، موجودیت خیالات نودولر متصل با هم، در اطراف این خیالات کهفی، کلیشه را غرض تشخیص TB ریوی خیلی ها وصفی گردانیده است.
18e- مکدریت های سنخی با تکاثف کم، به شکل گل های گلاب کوچک که باعث از هم پاشیدگی خیالات قصبی گردیده اند که دلالت به به باز شدن کهف ویا ریچر یک عقده لمفاوی فیستولیزه بداخل قصبه می نماید. مجموعه این خیالات بیانگر کشت یا زرع داخل سنخی باسیل های BK میباشد.
18f- تومو دانسیتو متری صدری با دریچه پرانشیماتوز: محراقات اسناخ پوشیده شده با برانکو گرام (خیالات برانش ها) ، محتوی هوا، غیر سیستماتیزه، موجود در هردو فص علوی که به ویژه در فص علوی راست ودر تماس با لیژن های متعدد به ملاحظه میرسند.
تشخیص : پنومونی توبرکلوزیک

IV
اصول تخنیکی سنتی گرافی یا اسکن رادیونوکلیید
Scintigraphy
Or
Radionucleid Scan

در تخنیک وتکنالوژی سنتی گرافی، از اصل تابش فوتون های آزاد شده از مواد رادیو ایزوتوپ های رادیو اکتیف (رادیو نوکلیید ها)، به منظور تشکل تصویر بیولوژیک استفاده به عمل می آید.
تغییر در انرژی هسته ایزوتوپ های رادیو اکتیف در یک سطح پایین تر ویا به عباره دیگر اضمحلال هسته های رادیو ایزوتوپ ها، باعث تولید فوتون هایی که عبارت از اشعه گاما (Gamma = γ) میباشند، میگردد، قسمی که برخی از مواد خاص در قسمت های خاصی از بدن تجمع کرده وایجاد غلظت مینمایند. از همین خاصیت در سنتی گرافی قسمی استفاده شده است که رادیونوکلیید ها یا مواد رادیو ایزوتوپ مخصوصی را که دارای نیمه عمر کوتاه میباشند به این مواد بطور کیمیاوی وصل کرده واین ترکیب را داخل عضویت می فرستند. مواد مذکور علاقه مند تثبیت شدن به یک قسمت خاص عضویت میباشند که بعد از تثبیت شان درانساج خاص، از مواد ایزوتوپ وصل شده به آن مواد، اشعه گاما ساطع میگردد. بعدا" این تشعشعات گاما بوسیله یک کمره مخصوص شناسایی شده وتصویری را تهیه مینماید که

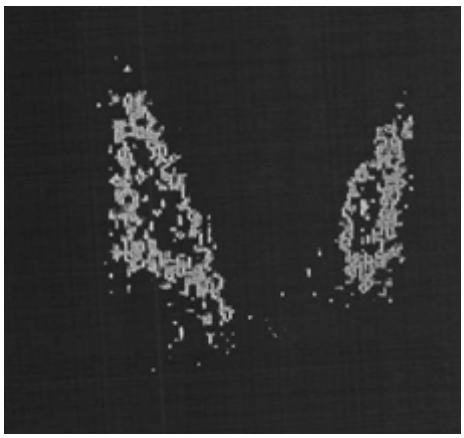
تصویر برداری طبی برای مانیپولاتور ها
<u>پروفیسور ژان ماری لوبا</u>

نمایانگر تجمع رادیو ایزوتوپ ها (متصل با مواد اصلی) در نسج میباشد. ناگفته نماند که اگر خود آیون های این ایزوتوپ های رادیو اکتیف خاصیت تثبیت وتجمع آیونی را به کدام نسج خاص داشته باشد، در آنصورت به مواد خاص دیگر ضرورت احساس نگردیده وایزوتوپ مذکور خود مستقیما" داخل عضویت ساخته میشود.
رادیو ایزوتوپ هایی که غرض اجرای سنتی گرافی بکار گرفته میشوند، باید آثار بیولوژیک مضرّه نداشته ونیمه عمر شان بسیار کوتاه باشد تا به سرعت از عضویت شسته شوند.
رادیو ایزوتوپ های طبیعی اکثرا" دارای نصف عمر طولانی چند صد ساله میباشند. امّا رادیو ایزوتوپ هایی که برای اجرای عملیه سنتیگرافی به کار میروند، به صورت مصنوعی ساخته و ترکیب شده ونیمه عمر شان بین چند ساعت الی چند روز است. رادیو نوکلییدی که بیشتر از همه مورد استعمال دارد، عبارت از Tc^{99m} (تکنیسم 99 متر) میباشد که نیمه عمر (Half life) آن فقط 6 ساعت بوده واشعه گامای ساطع شده از آن دارای انرژی مناسبی غرض آشکار سازی میباشد.

سایر رادیونوکلییید هایی که در این عرصه مورد استعمال دارند، عبارت اند از:
انیدیم 111، گالیم 67، آیودین 123، تالیم 201، گاز گزنون 133، گاز گزنون 127 وگاز کریپتون 81m (Cr^{81m}) .

- **موارد استعمال سنتی گرافی:**
  - آشکار سازی غده درقیه (Thyroid) به کمک شکل آیونی تکنیسم 99 متر ، به نام پرتکنتات.
  - آشکار سازی اروأ وخونرسانی یا پرفیوژن (Perfusion) ریه، به کمک ماکرومالیکول های البومین که حاوی ذرّات به قطر 10 الی 75 مایکرون متر میباشند و توسط تکنیسم 99 متر نشانی میشوند. ترکیب مذکور از طریق ورید زرق گردیده که بعدا" در داخل اوعیه شعریوی ریوی گرفتار آمده و تشعشعات فوتونی (اشعه گاما) وضعیت جریان خون ریوی را روشن میسازند.
  - آشکار سازی عملکرد های قلبی ، به کمک کریوات حمرای (RBC) خود شخص مریض، طوریکه خون مریض اخذ شده وکریوات یا گلوبول های قرمز وی توسط Tc^{99m} نشانی گردیده ودوباره خون نشانی شده در داخل ورید مریض زرق میگردد.
  - آشکار سازی وضعیت وحالت تهویه (Ventilation) مریض، به کمک یکی از گازات رادیواکتیف که از طرف مریض انشاق میگردد.

***



تصویر شماره 4: سنتی گرافی غده درقیه با آیودین 131:
موجودیت نودول های با قدرت تثبیتیه بسیار ضعیف (Hypofixant) در فص چپ غده : نودول سرد (زون سیاه در گوشه پایینی و سمت راست کلیشه)
تشخیص: ادینوم غده درقیه (Tyroide Adenoma)

V

اصول تخنیکی تصویر برداری تشدید مقناطیسی
Magnetic Resonance Imaging
(MRI)

تخنیک کار MRI یا تصویر برداری تشدید مقناطیسی بر اساس تشدید ساحه مقناطیسی هستوی (Nuclear Magnetic Resonance = NMR) استوار میباشد. پروتون های تمامی عناصر و از جمله هسته هایدروژن، در یک ساحه یا میدان مقناطیسی قوی و تشدید شده، در یک جهت یا سمت قرار میگیرند. چون اتوم هایدروژن (H) بیشتر از سایر اتوم ها، به ویژه در ترکیب آب وشحمیات عضویت دریافت میگردد، بنا" اساس MRI بر جهت گیری هسته ها یا پروتون های هایدروژن، در یک میدان مقناطیسی بسیار قوی استوار میباشد که باعث ایجاد تصویر میگردند.

در تخنیک MRI یا تصویر برداری تشدید مقناطیسی، برعلاوه ساحه یا میدان مقناطیسی شدید، از امواج رادیویی (Radio frequency = RF) هم، به منظور تحلیل توزیع، حالت، چگونگی و انرژی پروتون ها یا هسته های هایدروژن انساج کار گرفته میشود. کانتراستی که در این تکنالوژی وروش بدست می آید، با کانتراست اشعه ایکس بی نهایت

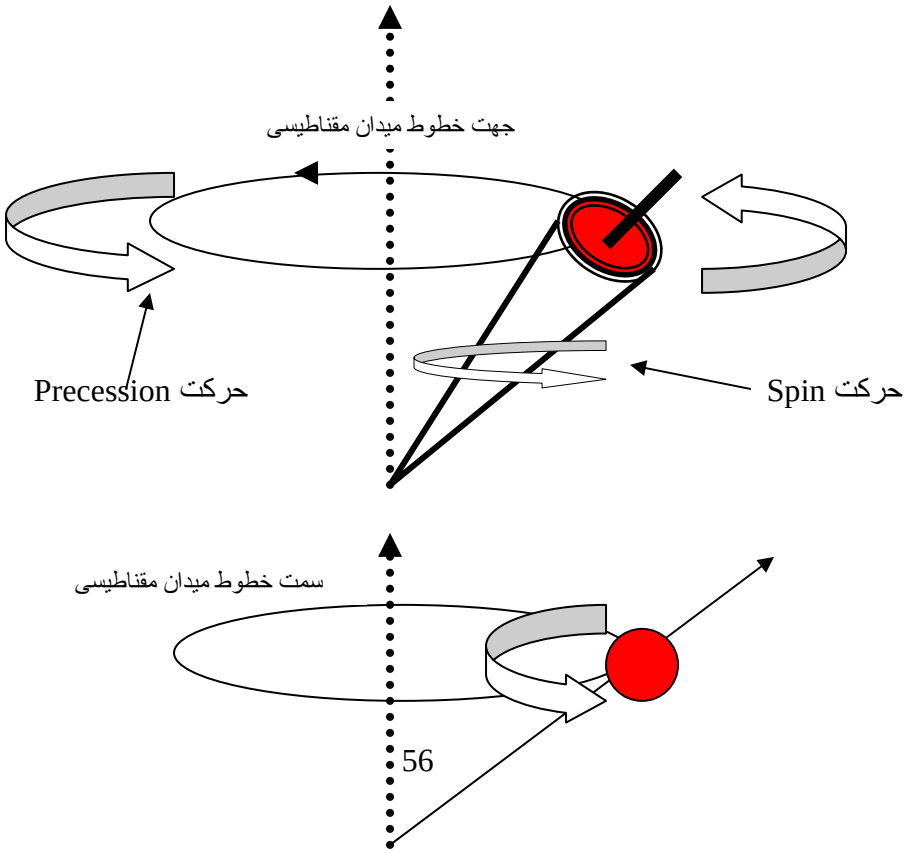
تصویر برداری طبی برای مانیپولاتور ها
<u>پروفیسور ژان ماری لوبا</u>

متفاوت بوده ویک نوع استکشاف معلومات جدید- نه تنها اناتومیکی- بلکه در عین زمان معلومات وظیفوی (functional) جسم انسان را هم بدست میدهد.

هسته های هایدروژن در واقع عبارت از مقناطیس های کوچکی هستند که دارای یک محور gyro magnetic بوده ودر عدم موجودیت یک میدان یا ساحه مقناطیسی خارجی، بطور اتفاقی، طرز قرار گرفتن وسمت حرکات شان را انتخاب میکنند و مسیر استقرار شان کدام جهت خاص وثابتی ندارد.
در مجموع ، اگر اتم های هر عنصری را در یک میدان مقناطیسی قرار بدهیم، هسته های شان در راستا وجهت خطوط مقناطیسی همان میدان مقناطیسی استقرار می یابند که همین خاصیت هسته های عناصر را به نام « مومنتوم مقناطیسی » (Magnetic Momentum) یاد میکنند. البته طرز استقرار هسته ها بطور صد در صد، در جهت خطوط میدان مقناطیسی نبوده، بلکه طبق قانون میخانیک کوانتوم، همیشه با خطوط میدان مقناطیسی یک زاویه را تشکیل میدهند.

این خاصیت هسته ها که برای هسته های هر عنصر متفاوت است، به نام « مومنتوم زاویه ای» (Angular Momentum) مشهور است ودر واقع همین خاصیت هسته عناصر، اساس تصویر برداری MRI را تشکیل میدهد. هسته ها در میدان مقناطیسی قوی دارای دو نوع حرکت میباشند:

- یکی حرکت هسته ها بدور محور خود شان که بنام حرکت Spin یاد میگردد.
- دیگری حرکت هسته ها به دور محور عمودی که حرکت Precession نامیده میشود.



فرفره بدور محور خودش فرفره بدور محور عمودی میدان مقناطیسی

حرکت precession یک هسته به دور محور عمودی میدان مقناطیسی

بنا بر آن هسته ها دریک میدان مقناطیسی قوی دارای یک حرکت فرفره ای، یعنی مشابه به «چرخک پلی» میباشند.
مومنتوم زاویه ای را با عددی به Nuclear Spin افاده مینمایند. در اتم یک عنصر خاص، طرز استقرار هسته ها در میدان مقناطیسی، یعنی درجه زاویه ای که با خطوط میدان برقرار میسازند، بستگی به مقدار عدد spin دارد، بدین معنی که هر یک از هسته ها (پروتون ها) با توجه به طرز استقرار شان نسبت به سمت خطوط مقناطیسی میدان، یک زاویه مخصوص به خود را تشکیل داده ودر همان زاویه حرکت چرخشی شان را انجام میدهند. مومنتوم زاویه ای هسته های هایدروژن بطوری است که در MRI از آن بخوبی استفاده شده میتواند.
فریکونسی یا تعداد ودفعات حرکات گردشی نوع Precession را به دور محور عمودی در یک ثانیه، به نام فریکونسی لارمور (Larmour Frequency) یاد مینمایند که مساوی است به حاصل ضرب قدرت میدان مقناطیسی ویک ثابت به نام « نسبت ژیرو مقناطیس» (Gyromagnetic Ratio) ، یعنی:

$$\text{Larmour Frequency} = B \times \delta$$

در اینجا B عبارت از قدرت میدان مقناطیسی و δ عبارت از نسبت ژیرو مقناطیسی میباشد.

تصویر برداری طبی برای مانیپولاتور ها
پروفیسور ژان ماری لوبا

ماشین MRI، خود یک مقناطیس بزرگ است که در انساج بدن یک میدان مقناطیسی تولید میکند. برای اینکه هسته های اتم های هایدروژن انساج بتوانند زمینه تشکیل یک تصویر را مساعد گردانند، لازم است تا یک انرژی رادیویی (Radio frequency = RF) هم به آن ها تابانیده شود و هسته ها این انرژی را جذب نمایند! مقدار قریکونسی این امواج RF میتواند در MRI مساوی به 1MHz الی 100MHz باشد. اگر یک موج یا پالس رادیویی با فریکونسی **مناسب لارمور (فریکونسی رزونانس)** به هسته ها برسد، در آنصورت هسته ها انرژی مذکور را جذب کرده واین جاست که تعداد زیاد شان تغییر جهت داده ودرست در خلاف جهت ومسیر خطوط میدان مقناطیسی استقرار می یابند. همین خاصیت هسته ها را – که میتوانند انرژی امواج رادیویی را که با فریکونسی لارمور به آن ها رسیده است، جذب نمایند- « تشدید یا رزونانس مقناطیسی» (Magnetic Resonance) مینامند.
زمانیکه این جریان امواج یا پالس رادیویی دو باره ازبالای پروتون ها قطع گردد، این پروتون ها یا هسته ها مجددا" به حالت اولی، یعنی در جهت همان میدان مقناطیسی اولی (با همان مومنتوم زاویه ای) خویش بر میگردند که این برگشت پروتون ها به حالت اولی را به نام «زمان استراحت» (Relaxation) یاد میکنند. این برگشت در دو زمان T1 و T2 صورت میگیرد.

- T1یا مؤلفه طولی (Relaxation of the longitudinal component) عبارت از زمانی است که طی آن پروتون ها بعد از قطع امواج رادیویی دوباره در مسیر محور میدان مقناطیسی اولی خویش قرار میگیرند.
- T2 یا مؤلفه عرضی عبارت از زمانی است که طی آن پروتون ها تغییر فاز میدهند.

در جریان همین بر گشت یا زمان استراحت است که پروتون ها همان مقدار انرژی امواج رادیویی (RF) ای را که جذب نموده بودند، درست به همان مقدار، دوباره ساطع مینمایند که فریکونسی آن برابر ومساوی با فریکونسی لارمور میباشد!
سیستم NMR « تشدید مقناطیسی هستوی»، به کمک آنتن خود میتواند با استفاده از همین دوباره ساطع شدن انرژی ها، محل پروتون ها را تعیین وشناسایی کرده ومورد تصویر برداری قرار میدهد، طوریکه در جریان همین باز گشت (زمان های T1 و T2) وساطع شدن انرژی است که یک سیگنال (زیگنال) ضعیف تولید میگردد. بعدا" همین سیگنال ضعیف، به کمک آنتن یا آشکار ساز های ماشین MRI اخذ گردیده وبوسیله سیم پیچ هایی که در اطراف مریض قرار

دارند، تقویت ودیجیتالیک گردیده ودر آخر کمپیوتر با دقت نوعیت سیگنال های مربوط به هرعنصر و یا واحد حجم (VOXEL) مقطع اناتومیک مورد معاینه را لوکالایز یا موضعی ساخته وتصویر را تشکیل میدهد. مقدار انرژی رادیو فریکانس ساطع شده در زمان های استراحت T1و T2، معادل مقدار انرژی اخذ شده از طرف پروتون ها در زمان تطبییق امواج رادیو فریکانس (RF) میباشد! به عبارت دیگر با تعیین وشناسایی محل شروع وقدرت سیگنال ها میتوان تصویر ایجاد نمود که این تصویر (معلومات هر یک از VOXEL ها) بیانگر توزیع پروتون های هایدروژن است. قدرت سیگنال از یکطرف به تراکم پروتونی واز جانب دیگر به دوام زمان های استراحت T1 و T2 بستگی دارد.
در اکثر واقعات، دوام T1 و T2 افزایش می یابد ودر نتیجه سیگنال حاصله از آن در T1 کمتر از زیگنال انساج مجاور (تصویر سیاه تر) و در T2 بیشتر از زیگنال انساج مجاور (تصویر سفید تر) میباشد!
در زمان T1 (مؤلفه یا مقطع طولی) خیال شحمیات تحت الجلدی، چون زیگنال شدید میدهند، برنگ سفید بوده و برعکس خیال مایعات فزیولوژیک (مثلا" ادرار) تاریک وسیاه ظاهر میگردد. در مورد تصاویریکه در زمان T2 (مؤلفه یا مقطع عرضی) بدست می آید، قضیه کاملا" بر عکس میباشد. بدین معنی که ساختار های آبدار بدن (ادرار، مایعCSF وغیره...)، به دلیل اینکه زیگنال قوی تری دارند، سفید بوده و در مقابل شحمیات برنگ خاکستری ظاهر میشوند.

	مقطع طولی یا زمان T1	مقطع عرضانی یا زمان T2
آب	Hypo signal (سیاه)	Hyper signal (سفید)
شحم	Hyper signal (سفید)	Hyper signal زگنال خاکستری کمرنگ تر
عظم	Hyper signal (سفید)	Hypo signal (سیاه)
انساج	زگنال بین البینی (خاکستری سیاه گونه)	زگنال بیشتر وقویتر به رنگ (خاکستری روشن)

این تصویر قبل از همه بر روی اسکرین تلویزیون اُپراتور خود آله ظاهر میگردد وبعدا" میتوان آنرا از طریق کمپیوتر به مرجع مربوطه فرستاد ویا آنرا چاپ نمود.

- **کار برد MRI:**

تصویر برداری طبی برای مانیپولاتور ها
پروفیسور ژان ماری لویا

1- در تصویر برداری از مغز ونخاع که در این موارد نظر به سی تی اسکن مزایای بیشتری دارد.
2- در تصویر برداری از ستون فقرات، عظام ومفاصل، اعضای داخل حوصلی وقلب وانساج کلسیم دار، متأسفانه MRI کار بردی ندارد، زیرا تصاویر بدست آمده از عظام، در واقع عبارت از خیالات مغز استخوان وانساج رخوه مجاور عظام خواهند بود، نه تصاویر خود عظام.
3- بزرگ ترین کاربرد MRI، تصویر برداری از عروق (شریان ووريد) است که به نام آنژیوگرافی های تشدید مقناطیسی یا « MRA » (Magnetic Resonance Angiographies) نامیده میشود که جای آنژیوگرافی معمولی (اشعه ایکس) را اشغال کرده است. به کمک MRI میتوان تمامی انواع سؤ تشکلات وعایی (شریانی ووریدی) را به راحتی وبدون کمک ماده حاجب یا کانتراست مشخص ساخت.

- **ماده حاجب:**

ماده حاجبی که در تخنیک MRI به کار گرفته میشود، عبارت از ماده گادولینیوم (Gadolinium) میباشد. این ماده با ماده دی اتیلین تری امینو پنتا استیک اسید (DTPA) ترکیب میشود تا از نظر بیولوژیکی بی ضرر ساخته شود. این ماده در زمان T1 زیگنال بسیار شدید تولید میکند وبرای تشخیص ساختمان های وعایی، التهابات، تومور ها وسؤ تشکلات وعایی به کار گرفته میشود.

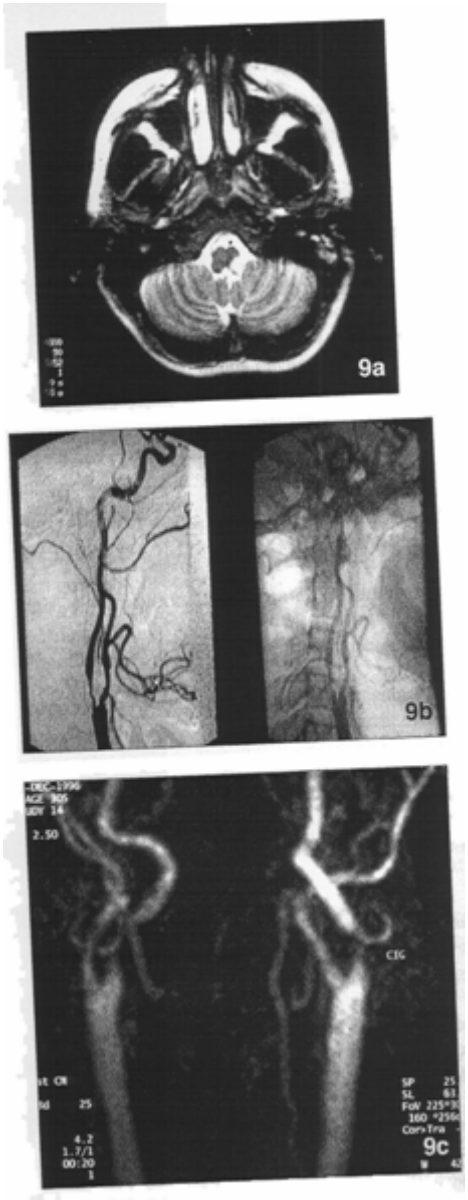
- **مزایا ومعایب تخنیک MRI:**

توسط MRI میتوان تصاویر را به طور مستقیم، در هر سطحی باز سازی کرد. MR اشعه آیون ساز نداشته وآثار بیولوژیکی مضرّه ندارد. اما روند کاری آن نظر به سی تی اسکن به مراتب کند تر بوده ووقت بیشتری را در بر میگیرد. در جریان چند دقیقه تصویر برداری، مریض باید همچنان بی حرکت باقی بماند. از جانب دیگر حرکات پیریستالتیسم امعأ و همچنان حرکات قلبی وریوی در موقع تنفس، باعث میشوند تا از وضاحت تصویر کاسته شود.
از طرف دیگر اجرای MRI در نزد مریضانی که Pace maker قلبی دارند ویا آن هایی که از محرکات یا stimulators قلبی ، محرکات عصبی (از یکماه بدینسو) ویا از کلیپ های جرّاحی عصبی (از 10 سال بدین طرف)، اجسام فلزی داخل چشمی ووال های قلبی نوع

Starr-Edwards (که دیگر مورد استعمال ندارند) استفاده مینمایند، معاینه MRI مضاد استطباب است.
MRI در نزد مریضان بسیار چاق هم امکان پذیر نیست، زیرا اخذ تصویر یک مقطع ویا یک حلقه ای که قطر آن اضافه تر از 60cm باشد، در MRI ممکن نمیباشد.
هیجانات و ترس از اسارت در داخل یک فضای تنگ (Claustrophobia) از مضاد استطبابات دیگر MRI است که میتوان در این واقعات premedication را در نزد مریضان مد نظر گرفت.

در MRI ضرور نیست تا مریض گرسنه باشد. موجودیت پروتیز های فلزی در عظام، باعث ایجاد artifact ها میشوند، ولی مضاد استطباب محسوب نمیگردند.

***



تصویر شماره 5: آنژیوگرافی معمولی و MRA شرایین ثباتی:

- **کلینیک:** حادثه اسکیمیک گذرا، با تکرر هیمی پاریزی های سمت راست ونتشوشات فازیک (تکلمی) قابل برگشت.

9b- آنژیوگرافی دماغی با زرق داخل ثباتی ماده کثیفه (کلیشه پروفیل عنق):
استنوز یا تضییق قبل الانسدادی (90%>) در منشأی شریان کاروتید یا ثباتی باطن، سمت چپ (آمبولی)
9c- آنژیوگرافی با MRI (Angio-MRI = MRA): MRI محل تشعب ثباتی: تضییق فشرده قبل الانسدادی در منشأی ثباتی باطن سمت راست!

چند اصطلاح در ارتباط به تخنیک MRI

- MRI : تصویر برداری تشدید مقناطیسی (Magnetic Resonance Imaging)
- MRA: آنژیوگرافی تشدید مقناطیسی (Magnetic Resonance Angiography)
- Angular Momentum (مومنتوم زاویه ای): طرز استقرار هسته ها یا پروتون ها در یک ساحه یا میدان مقناطیسی، در یک زاویه خاص که یک ضلع این زاویه را محور

حرکت Spin(حرکت هسته بدور محور خودش) وضلع دومی آنرا محور حرکت Precession (حرکت هسته بدور محور عمودی میدان) تشکیل میدهد.

- Detector (آشکار ساز): آشکار ساز ها عبارت کوایل ها یا سیم پیچ های کوچکی هستند که در واقع آنتن آله MRI را تشکیل داده و سیگنال ها را دریافت میدارند.
- Farady cage (قفس فارادی): جهت جلوگیری از ورود فریکانس های رادیویی از خارج به داخل واز داخل به خارج اتاق و تأثیرات آن ها بر روی کوایل های فرستنده وگیرنده ماشین ویا تجهیزات بیرونی (مثلا": تلفون ها ویا رادیو های بیرون از اتاق)، ماشین MRI را در داخل یک قفس مسین بسته، بنام قفس فارادی قرار میدهند.
- Gadolinium (گادولینیوم): ماده حاجبی که در تخنیک MRI به کار گرفته میشود، عبارت از ماده گادولینیوم (Gadolinium) میباشد. این ماده با ماده دی اتیلین تری امینو پنتا استیک اسید (DTPA) ترکیب میشود تا از نظر بیولوژیکی بی ضرر ساخته شود. این ماده در زمان T1 زیگنال بسیار شدید تولید میکند وبرای تشخیص ساختمان های وعایی، التهابات، تومور ها وسؤ تشکلات وعایی به کار گرفته میشود.
- Longitudinal Relaxation (آسایش یا استراحت طولی): عبارت از استراحت مقناطیس در امتداد ومسیر مقناطیس استاتیک است که زمان آن عبارت از T1 میباشد.
- Gyro magnetic (ژیرو مقناطیس): عبارت از ثابتی (δ) است که اگر با قدرت میدان مقناطیسی (B) ضرب گردد، از حاصل ضرب شان فریکونسی لارمور بدست می آید که عبارت از دفعات و تعداد حرکات گردشی نوع precession به دور محور عمودی میدان مقناطیسی، در یک ثانیه میباشد.

- Pixel (پیکسل): واحد یا عنصر تصویر به نام پیکسل یاد میشود که باید دارای حجم، طول وعرض باشد، امّا چون پیکسل، در واقع دارای ضخامت هم میباشد، پس باید یک واحد حجم باشد. بنا" بهتر است تا به عوض آن اصطلاح Voxel بکار برده شود. پیکسل ها در سی تی اسکن مدل سابقه معمول هستند. همین پیکسل ها (واحد های تصویری) در کنار هم قرار گرفته و تصویر را ایجاد میکنند. سی تی اسکن های مدل جدید تر، چون به دور مریض چرخیده ومقاطع حجمی را ایجاد کرده و از یک حجم معلومات میدهند، پس کار برد اصطلاح Voxel به عوض pixel مناسب تر است.
- Precession (حرکت تقیمی هسته های مقناطیسی): عبارت از حرکت هسته ها در یک میدان مقناطیسی، بدور محور عمودی میدان مقناطیسی میباشد که فریکونسی مناسب آن به نام Larmour Frequency یاد میشود.

- Radio Frequency = RF (فریکونسی رادیویی): عبارت از امواج رادیویی ای میباشند که به منظور دادن انرژی برای هسته های اتوم های هایدروژن، به انساج تابانیده میشوند. برای این هسته ها یا پروتون ها ی هایدروژن، در یک ساحه مقناطیسی، معادل Tesla 1، مقدار RF عبارت است از: 42.6MHz میباشد. باید rf همیشه طوری تنظیم گردد که در یک محدوده 10KHz الی 100KHz عمل نماید.
- T1: زمان ثابت آسایش یا استراحت (Relaxation) طولی (مؤلفه یا مقطع طولی)
- T2: زمان ثابت آسایش یا استراحت (Relaxation) عرضی (مؤلفه یا مقطع عرضی)
- Tesla (تسلا): واحد دانسیته یا تکاثف جریان مقناطیسی.
- Voxel (وکسل): مخفف اصطلاح واحد یا عنصر حجمی تصویر (Volume Element of Image) میباشد که. کوچکترین واحد یا عنصر تصویری است که بر علاوه طول وعرض، دارای ضخامت هم میباشد. در تخنیک MRI، معلومات واحد های وکسل در کنار هم قرار گرفته و یک تصویر حجمی را ایجاد مینمایند که از یک حجم وکتله نسجی معلومات بدست میدهند.

***

خاتمه

به آروزی مؤفقیت های مزید همه
دکتور شاه عبداللطیف « شبدیز- دلیری»
پروژه صحی سفارت فرانسه
چهار شنبه 8 جنوری 2004