موسسه آموزش عالی غیر دولتی – غیر انتفاعی کارون

پایان نامه دوره کارشناسی رشته مهندسی پزشکی

گرایش: بیو الکتریک

عنوان:

بررسی کالیبراسیون دستگاه رادیولوژی برند TRIXEL مدلDRX-FL و روش نگهداری و تعمیرات آن‌ها

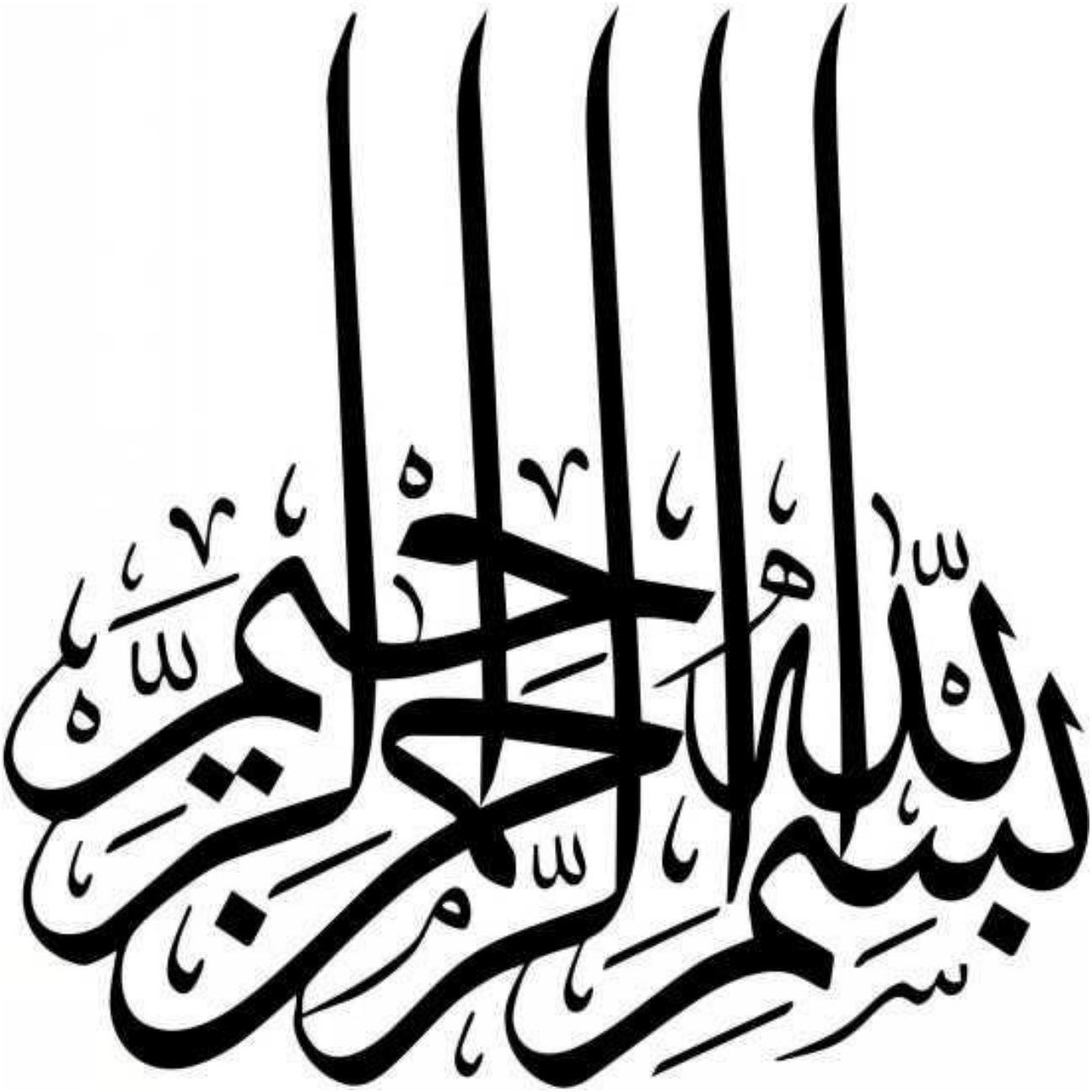
استاد راهنما:

دکتر علیرضا سینا

تهیه کننده:

زهرا فردوسیان

شهریور ماه ۱۴۰۱


بسم الله الرحمن الرحيم

موسسه آموزش عالی غیردولتی-غیرانتفاعی کارون

پایان‌نامه دوره کارشناسی مهندسی پزشکی

گرایش: بیوالکتریک

موضوع:

بررسی کالیبراسیون دستگاه رادیولوژی برند TRIXEL مدلDRX-FL و روش نگهداری و تعمیرات آن‌ها

استاد راهنما:

دکترعلیرضا سینا

تهیه کننده:

زهرا فردوسیان

شهریور **ماه ۱۴۰۱**

تقدیم به:

تمامی رهپویان راه علم و معرفت

چکیده

هدف از ارائه این پروژه، آشنایی با رادیولوژی و چگونگی پیدایش و تکنیک های آن است. رادیولوژی در بیمارستان ها بسیار مهم است و بطور معمول قبل از عمل های آنکولوژی بیمار می‌بایست رادیولوژی انجام دهد.

رادیولوژی به مجموعه ای از روش های تصویربرداری از قسمت های داخلی بدن اطلاق می شود که می تواند کمک بسیار بزرگی برای تشخیص انواع بیماری ها باشد.در فصل اول این پروژه درباره تاریخچه و جگونگی اختراع اشعه ایکس و انواع رادیولوژی می‌پردازیم.در فصل دوم دستگاه رادیولوژی برند TRIXELL مدل DRX-FL بررسی شده است و نحوه کالیبراسیون و تعمیرات آن در انتهای فصل گفته شده است. در فصل سوم تحلیل مدار بوسیله نرم افزارps pice بیان شده است.در فصل چهار مزایا و معایب رادیولوژی بیان میشود.در قصل پنجم نیز منابع پروژه اعلام شده است.مطالعه این پروژه از آن جهت مفید است که می تواند کسانی را که میخواهد در زمینه رادیولوژی و دستگاه های آن تحقیقاتی انجام دهند یا فعالیتی داشته باشند راهنمایی کند.

واژه های کلیدی:

رادیولوژی،تاریخچه،اشعه ایکس،برندTRIXELL مدل DRX-FL ،کالیبراسیون،تعمیرات،تحلیل.

فهرست مطالب

عنوان صفحه

فصل یک

۱-۱-مقدمه..... ۲

۱-۲-دلایل استفاده از دستگاه رادیولوژی..... ۲

۱-۳-تاریخچه ی دستگاه رادیولوژی..... ۳

۱-٤-نواع دستگاه رادیولوژی ۷

۱-٤-۱رادیولوژی آنالوگ..... ۷

۱-٤-۲-رادیولوژی پرتابل..... ۷

۱-٤-۳- رادیولوژی دیجیتال(رادیولوژی DR) ۷

۱-٤-٤- سیستم رادیوگرافی سی ارCR ۸

۱-٥-شرکت های مهم تولید کننده دستگاه رادیولوژی..... ۹

۱-٥-۱-رادیولوژی پرتابل siemens ۹

۱-٥-۲-سی آرم C ARM GE OEC۷۷۰۰..... ۱۰

۱-٥-۳-دستگاه رادیولوژی پرتابل Dynamax ۲۱٥HF..... ۱۰

فصل دو

۲-۱-دستگاه رادیولوژی برند TRIXEL مدل DRX-FL ۱۲

۲-۲- قسمت های اصلی یک سیستم رادیوگرافی..... ۱۳

۱-۲-۲-تیوب مولد اشعه ایکس..... ۱۳

۲-۲-۲-ستون نگهدارنده تیوب..... ۱۳

۲-۲-۳-کولیماتور(collimatir)..... ۱٤

۲-۲-٤- ژنراتور ولتاژ بالا ۱۵
۲-۲-۵-کابلهای ولتاژ بالا ۱۵
۲-۲-٦- ترانسفورماتورها ۱۵
۲-۲-۷- فیلم رادیوگرافی ۱۵
۲-۲-۸-تخت رادیولوژی ۱٦
۲-۳-عملکرد دستگاه رادیولوژی ۱٦
۲-٤- مدرا ژنراتور اشعه x ۱۷
۲-٤-۱-مدار ساده ژنراتور اشعه x ۱۷
۲-٤-۲- ترانسفورماتور فشارقوی ۱۹
۲-٤-۳-کابل های ولتاژ بالا ۱۹
۲-۵-مدارات فشار قوی تشخیصی ۱۹
۲-۵-۱- مدار خود یکسو کننده ۱۹
۲-۵-۲-یکسوسازی ۱۹
۲-۵-۳-یکسوکننده تمام موج(دوپالس) ۲۳
۲-۵-٤-مدار سه فاز شش پالس(با شش یکسو کننده) ۲۱
۲-۵-۵-دو مدار ۱۲ پالس(با ۱۲ یکسو کننده) ۲۳
۲-۵-٦-مدار گرم کننده فیلامنت تیوب اشعه x ۲۳
۲-٦-مدرات کنترلی دستگاه ۲۳
۲-٦-۱- میز فرمان اپراتور ۲٤
۲-٦-۲- کنترل kv ۲٤
۲-٦-۳-کنترل میلی آمپر ۲٤

۲-۷-کالیبراسیون و تعمیرات دستگاه..... ۲٤
۲-۷-۱-سوختگی یا قرار نداشتن در قسمت مناسب نشانگر لامپ..... ۲٤
۲-۷-۲- گیر کردن ریل های تخت و ریل های قرارگیری فیلم رادیولوژی..... ۲٤
۲-۷-۳- سوختن خازن های ولتاژ..... ۲٤
۲-۷-٤- خرابی بردها..... ۲۵
۲-۷-۵- بروز نقص در مولد اشعه x..... ۲۵
۲-۷-٦-قطع شدن فیلامان ۲۵
۲-۷-۷-ترک خوردن یا شکستن جداره شیشه ای تیوب..... ۲۵
۲-۷-۸- اشکال در کابل ولتاژ بالا..... ۲٦
۲-۷-۹- اشکال در ژنراتور ولتاز بالا..... ۲٦
۲-۷-۱۰-دستگاه ready نمی‌شود..... ۲٦
۲-۷-۱۱-دستگاه ready می‌شود ولی تابش صورت نمی‌گیرد..... ۲۷
۲-۷-۱۲-مقدار جریان واقعی تیوب از مقدار درخواستی توسط اپراتور..... ۲۷
۲-۷-۱۳-مقدار جریان تیوب از حد مجاز بیشتر است..... ۲۷
۲-۷-۱٤-جریان فیلامان در حالت فلورسکپی حدود ۳ آمپر نیست..... ۲۷
۲-۷-۱۵- عمل تابش در حالت فلورسکپی..... ۲۷
۲-۷-۱٦- جریان واقعی فلورسکپی در محد.ده مجاز قرار ندارد ۲۸
۲-۷-۱۷- تصویر تلویزیون یا صفحه حساس ظاهر نمی‌شود..... ۲۸

فصل سوم

۳-۱-ایجاد یک پروژه جدید و رسم مدار درps pice ۳۰
۳-۱-۱-نحوه سیم کشی..... ۳۱
۳-۱-۲-نحوه آوردن زمین ۳۸

۳-۱-۳- نخوه آوردن منابع DC ۳۸
۳-۱-٤-تحلیل Bias Point و Transient ۳۹
۳-۱-٥- تحلیل در حوزه زمان TRANSIENT ٤۲
۳-۲- شبیه سازی مدارات با استفاده از نرم افزار pc pice ٤٥
۳-۲-۱-یکسو ساز نیم موج ٤٥
۳-۲-۲-یکسوساز نیم موج موجود در فصل قبل ٤٦
۳-۲-۳- یکسو ساز تمام موج با ترانس سروسط ٤۷
۳-۲-٤-یکسوساز تمام موج پل ٤۸
۳-۲-٥- یکسوساز نیم موج سه فاز ٤۹
۳-۲-٦- یکسوساز تمام موج سه فاز ٥۱
۳-۲-۷-یکسوساز تمام موج سه فاز (موجود در تصاویر فصل قبل) ٥۲
۳-۲-۸-مدار افزاینده ولتاژ سوییچینگ (شماتیک بلوک دیاگرام موجود در فصل قبل) ٥۳
٤-۱ نتیجه گیری ٥٥
٥-۱منابع و مآخذ ٥۷

فهرست شکل ها

عنوان صفحه

شکل۱-۱- رادیوگرافی سی ار CR..... ۹

شکل۲-۱-دستگاه رادیولوژی DRX-FL..... ۱۲

شکل۲-۲-ستون نگه دارنده تیوب..... ۱٤

شکل۲-۳-نمایی از تیوب اشعه ایکس، کولیماتور و تخت..... ۱٤

شکل۲-٤- طرح شماتیک ژنراتورهای فرکانس بالا..... ۱۸

شکل ۲-۵-مدار یکسوساز..... ۲۰

شکل ۲-٦ -مدار یکسو کننده تمام موج تک فاز..... ۲۱

شکل ۲-۷-موجهای حاصل از خروجی یکسوکننده‌های تمام موج..... ۲۲

شکل۲-۸-مدارسه فاز یکسو شده تمام موج دوازده پالسی..... ۲۳

شکل ۳-۱-ایجاد پروژه جدید..... ۳۰

شکل۳-۲-ادامه مراحل ایجاد پروژه جدید..... ۳۰

شکل ۳-۳-ایجاد صفحه خالی برای پیاده سازی پروژه..... ۳۱

شکل۳-٤- مراحل رسم مدار..... ۳۱

شکل۳-۵-نحوه آوردن قطعه..... ۳۲

شکل۳-٦-کتابخانه ی قطعات..... ۳۳

شکل۳-۷-برخی از اسامی قطعات..... ۳۳

شکل ۳-۸-قطعه ی دارای مدل ریاضی و قطعه ی دارای فوت پرینت..... ۳٤

شکل ۳-۹- سرچ کردن نام المان..... ۳٤

شکل۳-۱۰-آوردن المان روی صفحه..... ۳۵

شکل۳-۱۱-تغییر نام المان.....۳۶
شکل ۳-۱۲-تغییر مقدار المان.....۳۶
شکل۳-۱۳-نحوه سیم کشی.....۳۷
شکل ۳-۱٤- نحوه آوردن زمین.....۳۸
شکل ۳-۱۵ نحوه آوردن منابع DC.....۳۸
شکل ۳-۱٦-ایجاد پروژه جدید و رسم مدار.....۳۹
شکل۳-۱۷-پنجره ی NEW SIMULATION ۳۹
شکل ۳-۱۸- تنظیمات SIMULATION.....٤۰
شکل ۳-۱۹-OUTPUT FILE OPTIONS ٤۰
شکل ۳-۲۰-اجرای تحلیل.....٤۱
شکل ۳-۲۱-چگونگی مشاهده المان ها.....٤۲
شکل۳-۲۲-ایجاد simulationبرای تحلیل در حوزه زمان.....٤۳
شکل ۳-۲۳-تنظیماتanalysis type ٤۳
شکل ۳-۲٤-تنظیماتsimulation ٤٤
شکل ۳-۲۵-شکل موج خروجی.....٤٤
شکل ۳-۲٦- مداریکسوساز نیم موج.....٤۵
شکل۳-۲۷-ایجاد SIMULATION.....٤۵
شکل ۳-۲۸-simulatiom setting.....٤۵
شکل۳-۲۹-شکل موج خروجی مدار یکسوساز نیم موج.....٤٦
شکل ۳-۳۰ مدار یکسوساز نیم موج.....٤٦
شکل۳-۳۱-شکل موج خروجی یکسوساز نیم موج.....٤۷
شکل۳-۳۲- مدار یکسوساز تمام موج با ترانس سر وسط.....٤۷

شکل۳-۳۳ -شکل موج خروجی مدار یکسوساز تمام موج با ترانس سر وسط.....۴۸
شکل ۳-۳۴-مدار یکسوساز تمام موج پل.....۴۸
شکل ۳-۳۵- شکل موج خروجی مدار یکسوساز تمام موج پل.....۴۹
شکل ۳-۳۶- مدار یکسوساز نیم موج سه فاز.....۴۹
شکل۳-۳۷-شکل موج ورودی مدار یکسوساز نیم موج سه فاز.....۵۰
شکل۳-۳۸- شکل موج خروجی مدار یکسوساز نیم موج سه فاز.....۵۰
شکل ۳-۳۹- شکل مدار یکسوساز تمام موج سه فاز.....۵۱
شکل۳-۴۰- شکل موج ورودی و خروجی مدار یکسوساز تمام موج سه فاز.....۵۱
شکل ۳-۴۱-مدار یکسوساز تمام موج سه فاز.....۵۲
شکل ۳-۴۲- شکل موج خروجی مدار یکسوساز تمام موج سه فاز.....۵۲
شکل ۳-۴۳- مدار افزاینده ولتاژ سوییچینگ.....۵۲
شکل ۳-۴۴- شکل موج ورودی و خروجی مدار افزاینده ولتاژ سوییچینگ.....۵۳
شکل ۳-۴۵- شکل موج کلید زنی سوییچ.....۵۴

فصل اول:مقدمه

۱-۱-مقدمه

رادیولوژی به مجموعه ای از روش های تصویربرداری از قسمت های داخلی بدن اطلاق می شود که می تواند کمک بسیار بزرگی برای تشخیص انواع بیماری ها باشد. با استفاده از این نوع تصویربرداری، تشخیص بیماری ها با سرعت بیشتر و دقت بالاتری انجام می شود.در رادیولوژی از اشعه ایکس با دوز پایین، امواج صوتی و یا میدان مغناطیسی برای تصویربرداری استفاده می شود که هر کدام از آن ها می تواند برای نشان دادن تصویر بهتر و دقیق تر کاربرد داشته باشد.رادیوگرافی یکی از روش های تصویربرداری پزشکی است که بااستفاده از آن میتوان به نحوی درون بدن انسان را دید و از بعضی بیماری های آن اطلاع پیدا کرد.این روش از تابش اشعه ی x-ray(اشعه رونتگن)به قسمتی از بدن انسان میتواند تصویر مورد نیاز را تهیه کند.رادیوگرافی انواع متفاوتی دارد،پایه ای ترین نوع آن را رادیوگرافی ساده میگویند.رادیوگرافی ساده اولین نوع تصویربرداری با اشعه ی ایکس است.که توسط بشر اختراع شده و هنوز بطور وسیعی از آن استفاده میشود.[۲۹]

۱-۲- دلایل استفاده از دستگاه رادیولوژی:

رادیولوژی یک روش تصویربرداری است که از ده‌ها سال پیش تاکنون در پزشکی و مراحل تشخیصی مورد استفاده قرار می‌گیرد. از مزیت‌های این نوع تصویر برداری امکان مشاهده قسمت‌های داخلی بدن بدون ایجاد هرگونه سوراخ یا شکافی در آن است که پزشکان را قادر می‌سازد به راحتی به مشاهده و تشخیص درمان بیماری بپردازند.قبل از ظهور رادیولوژی ، فقط با مرگ بیمار ، پزشکان می توانستند ارگان های داخلی را مورد بررسی قرار داد. پزشکان می توانستند خارج از بدن را معاینه کنند ، به اندام ها و بافت های داخلی گوش دهند و به خروجی های مختلف بدن نگاه کنند ، اما ساختارهای داخلی بیشتر پنهان بودند.

در رادیولوژی از اشعه استفاده شده و از تصاویر استفاده نمی‌شود . این نوع تصویر برداری مستقیما از اشعه یونی استفاده می کند.به طور کلی می توان گفت رادیولوژی یک تخصص در پزشکی است که به تولید تصاویر داخلی بدن از طریق عوامل مختلف فیزیکی ، میدان مغناطیسی و غیره می پردازد و از این تصاویر برای تشخیص و در حد کمتری برای پیش آگاهی و درمان بیماری ها استفاده می کند. [۳۰][۱]

دلیل انجام عکس‌برداری با روش رادیولوژی

رادیولوژی ممکن است به چند دلیل اصلی تجویز گردد:

-ممکن است در نواحی خاصی از بدن خود احساس درد یا احساس ناخوشی داشته باشید.

-مشاهده‌ی روند پیشرفت بیماری‌های خاص توسط پزشک

-مشاهده‌ی تاثیر درمان‌ها بر روی بیماری‌ها و روند بهبود آن‌ها

شرایط و بیماری‌های خاصی وجود دارد که ممکن است برای آن‌ها عکس‌برداری از روش رادیولوژی تجویز شود. این شرایط عبارتند از :

- سرطان مغز استخوان
- سرطان سینه
- بزرگی قلب
- شریان‌های خونی مسدود
- مشکلاتی که به ریه آسیب می‌زند
- مشکلات گوارشی
- شکستن استخوان
- عفونت
- پوسیدگی دندان [۳۱]

۱-۳-تاریخچه دستگاه رادیولوژی:

کشف اشعه ایکس در نوامبر سال ۱۸۹۵ یکی از مهمترین وقایع علمی و پزشکی بود .اما کشف برای بیش از صدسال پیشرفت و توسعه در رادیولوژی تازه سر آغاز راه بود. سالهای ۱۸۹۵ الی ۲۰۰۵ با توجه به تحولات و پیشرفتهای شگرف در علم تشخیص و درمان توسط اشعه ایکس ،قرن رادیولوژی لقب گرفته است.

آنچه در ذیل می آید نکات مهم و برجسته این علم از ابتدا تا به امروز میباشد که توسط کالج آمریکائی(ACR)فراهم شده است.[۲٤][۳۱] [۱]

۱۸۹۵

پروفسور و فیزیکدان آلمانی ویلیام کنراد رونتگی اشعه ایکس را در هشتم نوامبر در آزمایشگاه خود در ورزبورگ کشف کرد. در ۲۸ دسامبر ،رونتگن کشف خود را طی یک مقاله علمی اعلام نمود .این مقاله درباره نوع جدیدی از اشعه در مقیاس وسیعی منتشر شد.[۲٤] [۳۲]

۱۸۹۶

در ۲۳ ژانویه رونتگن اولین سخنرانی خود را درباره اشعه ایکس انجام دارد . کشف رونتگن در مورد لوله های کروک شور و هیجانی در ازمایشگاههای سراسر جهان بوجود آورد.پژوهشگران در مورد عملکرد اشعه ایکس و امکان طراحی تیوبهای اشعه ایکس تغییر مینماید ولی محتوی و اساس ان تا ۱۹۱۳ یکسان باقی مینماید.در ماه مارس عکس رادیولوژی که رونتگن گرفته بود به عنوان مدرک و شاهدی در دادگاه منترال مطرح شد ومتهم بدون دلیل خاصی به مردی که در دادگاه حاضر بود شکیک کرد بود.اشعه ایکس وجود گلوله را در بدن او ثابت کرد که حتی در جراحی و معاینه به ان پی نبرده بودند .دستگاههای اشعه ایکس در بیمارستانها بوسیله افرادی که صلاحیت پزشکی داشتند و یا نداشتند بکار گرفته شد .یکی از اولین پزشکانی که به عنوان یک حرفه تخصصی اشعه ایکس را به کار برد ،دکتر فرانسیس هنری ویلیام از بوستون بود .او کاربرد اشعه ایکس را برای تشخیص پزشکی تشریح نمود که شامل استفاده از فلورسکوپی به منظور تحقیق در رگهای خون است که اولین کاتتر را دکتر فورسمان با دست خود به داخل ورید خود فرستاده و انرا به قلب رسانید .امروزه انرا بنام آنژیوگرافی می شناسیم.[۲۷][۳۲]

۱۸۹۸

در ماه دسامبر ،ماری و پرکوری درپاریس ،رادیوم را کشف نمودند که عنصر جدیدی بود و میزان تشعشع ان ۲۰۰میلیون بار بیشتر از اورانیوم میباشد.در سال ۱۹۰۳ کوری و آنتونی هنری بکرل ،مشترکا جایزه نوبل را بخاطر تحقیق در رادیو اکتیو دریافت نمودند.پرفسور نانسی نایت مورخ و رئیس مرکز تاریخ رادیولوژی آمریکا چنین میگوید: کشف رادیوم مثل کشف اشعه ایکس توجه جهانیان را به خود جلب کرد،دانشمندان می دانستند که تشعشع اشعه ایکس و رادیوم مشابه هم هستند ،اما رادیوم نوع طبیعی اشعه بود.[۲۸][۳۲]

۱۹۰۰

داشمندان آلمانی Friedrich Giesel [۱]و Wolkhoof Friedrich [۲]کشف کردند که امواج رادیولوژی برای پوست خطر ناک است.پیرکوری عمدا یک تکه اورانیوم را به مدت ده ساعت بر وی پوست بازوی خود گذاشت که در نتیجه منجر به سوختگی پوست شد. هنری بکرل هم نمونه ای را در جیب خود حمل کردکه ان هم موجب سوختگی در شکم وی شد . رادیولوژی که به عنوان علم پزشکی پدیدار شد و ثابت کرد که استفاده ار اشعه ایکس نیاز به مهارت و تخصص و دانش کافی در فیزیک دارد.[۲٤][۳۲]

۱۹۰۱

تصویر اشعه ایکس از قفسه سینه و برای تشخیص سل برای عموم بیشتر از تشخص سرطان مورد توجه قرار گرفت . تابش های بالای قفسه ، با ۱۰ الی ۲۰ راد مورد استفاده قرار گرفت. رونتگن در دهم فوریه ۱۹۲۳ فوت کرد.[۳۲]

[۱] فردریک گیزل
[۲] ولکوف فردریک

۱۹۳۹-۱۹۳۰

در سال ۱۹۳٤ اولین برد تخصصی رشته رادیولوژی توسط مجمع پزشکی آمریکا رسماً تشکیل گردید در سال ۱۹۳٦ اولین تصویر مقطعی از بدن باتوموگرافی توسط اشعه ایکس در یک جلسه رادیولوژی به نمایش گذاشته شد . در این روش انقلابی ، تیوپ اشعه ایکس در یک صفحه مشحص در زاویای مختلف به دور بدن بیمار می چرخید و تصویربرداری می کرد . تصویر بدست آمده به این ترتیب دارای وضوع بسیار خوب از اجزاء بدن در همان مقطع بود . این روش همچنین IMinography [۳]نامیده می شود که بعداً در دهه ۱۹۷۰ پایه و اساس سی تی اسکن را تشکیل داد.[۳۲][۱]

۱۹٤۹-۱۹٤۰

بتاترون به عنوان یک شتاب دهنده چرخشی الکترون توسط دکتر دونالدکریست از دانشگاه ایلی نویز[٤]در فاصله سالهای ۱۹٤۳-۱۹٤۰ توسعه یافت . این دستگاه با چرخش و سرعت دادن به الکترون توسط یک کاتد گرم در لوله شیشه ای و در درون یک مگنت بزرگ انرژی بیش از ۲۰ میلیون ولت ایجاد می کند.[۳۲][۱]

۱۹۵۹-۱۹۵۰

توسط دکتر w. Goodwin [٥]کاربرد اشعه ایکس در نفروستومی با استفاده از ستون و کاته تر براتی درمان سرطان و سنگ کلیه معرفی گردید . این دو روش باعث می شد که برخی از بیماران بدون جراحی درمان می شوند.با توجه به توسعه های عمیق ماورا صوت در جنگ جهانی دوم به منظور ردیاب صوتی (سونار) در ناوبری هوایی و دریانوردی استفاده از آن در تشخیص پزشکی مورد توجه قرار گرفت و تصاویری حاصله از اکوی بافتهای بدن ایجاد شد . پزشک سیم نازک استفاده کرد که به کاتتر کمک می کند که راحت وارد رگ بشود . گاید وایر وارد رگ شده و سپس او موقعیت آنرابافلوسکوپی مشاهده نمود.[۳۲]

۱۹٦۹-۱۹٦۰

در سال ۱۹٦۰ دکتر روبروت ایگان از دانشگاه تگزاس و فوق تخصص موسسه Anderaon Tumor [٦]از هوستون با حمایت خدمات بهداشت عمومی آمریکا نتایج سه سال تحقیق ماموگرافی را منتشر کرد . گرچه از مدتها قبل مطالعات اشعه ایکس از پستان انجام شده بود ولی تحقق رایگان تاثیر ماموگرافی را در تشخیص سریع پستان نشان داد.دکتر ایگان بدون اینکه هیچ آزمایشی فیزیکی انجام دهد و یا هیچ دانشی درباره تاریخ پزشکی زمان داشته باشد . آزمایش وجود سرطان را انجام داد . ایگان نشان داد که سرطان پستان با دقت ۹۹-۹۷ درصد قابل تشخیص است و با توسعه دستگاههای ماموگرافی نتایج با دقت بیشتری حاصل شد . دکتر چارلز داتر اولین گزارش آنژیوپلاستی را برای باز کردن رگهای مشدود شده و جذف پلاک ها را بدون عمل جراحی تهیه نمود

[۳] آیمینوگرافی
[٤] IIIlonois
[٥] گودوین w
[٦] مرکز سرطان ام.دی. اندرسون دانشگاه تگزاس

.آنها گاید وایر یا سیم راهنمای جراحی را به باریکترین رگها وارد کرده و با گاید وایرهای جراحی های کوچک و باریک تر شروع و کم کم با گاید وایرهای جراحی های بزرگتر ادامه می دهد . پلاک ها به دیوارهای داخلی رگ چسبیده و باعث تنگی می شدند که با فشار کاتترها پخش شده و رگ باز می شد. مطالعات انجام شده در خدمات بهداشتی عمومی آمریکا نشان می دهد ٤٨ درصد مردم هر ساله اشعه ایکس را دریافت می کنند . شهرنشینان با ۵۳ درصد بیشترین و کشاورزان با ۳۱ درصد کمترین اشعه را دریافت نموده اند.[۳۲][٢٤]

۱۹۷۹-۱۹۷۰

سی تی اسکن یا برش نگاری کامپیوتری با تصویربرداری مقاطع بدن با استفاده از کامپیوتر و اشعه ایکس معرفی گردید . همانند اولین دستگاه توموگرافی در سال ۱۹۳٦ تیوب به دور بیمار می چرخد و در هر زاویه تصویری برداشته می شود . با قرار گرفتن بدن در میدان مغناطیسی ، پروتون های اتم های هیدروژن مولکول آب ، بطور یکنواخت در جهت میدان قرار می گیرند . با تابش سیگنال رادیویی با فرکانس بالا پروتون هسته این اتم تهییج می شوند که موجب چرخش پروتون های اتم هیدروژن یک می گردد. با قطع امواج رادیوییی پروتونها به حالت اولیه برگشته و امواج ضعیفی ایجاد می کنند که با دریافت آنها و پردازش توسط کامپیوتر ، تصاویر ام آر آی ایجاد میشوند. با استفاده از مولدهای ولتاژ بالا و قابل کنترل با پالس از میزان تابش اشعه در فلورسکوپی کاسته شد و با پردازش آنها و استفاده از تصاویر دوربین های ویدیویی امکان ضبط تصاویر فلورسکوپی پیش امد.کاربردپزشکی pet[۷] (positron emission tomography) آغاز شد و با تزریق مواد رادیواکتیو در بدن ، اجزای آن به صورت یک منبع تشعشعی پوزیترونی در آمده و با استفاده از تصاویر pet ماشین تعشعش حاصل از سلولها دریافت شد . با استفاده از تصاویر pet سرطان قابل تشخیص می باشد. رادیولوژی از راه دور (teleradiology [۸]) برای ارسال تصاویر با استفاده از بزرگراههای ارتباطی معرفی گردید . در تله رادیولوژی با استفاده از توانایی شبکه ها در ارسال و اطلاعات بیماران از یک نقطه جهان به نقطه دیگر فرستاده می شود. حجم اطلاعات تصاویر رادیولوژی با تصاویر یک متن قابل مقایسه نیست و برای ارسال آنها شیوه های مخصوص ابداع شده است.[۳۲] [۱]

تاریخچه اولین دستگاه رادیولوژی در ایران:

پروفسور حسابی پدر علم فیزیک و مهندسی نوین ایران، برای آنکه بتوانند، پدیده های نوین را ، به دانشجویان خود تدریس نمایند، و آنان را با دست یافته های جدید جهانی، آشنا کنند، اولین دستگاه پرتو ایکس را در آزمایشگاه دانشسرای عالی (دارالمعلمین وقت)، با ابعاد بسیار کوچک، در سال ۱۳۰۹ هـ ش. راه اندازی نمودند. .ایشان حدود یک سال فقط به امر مطالعه، پژوهش، طراحی و محاسبه این دستگاه پرداختند، و در این زمینه، از پروفسور ژانه، پروفسور میشل، از اساتیدشان درپلی تکنیک فرانسه،(که مدرسه مهندسی برق ایشان در پاریس بود)، و نیز از راهنمایی های پروفسور فابری(استاد ایشان در دانشگاه سوربن)،

[۷] توموگرافی گسیل پوزیترون

[۸] رادیولوژی از راه دور

راهنمایی مهمی را دریافت کردند، و حتی آنها هر یک چند قطعه از وسایل مورد نیاز ساخت دستگاه رادیولوژی را، از دانشگاه های خود برای استاد هدیه فرستادند.باتوجه به پیچیدن بوبین هایی که در ساخت ترانسفورماتورها برای تولید برق با ولتاژ بالای این دستگاه به کار می رفت ماهها در تنها تراشکاری آن روز تهران و با کمترین امکانات و تجهیزات اقدام به ساخت این سیم پیچ ها نمودند.سپس آقای دکتر حسابی تصمیم به ساخت یک دستگاه رادیولوژی بیمارستانی(کاربردی) در کشور در ابعاد غیر آزمایشگاهی گرفتند.به همین منظور برادرشان را برای گذراندن یک دوره تخصصی رادیولوژی به مدت یک سال به فرانسه (دانشگاه پاریس) فرستادند.زیرزمین بیمارستان گوهرشاد که طول آن تقریباً ٤٥ متر و عرض آن تقریباً ٤ متر بود برای انجام پروژه ساخت اولین دستگاه رادیولوژی کاربردی بیمارستانی در نظر گرفته شد.[۳۳]

۱-٤-انواع دستگاه رادیولوژی:

۱-٤-۱-رادیولوژی آنالوگ:

رادیولوژی های آنالوگ نسل قدیم دستگاه های رادیولوژی هستند که در کشورما همچنان در حال استفاده است.در این سیستم ها از نظر ساختاری غالباً از قطعات آنالوگ استفاده شده است.در سیستم های رادیولوژی آنالوگ اشعه پس تابش توسط تیوب و عبور از مقطع به کاست می رسد.پس از رسیدن اشعه به کاست، تصویر در کاست ثبت می گرددر این سیستم ها برای ظهور تصویر، به تاریک خانه و دستگاه پروسسور نیاز است.هر چند در سال های اخیر سیستم CR این کار را راحتتر کرده است و سرعت ظهور تصویر را بالاتر برده است.سیستم CR سیستمی است که تصاویر آنالوگ ثبت شده بر روی کاست را به تصویر دیجیتال تبدیل می کنند.در واقع سیستم CR به نوعی تصاویر رادیولوژی آنالوگ را به تصویر دیجیتال با کیفیت بسیار بالا تبدیل میکند.تیوب های قدیمی آنالوگ عموماً با سیستم های دیجیتال بروز همخوانی ندارند و باید با همان سیستم آنالوگ به کار گرفته شوند.[۲]

۱-٤-۲-رادیولوژی پرتابل:

دستگاه های رادیولوژی در دو نوع پرتابل و ثابت وجود دارد. رادیولوژی پرتابل نوع قابل حمل دستگاه های رادیولوژی می باشد.شکل کلی دستگاه رادیولوژی بسته به اینکه به چه منظوری (تشخیصی یا درمانی) ساخته شده باشند، فرق می‌کند.

بطور کلی در یک دستگاه رادیولوژی عمومی لامپ تولید کننده اشعه ایکس با بازویی به پایه‌ای متحرک وصل شده است.این دستگاه ها و سیستم ها در انواع ثابت و پرتابل (قابل حمل) موجود است.[۲]

۱-٤-۳-رادیولوژی دیجیتال:

دستگاه رادیولوژی دیجیتال رادیولوژی (DR یا همان Digital radiology) [۹]نسل جدید سیستم های رادیولوژی می باشد.

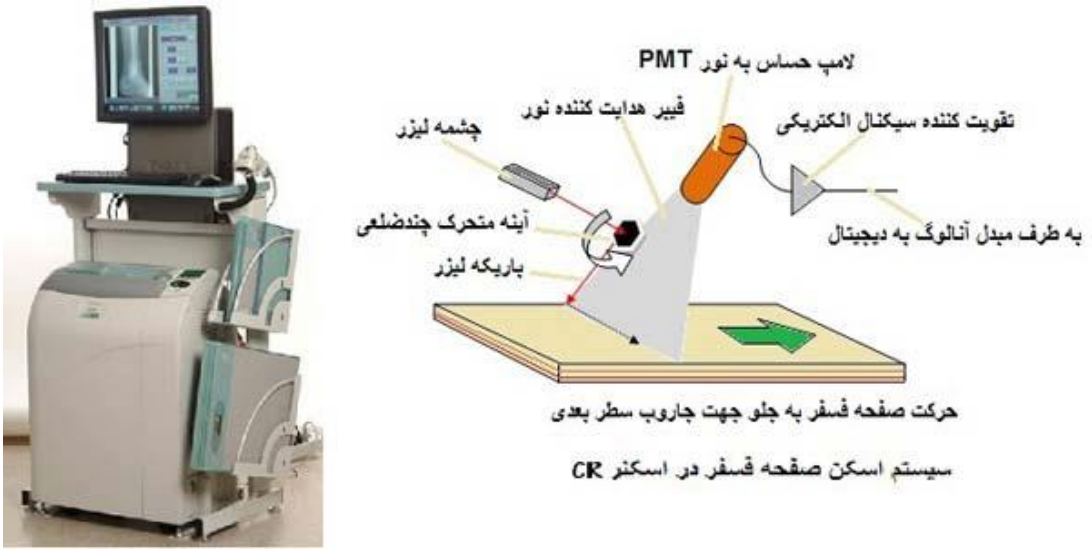
[۹] رادیولوژی دیجیتال

در این سیستم ها دیگر خبری از کاست و سیستم تاریک خانه و ... برای بدست آوردن عکس رادیولوژی نیست در سیستم های رادیولوژی DR عکس گرفته شده در آن واحد توسط سیستم کامپیوتر نمایش داده می شود.در این دستگاه ها اشعه تولید شده توسط تیوب به جای کاست مستقیماً به سیستم تحلیل گر کامپیوتری برخورد میکند.این تحلیل گرها که دتکتور نام دارند تصویر ثبت شده در خود را به سیستم کامپیوتر می رسانند.سیستم کامپیوتر پس از تحلیل توسط نرم افزار های مخصوص تصویر را به نمایش در می آورد.این سیستم این مزیت را دارد که میتوان بصورت آنلاین تصویر را برای قسمت دیگری در مرکز درمانی ارسال نمود همچنین تصاویر گرفته شده را نیز میتوان بصورت آنلاین برای خارج از مرکز درمانی و به هر نقطه از دنیا ارسال نمود.[۳]

۱-٤-٤-سیستم رادیوگرافی سی ارCR :

سیستم رادیوگرافی سی ار (CR - Cassette Based Image Storage Phosphor) :این سیستم در گروه سیستم های رادیوگرافی دیجیتال غیر مستقیم (Indirect Digital Radiography[۱۰]) قرار می گیرد البته اصول ثبت تصاویر در دستگاههایCR مانند دستگاههای آنالوگ می باشد و تنها در کارتخوان تصاویر دیجیتال می شوند به همین دلیل معمولا آسانترین روش برای تبدیل سیستمهای آنالوگ (فیلم) به سیستمی نیمه دیجیتال استفاده و جایگزینی برخی تجهیزات با سیستمCR می باشد .روش کار در دستگاههایCR بدین صورت است که بجای کاست حاوی فیلم ، از کاستCR که حاوی صفحه ای از فسفر می باشد برای عکس برداری استفاده می شود . این صفحه از لایه های محافظ در برابر ضربه ، فسفر حساس به نور و لایه منعکس کننده تشکیل شده است. با اعمال اکسپوز ، نقاط مختلف صفحه متناسب با انرژی فوتونهای جذب شده ، انرژی دریافت میکنند . با قرار گرفتن کاست در کارتخوان (Scanner[۱۱]) و تابش باریکه لیزر به تک تک این نقاط و طی نمودن طول خطوط توسط لیزر ، انرژی جذب شده ذرات بصورت نور ساطع میشود که توسط لامپ مخصوص (photo-multiplier tube[۱۲]) دریافت و سیگنال حاصل وارد مبدل آنالوگ به دیجیتال شده ، تصویر دیجیتالی ایجاد می شود این کارتخوان بصورت مستقیم فایل تصویر را به کامپیوتر مربوطه ارجاع می دهد تا در نهایت عملیات مقتضی در مورد آن انجام شود . بعد از آشکار شدن تصویر نهفته در فسفر ، کارتخوان آنرا جهت جذب اشعه در آینده آماده می کند (به اصطلاح آنرا پاک می کند).[۳٤][٤]

[۱۰] رادیوگرافی دیجیتال غیر مستقیم
[۱۱] دستگاه اسکنر
[۱۲] لوله فتومولتیپلایر



شکل۱-۱- رادیوگرافی سی ار CR

۱-۵-شرکت های مهم تولید کننده دستگاه رادیولوژی:

برند: control شرکت ارائه دهنده:آرین درمان پژوه

برند: Fujifilm شرکت ارائه دهنده:تهران فوکا

برند: GE healthcare شرکت ارائه دهنده:تجهیزات پیشرفته،فناوران زیستی امید

برند: hitachi شرکت ارائه دهنده:پایون پرتو،نوآوران آزماپژوه مهر

برند: image imformation systems شرکت ارائه دهنده:آریا دارو شیراز

برند: ITALRY شرکت ارائه دهنده:استاره

برند: poskom شرکت ارائه دهنده:آرین درمان پژوه [۳۷] [۵]

۱-۵-۱رادیولوژی پرتابلsiemens:

دستگاه رادیولوژی پرتابل Siemens محصولی از برند Siemens آلمان می باشد.

بطور کلی در یک دستگاه رادیولوژی عمومی لامپ تولید کننده اشعه ایکس به بازویی متصل شده است.این بازو به پایه‌ای که می‌تواند در مسیرهای مختلف حرکت کند وصل شده است.این پایه موجب می شود تا بتوان اشعه ایکس را بطور دلخواه در جهات متفاوت متمرکز نمود.دستگاه های رادیولوژی پرتابل اشعه X را پرتاب می کند و اشعه پس از گذشتن از مقطع تصویر برداری به گیرنده میرسد.بر روی گیرنده تصویر تشکیل شده و بسته به نوع گیرنده (آنالوگ و یا دیجیتال) تصویر نمایش داده می

شود.اگر گیرنده آنالوگ باشد نوع گیرنده بصورت کاست است که باید تصویر ظاهر شود.در صورتی که بخواهند تصویر بصورت دیجیتال به نمایش در آید باید کاست را در دستگاه CR قرار دهند.گیرنده های دیجیتال دارای دتکتور می باشند که تصویر را به صورت دیجیتال بر روی صفحه ی نمایشگر نمایش می دهند.[۳۵]

اطلاعات فنی دستگاه رادیولوژی پرتابل Siemens:

نام محصول: siemens nanador ۲

کمپانی سازنده: siemens

کشور سازنده: آلمان

میزان قدرت: ۹۰KV

شدت جریان: mA۲۰

۲-۵-۱سی آرم C ARM GE OEC۷۷۰۰:

دستگاه C ARM GE OEC۷۷۰۰ از سیستم های C ARM مدل OEC۷۷۰۰ برند GE آمریکا است.این دستگاه با دارا بودن مدهای مختلف تصویر برداری جز یکی از بهترین دستگاه های C-ARM می باشد.این دستگاه دارای دو مانیتور ۱۶ اینچ CRT می باشد که تصاویر را با کیفیت بسیار بالا نمایش می دهد.همچنین مانیتورهای این دستگاه C-ARM قابلیت چرخش ۳۶۰ درجه را دارا می باشد.این دستگاه دارای ۸۰۰۰ حافظه برای ذخیره تصاویر گرفته شده می باشد.همچنین این دستگاه دارای پرینتر حرارتی می باشد که قابلیت چاپ عکس های گرفته شده توسط دستگاه را می دهد.[۳۵]

۳-۵-۱دستگاه رادیولوژی پرتابلDynamax ۲۱۵HF:

دستگاه Dynmax ۲۱۵hf از سری دستگاه های رادیولوژی پرتابل کمپانی Dynamax ایتالیا می باشد.این دستگاه با قدرت بالای خود این قابلیت را دارد که از تمامی اندام های بدن تصویر برداری نماید.سیستم رادیولوژی پرتابل دارای قابلیت جا به جایی به نقاط دیگر می باشند.دستگاه های رادیولوژی پرتابل اشعه X را پرتاب می کند و اشعه پس از گذشتن از مقطع تصویر برداری به گیرنده میرسد.بر روی گیرنده تصویر تشکیل شده و بسته به نوع گیرنده (آنالوگ و یا دیجیتال) تصویر نمایش داده می شود.اگر گیرنده آنالوگ باشد نوع گیرنده بصورت کاست است که باید تصویر ظاهر شود.در صورتی که بخواهند تصویر بصورت دیجیتال به نمایش در آید باید کاست را در دستگاه CR قرار دهند.گیرنده های aدیجیتال دارای دتکتور می باشند که تصویر را به صورت دیجیتال بر روی صفحه ی نمایشگر نمایش میدهند.[۳۵]

فصل دوم: دستگاه رادیولوژی برند TRIXEL مدل DRX-FL

۲-۱-دستگاه رادیولوژی برند TRIXELL مدل DRX-FL:

کمپانی trixell فرانسه سرمایه گذاری مشترکی از شرکت‌های زیمنس،فیلیپس و تالس بوده و در سال ۱۹۹۷ در فرانسه تاسیس شده.

سیستم رادیوگرافی دیجیتال ستون زمینی دارای پایه ستون زمینی،تخت رویه شناور چهار جهته و بوکی استند بوده و به همین خاطر امکان تصویر برداری از تمام نقاط بدن در تمامی موقعیت ها و زوایا را به‌راحتی برای کاربر فراهم می‌سازد.

حرکت نرم و روان مجموعه تیوب در طول به همراه رویه شناور تخت با دامنه حرکتی زیاد در جهت های طولی و عرضی موقعیت دهی بیمار را برای اپراتور آسان نموده و تصویر برداری با فواصل کانونی مختلف به سادگی انجام می‌گیرد.حرکت عمودی بوکی استند نیز تصویربرداری برای کلیه اندام های بیمار را امکان پذیر می‌سازد.[۳۶]

شکل۲-۱دستگاه رادیولوژی DRX-FL

این سیستم با استفاده از بوکی استند تیلت شونده و تخت متحرک،تصویربرداری از تمام نقاط بدن در تمامی موقعیت ها و زوایا را به‌راحتی و با استفاده از یک دتکتور فلت پنل ثابت امکان پذیر می‌سازد.

لازم به ذکر است امکان اضافه شدن دتکتور فلت پنل دوم و تبدیل این دستگاه به یک دستگاه رادیوگرافی دیجیتال با دو دتکتور فلت پنل ثابت هر زمان وجود دارد.

دارای سیستم کنترل اتوماتیک اکسپوز (ACE)

دارای سیستم اندازه‌گیری میزان دوز (DAP)

همراه با نرم افزار کامل کاربر WORKSTATION [۳۶]

دتکتور فلت پنل ثابت دستگاه رادیولوژی DRX-FL:

-کیفیت عالی تصویر

-حفظ و ماندگای کیفیت تصویر در طول زمان

-دوام و طول عمر بالای فلت پنل

-ابعاد ۱۷*۱۷

-بالاترین رنج دینامیکی(۱۶ بیت)[۳۶]

۲-۲- قسمتهای اصلی یک سیستم رادیوگرافی:

۱-۲-۲-تیوب مولد اشعه ایکس:

تیوب شیشهای مولد اشعه ایکس باید درون محفظهای فلزی که جدار داخلی آن با سرب انتشار یافته در جهت های مختلف را جذب نماید.کارکرد دیگر این محفظه فلزی،ایجاد حفاظ برای ولتاژ بالای اعمال شده بین آند وکاتد است.به منظور جلوگیری از هرگونه جرقه الکتریکی بین کابل های ولتاژ بالا،محدوده بین تیوب و محفظه فلزی توسط روغن غلیظی که در برابر ولتاژ الکتریکی کاملا عایق است،انباشته می‌شود.ضروری است محفظه شیشه ای به طور کامل خالی از هوا باشد.زیرا انبساط هوا در اثر گر شدن،می تواند منجر به وارد آوردن فشار به جدار شیشه ای تیوب و شکستن آن شود.روغن به‌کار گرفته شده علاوه بر عایق بودن،دارای خواص خنک‌کنندگی نیز می‌باشد.درصورت افزایش دمای تیوب به بالاتر از حد مجاز،انبساط روغن درون محفظه منجر به فعال شدن مدار محافظ و در نتیجه قطع تابش اشعه توسط دستگاه می‌شود .میزان حرارت ایجاد شده در تیوب اشعه ایکس بستگی به کیلوولت،میلی‌آمپر تیوب و زمان تابش دارد.این حرارت در آند ایجاد می‌شود و باید توان تحمل این میزان حرارت در آن وجود داشته باشد.واحد اندازگیری این حرارت ژول،وات ثانیه (w.s) یا Hu[۱۳]است.طبق تعریف یک huبرابر است با ۰/۷۱w.sاست.یکی از مسائل مهمی که درمورد تیوب اشعه ایکس مطرح است،طول عمر آن است.در این مورد استاندارد بین المللی IEC-۶۱۳اعلام می‌دارد که tزمان هر تابش اشعه باشد،تیوب باید حداقل n:۱۰۰۰tبار تابش انجام دهد.به عنوان مثال اگر هر بار تابش ۰/۱ ثانیه طول بکشد،تیوب باید این توانایی را داشته باشد تا حداقل ۱۰۰۰۰بار تابش انجام دهد.[۱۲][۲]

که در این دستگاه تیوب اشعه ایکس با نقاط کانونی۱.۲ mm و۰/۶mm با ظرفیت حرارتی ku ۳۰۰،۴۰۰،۶۰۰ می‌باشد.[۳۶]

۲-۲-۲-ستون نگهدارنده تیوب:

ستون نگهدارنده تیوب، علاوه بر نگهداری تیوب در وضعیت مناسب و مطمئن، امکان چرخش و حرکت آن در زوایای مختف را فراهم می‌آورد.باید قابلیت حرکت دادن نرم و بدون لرزش تیوب در جهات بالا،پائین،چپ،راست،عقب،جلو و همچنین چرخش تیوب ار حالت عمودی به افقی در هر دو جهت را دارا باشد.ای حرکات از طریق قفل‌های الکترومکانیکی یا مکانیکی قابل کنترل هستند.یعنی پس از قرار گرفتن تیوب در وضعیت مطلوب،اپراتور بتواند با قفل کردن آن وضعیت تیوب را ثابت کند.[۴][۲]

[۱۳] مخفف واژه ی (heat unit)به معنای واحد حرارتی

شکل۲-۲-ستون نگه دارنده تیوب

۳-۲-۲-کولیماتور[۱۴]:

وسیلهای به منظور محدود ساختن اشعه ایکس است که به خروجی تیوب در محفظه آن متصل شده و شعاع اشعه ایکس را تنظیم کند.کولیماتور شامل دریچهایست که میتواند به کمک دست یک موتور باز و بسته شود و محدوده تابش اشعه ایکس را تغییر دهد. درب دریچه از چهار صفحه سربی ساخته شده است.حرکت این صفحات به دو صورت دستی یا با استفاده از یک موتور صورت میگیرد. شعاع نوری یک چراغ که بر روی بدن بیمار میافتد، میدان اشعه را مشخص میسازد.این شعاع نوری به وسیله آینهای که با زاویه ٤٥ درجه در مسیر اشعه قرار گرفته است،منحرف میشود. فاصله چراغ تا آینه باید با فاصله منبع ایکس تا آینه یکسان باشد. لامپ مورد استفاده عمدتاً از نوع dc و با توان ۱۱۱ تا ۱۵۱ وات است.[۲]

شکل۲-۳-نمایی از تیوب اشعه ایکس، کولیماتور و تخت

-

[۱۴] collimator

۲-۲-٤-ژنراتور ولتاژ بالا:

یکی از قسمتهای مهم و اصلی در یک دستگاه رادیولوژی، ژنراتور ولتاژ بالا است که وظیفه ایجاد ولتاژ بالایی مورد نیاز جهت تولید اشعه ایکس در تیوب را بر عهده دارد. ورودی این مجموعه، برق شهر با دامنه ۳۳۱ ولت به صورت تک فاز یا سه فاز است که در بازه زمانی کوتاه مورد نیاز، برای تابش به ورودی ژنراتور اعمال میشود.خروجی این مجموعه نیز ولتاژ چندین برابر افزایش یافته تا محدوده حداکثری ۱۵۱ کیلوولت است. [٦][۱۲]

که در این دستگاه ژنراتور فرکانس بالا اشعه ایکس در دامنه های (۸۰KW,۵۰K,٦۵KW) می‌باشد.[۳٦]

۲-۲-۵- کابلهای ولتاژ بالا:

وظیفه این کابلها انتقال ولتاژ بالا ایجاد شده در ترانسفورماتور به دو سر تیوب است. کابلی که به آند تیوب متصل میشود فقط نیازمند یک رشته سیم برای انتقال ولتاژ است. اما کابل متصل شده به کاتد باید علاوه بر رشته سیم حامل ولتاژ،دو رشته سیم به منظور تغذیه دو فیلامان فوکوس بزرگ و کوچک داشته. [۲][۱۲]

۲-۲-٦-ترانسفورماتورها :

وسیله افزایش یا کاهش ولتاژ نسبت به مقدار مبنا هستند و بر دو نوعند:

-ترانسفورماتور افزاینده[۱۵]

-ترانسفورماتور کاهنده[۱٦]

اجزای ترانسفورماتور:

-۱هسته فلزی ۲- دو سری سیم پیچ که بر روی هسته فلزی پیچیده می شوند.

سیم پیچ متصل به ولتاژ ورودی سیم پیچ اولیه و سیم پیچی که ولتاژ تغییریافته از آن خارج شده سیم پیچ ثانویه نام دارد. سیم پیچ ها نسبت به هم عایق بندی شده است. تشکیل میدان مغناطیسی موجب القای مجدد جریان در سیم پیچ های ثانویه و هسته فلزی می شود. برای آنکه در سیم پیچ ثانویه جریانی القا شود، بایستی ولتاژ ورودی متناوب (AC)باشد. ولتاژ متناوب، میدان مغناطیسی متناوبی را در هسته ایجادکرده و شار در واحد زمان تغییرمی کند. بر مبنای قانون القای فارادی، تغییر در شار مغناطیسی موجب القاء جریان جدید در سیم پیچ ثانویه می گردد.[۷]

[۱۵] step up Transformer
[۱٦] step down Transformer

۲-۲-۷-فیلم رادیوگرافی:

تصویر تشکیل شده توسط اشعه ایکس در واقع تصویری از سایه اندامهای مختلف بدن است که روی فیلم میافتد و به آن اسیلوگراف نیز میگویند. تصاویر اشعه ایکس بر روی فیلمهای رادیوگرافی ثبت میشوند که نوع خاصی از فیلمها هستند. چنانچه فیلم به تنهایی در مسیر اشعه قرار داده شود، تصویر حاصل محو و مبهم خواهد بود و برای بهبود کیفیت، نیاز به تابش مقدار بسیاربیشتری از اشعه به وجود می‌آید که مضراتی را برای بیمار به همراه دارد. برای رفع این مشکل فیلم بین دو صفحه تشدید کننده قرار داده میشود. این صفحات با مواد فلورسانس پوشانده شدهاند و به شکلی عمل میکنند که پرتوهای ایکس برخوردی را به نور مرئی تبدیل مینمایند. هر دو طرف فیلم نیز با امولسیون حساس به نور پوشانده شده است. به کارگیری صفحات تشدید کننده تا حدودی منجر به مات شدن تصویر میشود. به منظور کاهش این اثر ضخامت این صفحات را تا حد امکان باریک طراحی میکنند. [۲][۱]

۲-۲-۸-تخت رادیولوژی:

یکی دیگر از قسمتهای یک دستگاه رادیولوژی، تخت است که باید دارای امکانات و ویژگیهای خاصی باشد، به طور کلی تختهای رادیولوژی را میتوان به دو دسته تخت ساده با رویه شناور و تخت رادیولوژی ـ فلوروسکوپی یا تخت F/R تقسیم بندی کرد.این تختها برای انجام هر دو عمل رادیوگرافی و فلوروسکوپی قابل استفاده هستند. زمان انجام رادیوگرافی، تیوب اشعه ایکسی که بر روی ستون نگهدارنده تیوب قرار دارد، از بالا تخت را پوشش میدهد و کار رادیوگرافی توسط این تیوب انجام میگیرد. در برخی از انواع تختها، رادیوگرافی و فلوروسکوپی توسط یک تیوب انجام میگیرد.[۱٤][۲]

۲-۳-عملکرد **دستگاه** رادیولوژی:

منبع اشعه ایکس لوله اشعه ایکس است. اشعه ایکس در یک منطقه بسیار کوچک در داخل لوله تشکیل می شود. از این مرحله، اشعه ایکس به فضا منحرف می شود. لوله اشعه ایکس توسط یک محفظه لوله سرب دار احاطه شده است. قسمتی از اشعه ایکس پراکنده توسط محفظه لوله جذب می شود. اشعه ایکس ایجاد شده، از طریق شکافی به نام درگاه لوله از محفظه خارج می شود. تابشی که از لوله خارج می شود، تابش اولیه نامیده می شود.به ناحیه مربعی اشعه ایکس که به بیمار و میز اشعه ایکس برخورد می کند، میدان تابش گفته می شود. یک خط خیالی در مرکز پرتوی اشعه ایکس و عمود بر محور طولانی لوله اشعه ایکس، اشعه مرکزی نامیده می شود. اشعه مرکزی در موقعیت یابی بیمار مهم است؛ زیرا از این نقطه برای تراز کردن لوله اشعه ایکس با قسمت موردنظر از بدن بیمار، استفاده می شود.طی قرار گرفتن در معرض رادیوگرافی، اشعه ایکس از لوله از طریق بیمار به گیرنده تصویر (IR)هدایت می شود. با عبور اشعه ایکس از بدن بیمار، برخی از آنها توسط بیمار جذب می شوند و برخی دیگر جذب نمی شوند. ساختارهای آناتومیک که دارای تراکم (جرم) بافتی بیشتری هستند، مانند استخوان، تابش بیشتری نسبت به بافت کم چگال، مانند عضله جذب می کنند.این مرحله منجر به تابش الگویی با شدت متفاوت در پرتو اشعه ایکس از طرف بدن بیمار می شود. به

این تابش، تابش باقی مانده یا تابش خروجی می گویند. این تابش در نهایت به IR منتقل می شود. اکنون IR شامل یک «تصویر دیده نشده» به نام تصویر نهفته است. این تصویر تا زمان پردازش در فسفرهای IR ذخیره می شود. در مرحله پردازش، تصویر پنهان به یک تصویر قابل مشاهده تبدیل خواهد شد.سیستم IR شامل یک کاست است که حاوی صفحه تصویربرداری فسفر است. امروزه در بخsش رادیولوژی، IR بخشی از سیستم تصویربرداری دیجیتال است. این کاست حاوی صفحه ای با فسفرهای خاص است که تصویر اشعه ایکس را تا زمان پردازش ذخیره می کند. کاست از فسفرهای صفحه در برابر آسیب و آلودگی محافظت می کند. صفحات IR در اندازه های استاندارد ارائه می شوند.[۱]

۲-٤- مدرا ژنراتور اشعه X:

ایکس از دو قسمت تشکیل شده است:

-مدار ژنراتور اشعه ایکس

-تیوپ اشعه ایکس

مدار ژنراتور اشعه ایکس بر حسب مقدار ولتاژ عبوری دارای دو قسمت است :

۱ -مدار اولیه[۱۷]ولتاژ عبوری از مداراولیه در محدوده ولتاژهای معمولی یا فشار ضعیف است. پانل کنترل به عنوان قسمتی از مدار اولیه است.

۲-مدار ثانویه فشار قوی[۱۸]:ولتاژ در محدوده ولتاژهای فشار قوی می باشد.[۱۰]

۲-٤-۱-مدار ساده ژنراتور اشعه X:

مدار اولیه: فشار ضعیف است و دارای ولتاژ حدود ۲٤۰ تا ٤۱۵ ولت می باشد.

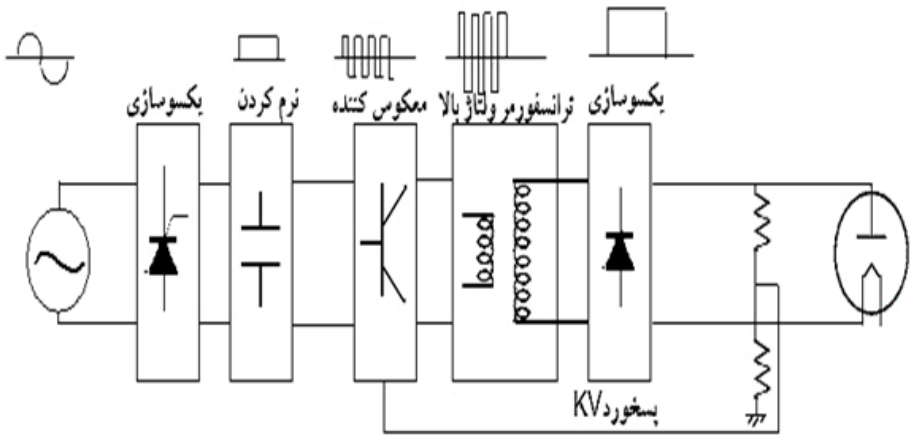
اجزای مدار اولیه: فیوزها، کلید اصلی، قطع کننده های مدار، اتوترانسفورماتور، جبران کننده ولتاژ اصلی، کنترلkv ، کلید کنتاکتور اولیه، اندازه گیرkv ، سیم پیچ اولیه ترانسفورماتور فشارقوی، مدار زمان سنج، مدار گرم کننده فیلامنت، مدارات جبران کننده.

مدار ثانویه: فشار قوی است و ولتاژ sبیشتر از ۷۵ kvp دارد.

اجزای مدار ثانویه:سیم پیچ ثانویه ترانسفورماتور فشار قوی، یکسوکننده های فشارقوی، تیوپ اشعه ایکس، سیم پیچ ثانویه، ترانسفورماتور گرم کننده فیلامنت. [۱۲] [۱۱]

[۱۷] Control console

[۱۸] High – Voltage



شکل۲-٤- طرح شماتیک ژنراتورهای فرکانس بالا

ژنراتور اشعه ایکس، به منظور تولید انرژی ٤ وظیفه زیر را به عهده دارد :

-ولتاژ بالا (kV) برای لامپ اشعه‌ایکس

-ولتاژ پایین برای فیلامان

-ولتاژ متغییر برای هردو فیلامان و لامپ

–ولتاژ یکسو شده برای لامپ

اتو ترانسفورماتور:

از سیم ضخیمی که به صورت یک سیم پیچ به دور هستهآهنی پیچیده شده تشکیل شده است. تغییرات جریان متناوب در سیم پیچ ۱۰۰ بار در ثانیه است و میدان مغناطیسی نیز به صورت انبساط و تراکم ۱۰۰ بار در ثانیه تغییر می کند. در نتیجه ولتاژی به حلقه سیم پیچ و هسته آهنی القا می شود. با لایه لایه کردن هسته می توان از ایجاد جریان های گردابی جلوگیری کرد. با تراکم میدان، ولتاژی به هر حلقه سیم پیچ و در جهت عکس القا می‌شود.جبران کننده ولتاژ:با ثابت نگه داشتن ولتاژ القایی به هر حلقه سیم پیچ اتوترانسفورماتور اثر تغییرات ولتاژ ورودی را جبران می کند. این عمل با تغییر تعداد حلقه هایی که به آنها ولتاژ اصلی القا شده، صورت می پذیرد. در جبران سازی اتوماتیک تغییرات ولتاژ باعث گردش چرخ دنده ای توسط یک میله محوری می شود تا حلقه های بیشتر یا کمتری از سیم پیچ به منبع برق وصل شود.[۲][۱۲]

۲-٤-۲ -ترانسفورماتور فشار قوی:

ازیک سیم پیچ اولیه و یک سیم پیچ ثانویه تشکیل شده است و وظیفه آن تأمین ولتاژهای بالاتا (۱۵۰ kvp)برای تولید اشعه ایکس در تیوپ است. در اینجا میدان مغناطیسی از برقراری جریان در سیم پیچ اولیه به وجودآمده و توسط هسته فلزی متمرکز می شود. [۱۲][٦]

ترانسفورماتور کاهنده فیلامنت :

شامل دو سیم پیچ اولیه و دو سیم پیچ ثانویه که یکی برای فوکوس بزرگ و یکی برای فوکوس کوچک می باشد. ولتاژ تغذیه کننده فیلامنت را می توان به هر دو سیم پیچ اولیه اعمال کرد. تنظیم سوئیچینگ مدار به نحوی است که در یک زمان فقط می توان به یک سیم پیچ اولیه انرژی داد.[۳۳][۱۲]

۲-٤-۳-کابل های ولتاژ بالا :

وظیفه این کابل ها رساندن ولتاژ بالای ایجاد شده در ترانسفورماتور به دو سر تیوب است. هر تیوب به یک جفت کابل نیاز دارد. کابلی که به آند تیوب وصل می شود فقط به یک رشته سیم برای انتقال ولتاژ بالا نیاز دارداما کابل متصل شده به کاتد باید علاوه بر رشته سیم حامل ولتاژ بالا، دو رشته سیم برای تغذیه دو فیلمان فوکوس بزرگ و کوچک داشته باشد.[۲٦]

۲-۵-مدارات فشار قوی تشخیصی:

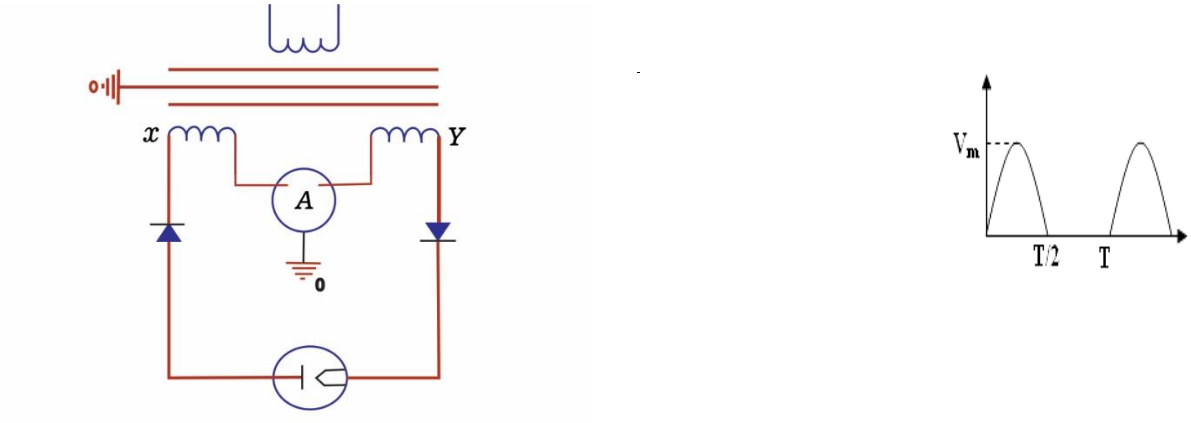
۲-۵-۱-مدارخود یکسوکننده (یک پالسی):

یکی از اجزاء مدار ثانویه است. چنین مداری اغلب با تیوب اشعه ایکس با آند ثابت استفاده می شود که این تیوپ به عنوان یکسوکننده نیز عمل می کند.(خودیکسوکننده)

تیوپ اشعه ایکس با آند ساکن:در بعضی دستگاه های متحرک، اغلب دستگاه های دندانی و دستگاه های پرتابل استفاده می شود. این تیوپ از حباب شیشه ای که محتوی کاتد و آند است و محفظه ای فلزی مملو از روغن که تیوپ در آن است تشکیل شده. [۱۱][۲٦]

۲-۵-۲ یکسو سازی:

ولتاژ خروجی ترانسفورماتور ولتاژ بالا دارای یک سیکل مثبت و یک سیکل منفی است است و باید یکسو شود. این کار بوسیله یکسوکننده های دیودی ولتاژ بالا که درون مجموعه ژنراتور تعبیه شده صورت می گیرد.[۱۱][۲٦]



شکل ۲-۵-مدار یکسوساز

یکی از مهمترین مدارات الکترونیکی مدارات یکسوساز هستند که جریان متناوب (AC)را به جریان مستقیم (DC)که تقریبا تمامی دستگاه های الکترونیکی به این مدارات نیاز دارند.

یکسوساز ها به سه نوع تقسیم می شوند:

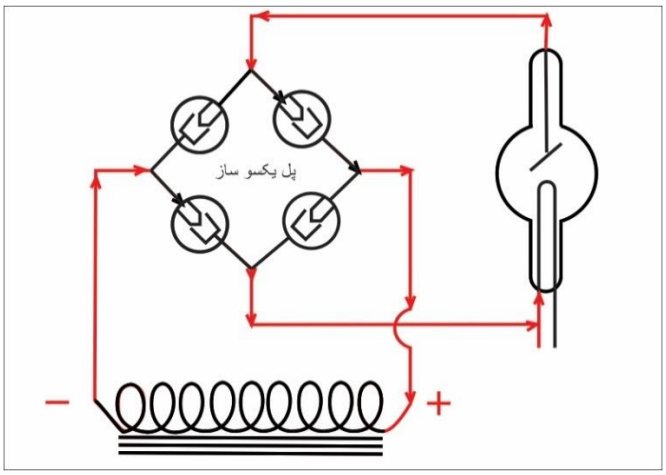
-یکسوساز نیم موج : که از یک دیود که در یک سمت منبع متناوب قرار دارد و سر دیگر منبع به عنوان زمین انتخاب شده و خروجی ان به صورت یک سیکل در میان است که یا می تواند سیکل های منفی را جدا کند یا سیکل های مثبت

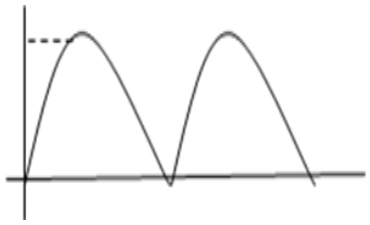
-یکسوساز تمام موج: که از دو دیود که در دو خروجی هر دو در یک سو قرار دارند استفاده برای ترانس های با سر وسط این یکسو ساز یا می تواند سیکل های منفی را جدا کند یا سیکل های مثبت (بسته به جهت دیود ها)

-یکسوساز تمام موج پل : این یکسو کننده از چهار دیود تشکیل شده که دو دیود برای یکسو سازی منفی و دو دیود دیگر برای مثبت این نوع یکسو ساز کاملترین یکسو کننده محسوب می شود و در بیشتر مدارات کاربرد دارد. [۲۶][۱۱]

۲-۵-۳-یکسوکننده تمام موج(دو پالس):

با استفاده مناسب از یکسوکننده ها در مدار ثانویه، جریان طی نیم سیکل در همان جهت نیم سیکل مثبت، از تیوپ اشعه ایکس می گذرد. بدین خاطر می توان گفت همیشه هدف تیوپ اشعه ایکس مثبت و فیلامنت همیشه منفی خواهد بود. در هر لحظه فقط دو یکسوکننده در مدار قرار می گیرد و در هر نیم سیکل جریان نقطه دریک جهت از تیوپ اشعه ایکس عبور می کند.[۲۶][۱۱]



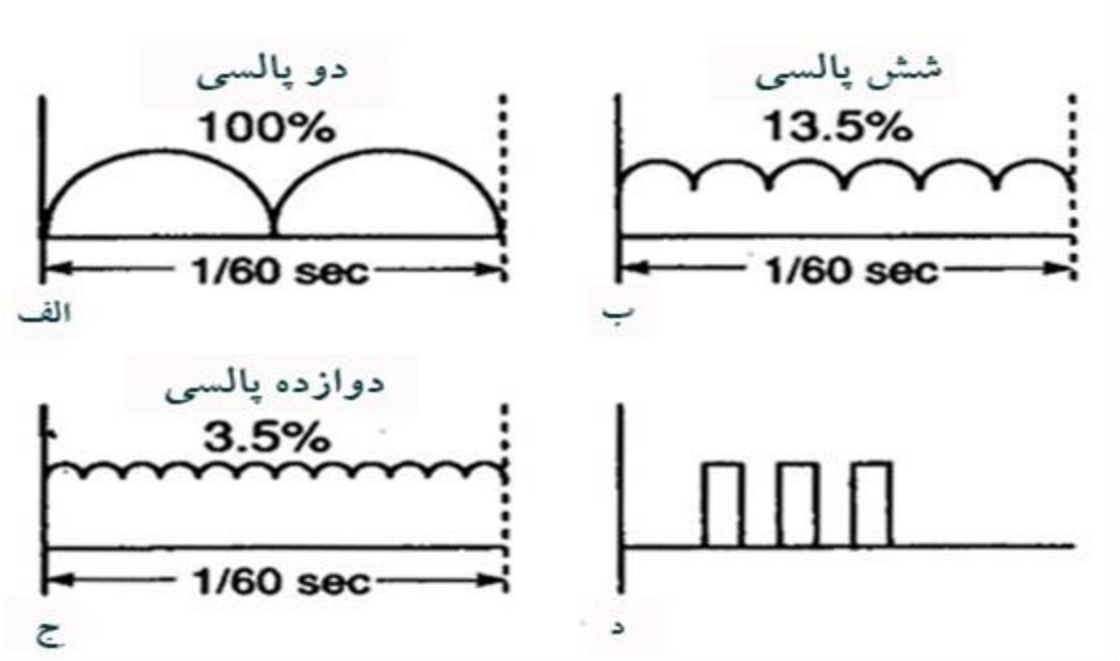


شکل ۲-٦-مدار یکسو کننده تمام موج تک فاز

۲-۵-٤-مدار سه فاز شش پالس (با شش یکسوکننده):

ژنراتورهای تک فاز به سیم فاز خنثی کننده یا دو سیم فاز برق شهر وصل می شوند ولی ژنراتور سه فاز به سه سیم فاز وصل می شود. مدار اولیه شامل سه اتوترانسفورماتور، سه سر متصل کننده (کنتاکتور) اولیه، سه سیم پیچ اولیه ترانسفورماتور فشار قوی و... می باشد. طرز کار مدار به صورت زیر است:

جریان فقط در یک جهت از تیوپ اشعه ایکس عبور می کند. جریان از یک یکسوکننده عبورکرده و از یک یکسوکننده دیگر باز می گردد و همیشه جهت جریان در تیوپ از فیلامنت به آند است. از تیوپ اشعه ایکس مجهز به کنترل گرید هم به عنوان مولد اشعه ایکس و هم به عنوان سوئیچ ثانویه مدار استفاده می شود که این نوع تیوپ تکرار اکسپوژرهای سریع را که برای سینه فلورگرافی ضروری است تأمین می کند.[٢٦][١١]



شکل ۲-۷-موجهای حاصل از خروجی یکسوکننده‌های تمام موج

الف : دو پالس ب : شش پالس ج : دوازده پالس د. فرکانس بالا

مزایای مدار سه فاز نسبت به مدار تک فاز در زمان اکسپوژر معین:

-اشعه ایکس بیشتر

-اشعه ایکس با متوسط طول موج کوتاه تر

مزایای رادیوگرافیکِ ژنراتورهای اشعه ایکس سه فاز نسبت به تک فاز:

-تولید پرتو نرم کمتر و کاهش در پوست بیمار

-تولید اشعه ایکس بیشتردر mA و kvp مشابه

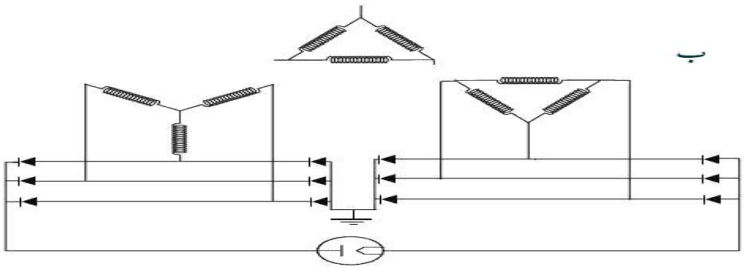
- کاهش زمان اکسپوژر

– بدست آمدن ظرفیت تیوب در زمان اکسپوژر کوتاه

-افزایش عمر تیوپ اشعه ایکس به دلیل تحمل حرارتی آن

۵-۵-۲مدار ۱۲ پالس (با ۱۲ یکسوکننده):

با وجود آنکه ولتاژ موجی شکل حاصل از مدار سه فاز در مقایسه با تک فاز نوسان کمتری دارد، در مدار ۱۲ پالس نوسان کمتر است و ولتاژ همواره مقدار ثابتی دارد. [۱۱]



شکل۲-۸-سه فاز یکسو شده تمام موج دوازده پالسی

۲-۵-٦-مدار گرم کننده فیلامنت تیوب اشعه x :

ولتاژ این مدار با انتخاب تعداد مناسب حلقه های اتوترانسفورماتور به دست می آید ، نوسان های طولانی مدت توسط جبران کننده، جبران می شود. ولی برای جبران نوسان های لحظه ای از ثابت کننده های استاتیک یا ثابت کننده الکترونیک استفاده می شود .ثابت کننده استاتیک: فاقد قسمت متحرک است. از یک ترانسفورماتور و یک خازن تشکیل شده که اتصال آنها به گونه ای است که اثرات القایی و خازنی در یک فرکانس معین، ولتاژ خروجی ثابتی خواهد بود.[۱۱]

۲-٦-**مدارات** کنترلی دستگاه:

سه پارامتر اصلی که در دستگاههای تصویربرداری اشعه ایکس باید قابل انتخاب، اندازه گیری و کنترل باشند، عبارتند از: ولتاژ تیوب، جریان تیوب، زمان تابش یا اکسپوز. این سه پارامتر بر کیفیت تصویر اثر مستقیم دارند. در دستگاههای قدیمی این پارامترها با روشهای بسیار ساده و غیر دقیق کنترل و اندازهگیری میشدند. اما با پیشرفت علم الکترونیک و ساخته شدن ابزار الکترونیکی جدید،به خصوص بعد از ساخته شدن ریزپردازندهها، عمل کنترل پارامترها با روشهای دقیقتر و در حجم کمتری انجام پذیرفته و انتخابهای بیشتری در اختیار اپراتور قرار داده میشود. وظیفه مدارات کنترلی دستگاههای تصویربرداری اشعه ایکس علاوه بر به وجود آوردن امکان انتخاب و کنترل دقیق سه پارامتر اصلی، حفاظت از قسمتهای حساس دستگاه و یا جلوگیری از افزایش بار دستگاه به میزان فراتر از حد مجاز و همین طور حفظ ایمنی الکتریکی اپراتور و بیمار است.[۱۰]

۱-۲-٦-میز فرمان اپراتور:

بخشی از سیستم رادیولوژی است که در اتاق کنترل قرار گ رفته و با اپراتور در ارتباط است و ابزار کنترلی و نمایشی و انتخاب هایی را در اختیار اپراتور قرار میدهد. [١٦][١٥]

۲-٦-۲کنترل kv :

با اعمال ولتاژ مناسب به سیم پیچ اولیه، از سیم پیچ ثانویه ترانسفورماتور فشار قوی، می توان هر kv دلخواهی را به دست آورد. این کار برای انتخاب ولتاژ مناسبِ حرکت کنترل چرخان که تعداد مناسبی از حلقه های اتوترانسفورماتور را درسیم پیچ اولیه انتخاب می کند، لازم است. مقدار kv مورد نظر بوسیله عقربه روی صفحه مدرج (scale) یا صفحه دیجیتالی نشان داده می شود.کنترل kv توسط یک ولتمترکه بین ترمینالهای خروجی اتوترانسفورماتورقرارداده شده است انجام می شود. [١٨][١٥]

۲-٦-۳کنترل میلی آمپر:

از تعدادی مقاومت تشکیل شده که به دلخواه می توان به هر کدام ولتاژ فیلامنت تیوپ را اعمال و mA مورد نظر را تولید کرد.جریان لامپ اشعه ایکس توسط یک میلی آمپرسنج که در مدارنصب می شود مشخص می شود. [١٣]

۲-۷-کالیبراسیون و تعمیرات دستگاه:

۱-۷-۲سوختگی یا قرار نداشتن در قسمت مناسب نشانگر لامپ:

در این حالت باید قاب محفظه لامپ باز شود و لامپ پس از تست در صورت سوختگی تعویض و در محل مناسب قرار گیرد.دقت شود لامپ حتما با دستمال از محل خود خارج شود زیرا ممکن است اثر انگشت و چربی دست باعث کاهش نور لامپ گردد.[۳۷]

۲-۷-۲-گیر کردن ریل های تخت و ریل های قرارگیری فیلم رادیولوژی:

در اثر ضربات و یا کثیفی ریل ها،جابجایی ریل ها به سختی انجام می‌شود.که این مورد را می‌توان با تصحیح مکانیکی مسیر ریل و یا تمیزکاری ریل و یا گیربکس کاری ریل ها برطرف نمود[١٧][١٣]

۲-۷-۳-سوختن خازن‌های‌های ولتاژ:

در این حالت بایستی نسبت به تعویض خازن یا خازن‌های سوخته اقدام نمود.[١٣]

۲-۷-٤-خرابی بردها:

در اثر وجود گرد و غبار در روی بردها یا گرم شدن المان‌های الکتریکی،عملکرد بردها دچار اشکال می‌شود.که بایستی ضمن تمیز کردن بردها با تمیزکننده نسبت به تعویض المان های سوخته اقدام کرد.[۲۲]

الف)دستگاه روشن نمی‌شود:فیوزهای جریان بالا ورودی روی تابلو برق یا روی دستگاه دستگاه سوخته است:یا اینکه تابلوی برق اشکال.

ب)عقربه نشان دهنده جریان فیلامان منحرف نمی‌شود:این امر نشان دهنده ی عدم عبور جریان از فیلامان است و می‌تواند به دلیل زیر ایجاد شود:

-اگر ولتاژ،در وردی ترانسفورماتور فیلامان ظاهر می‌شود،پس اشکال یا به واسطه قطع بودن فیلامان یا قطع بودن کابلهای ولتاژ بالا و یا به واسطه اشکال در خود ترانسفورماتور ولتاژ بالاست.

-اگر ولتاژ به ورودی ترانسفورماتور فیلامان نمی‌رسد،اشکال در برد کنترل تیوب است.[١٤][٦]

۲-۷-۵-بروز نقص در مولد اشعه x:

تنگستنی که از فیلامان یا از روی سطح آند تبخیر می‌شود،به صورت یک پوشش بسیار نازک روی سطح داخلی دیواره شیشه ای تیوپ اشعه xرسوب می‌کند.این رسوب‌های تنگستن باعث می‌شود با رنگ تیوب به تدریج به طرف برنزی شدن پیش رود.در هنگام بروز این اشکال تنها راه چاره تعویض تیوب است.برای تعویض تیوب روغن موجود در محفظه فلزی را تخلیه کرده و تیوب شیشه مولد x،را با یک تیوب جدید و سالم تعویض کرده و سپس فضای بین محفظه فکری و محفظه شیشه‌ای تیوب را پر از روغن کرده و با ایجاد خلاء،هوای آن ناقص را به‌طور کامل تخلیه می‌کنند.[۲۵][۱۹]

۲-۷-٦-قطع شدن فیلامان:

این حالت در اثر عبور جریان بیش از حد مجاز،از فیلامان،به مدت طولانی بواسطه نقص در مدار کنترل جریان فیلامان یا ترانسفورماتور اتفاق می‌افتد.وارد آمدن ضربه شدید به تیوبی که فیلامان آن ملتهب است نیز می‌تواند باعث فروریختن فیلامان گردد.قطع بودن فیلامان را می‌توان با باز کردن دیافراگم و مشاهده فیلملن از محل خروج اشعه(بعد از برداشتن فیلترهای آلومینیومی)متوجه شد.در صورت قطع فیلامان هم چاره ای جز تعویض تیوب وجود ندارد.[۲۲]

۲-۷-۷-ترک خوردن یا شکستن جداره شیشه ای تیوب:

اگر شکستگی در جدار شیشه‌ای پیش آید و روغن به درون تیوب نفوذ کند دیگر تیوب قابل استفاده نبوده و می‌بایست تعویض گردد.ترک خوردن جدا شیشه ای تیوب به علت وارد آوردن ضربه سنگین به تیوب به علت وارد آوردن ضربه سنگین به تیوب یا گرم شدن بیش شدن بیش از حد تیوب یا وارد آمدن شوک حرارتی شدید به آن پیش می‌آید.[۱٤]

۲-۷-۸-اشکال در کابل ولتاژ بالا:

اشکالاتی که ممکن است پیش آید عبارتند از:قطع شدن یکی از سیم‌های داخلی،ضعیف شدن یکی از رشته سیم‌های داخلی و غلاف وصل به بدنه،قطع شدن غلاف.در مورد کابلی که به آند تیوب وصل می‌شود،قطع شدن یک رشته یا حتی دو رشته از سه رشته سیم داخلی کابل مشکلی پیش نمی‌آورد چرا که هر یک از این رشته سیم‌ها به هم متصل هستند.اما در مورد کابلی که به کاتد تیوب وصل شده است،قطع شدن حتی یک رشته سیم باعث نرسیدن ولتاژ بالا به تیوب یا ولتاژ فیلامان به یکی از دو فیلامان شده و در نتیجه دستگاه کار نخواهد کرد.در این حالت نیاز به تعویض کابل خواهیم داشت.قطع بودن رشته سیم‌های داخلی کابل را می‌توان با انجام تست اهمی دو سر کابل تشخیص داد.[۱۵]

۲-۷-۹-اشکال در ژنراتور ولتاژ بالا:

الف)سوختن یا قطع شدن سیم پیچ ها:در این حالت ولتاژ بالا در خروجی ژنراتور ایجاد نشده و لذا اشعه x تولید نخواهد گردید و فیلم رادیولوژی سفید خواهد شد.

ب)سوختن دیودهای یکسو کننده:این امر باعث عدم تولید ولتاژ بالا و نتیجه عدم تولید اشعه X تولید نخواهد گردید و فیلم رادیولوژی سفید خواهد شد.

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

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

د)اشکال در کنتاکتورهای انتخاب تیوب:در صورتیکه هر یک از کنتاکتورهای الکترومکانیکی که ولتاژبالا و ولتاژهای فیلامان را از خروجی ترانسفوزماتورها ولتاژ بالا و ترانسفورماتور به محل اتصال کابلهای ولتاژ بالا می‌رسانند عمل نکرده و یا اینکه اتصالات آنها به خوبی وصل نشود این امر باعث نرسیدن ولتاژ بالا و ولتاژ فیلامان تیوب شده که در هر دو صورت نتیجه آن عدم تولید اشعه Xاست.[۱۱][۱۳]

۲-۷-۱۰-دستگاه ready [۱۹]نمی شود: این عیب می‌تواند به دلایل زیر انجام شود:

-جریان فیلامان به مقدار مورد نظر نمی‌رسد.که دراین حالت اشکال می‌تواند در برد کنترل جریان باشد.

-سرعت چرخش روتور به حد لازم نمی‌رشد.که در اینحالت اشکال می‌تواند در سیم پیچ های استاتور،قفل شدن روتور یا اشکال در مدار راه اندازی روتور باشد.

-ممکن است اشکال به واسطه قطع شدن کلید حرارتی [۲۰]در داخل تیوب باشد.

-اشکال می‌تواند به واسطه معیوب بودن کلید دستی باشد.[۱۱]

۲-۷-۱۱-دستگاه readyمی‌شود ولی تابش صورت نمی‌گیرد:

از آنجا که دستگاه readyمی‌شود پس اشکالی در سیستم چرخش موتور فیلامان وجود ندارد.در اینحالت اشکال می‌تواند در ژنراتور ولتاژ بالا،کنتاکتورها یا تریستورهایی که برق را به اولیه ترانسفورماتور ولتاژ بالا می‌رسانند،باشد.[۱۱]

۲-۷-۱۲-مقدار جریان واقعی تیوب از مقدار درخواستی توسط اپراتور بیشتر است:

-عدم تنظیم پتاسیتومتری تنظیم جریان تیوب.

-گازی بودن تیوب.

-اشکال در کابل ولتاژ بالا یا ژنراتور.[۱۲][۷]

۲-۷-۱۳-مقدار جریان تیوب از حد مجاز بیشتر است:

در این حالت دستگاه تابش را قطع کرده و چراغ [۲۱]Abnormalو Fault [۲۲]روی دستگاه روشن می‌شود.این مسئله می‌تواند بواسطه عوامل زیر رخ داده باشد:

-گازی شدن بیش از حد تیوب

-اشکال در کابل ولتاژ بالا یا ژنراتور ولتاژ بالا.[۷]

۲-۷-۱٤-جریان فیلامان درحالت فلوروسکپی حدود ۳ آمپر نیست:

---

[۱۹] آماده
[۲۰] thermal switch
[۲۱] غیرطبیعی
[۲۲] عیب

در این‌حالت با توجه به اینکه عملکرد رادیوگرافی سیستم درست می‌باشد،پس اشکال در فیلامان،کابلها یا سایر قسمت ها نیست.در این حالت باید اشکال را در برد کنترل جریان فلورسکپی جستجوکرد.[٦]

۲-۷-۱۵-عمل تابش در حالت فلورسکپی انجام نمی‌شود:

در این حالت نیز با توجه به اینکه در حالت رادیولوگرافی عمل تابش صورت می‌گیرد،باید اشکال را در سوئیچ پاپی یا برد کنترل kv فلوروسکپی جستجو کرد.[٦]

۲-۷-۱٦-جریان واقعی فلوروسکپی در محدوده مجاز قرار ندارد:

اشکال در عدم تنظیم پتاسینومترهای روی برد کنترل جریان فلوروسکپی است. [١٤]

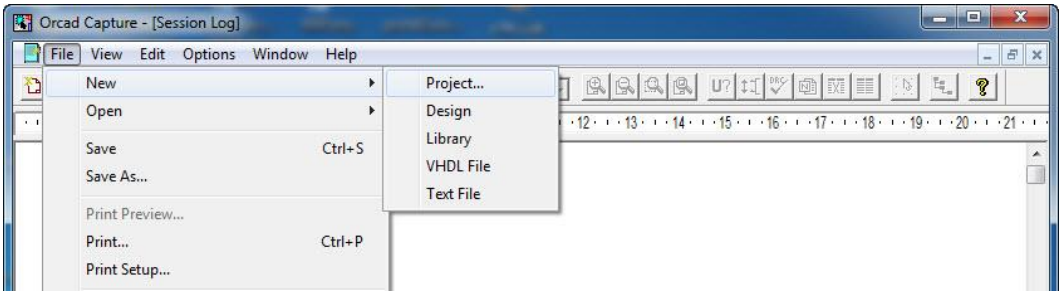
۲-۷-۱۷-تصویر تلویزیون یا صفحه حساس ظاهر نمی‌شود:

در این حالت اشکال می‌تواند در خود صفحه حساس یا تشدید کننده تصویر مدارات تلویزیون باشد.[۲۱]

فصل سوم:تحلیل و شبیه سازی مدارات

۳-۱ یک پروژه جدید و رسم مدار در نرم افزار ps pice:

از منوی START وارد All PROGERAMS شده و از شاخه ORCAD گزینه Capture CIS را انتخاب کنید. در پنجره باز شده از منوی file روی گزینه new رفته و project را انتخاب نمایید تا پنجره New Project باز شود.



شکل ۳-۱-ایجاد پروژه جدید

-در قسمت name یک نام برای پروژه خود تعیین کنید.

- در قسمت ... creat a new نوع پروژه را انتخاب کنید،

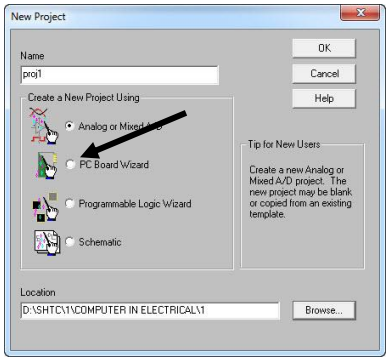
- گزینه Analog or Mixed A/D برای رسم و شبیه سازی مدارات آنالوگ و دیجیتال است .

-گزینه PC Board Wizard برای رسم پشت فیبر مدار استفاده می شود.

-گزینه Programmable Logic Wizard برای ایجاد یک پروژه جهت کار با مدارات دیجیتالی برنامه پذیر مثل (FPGA و CPLD)

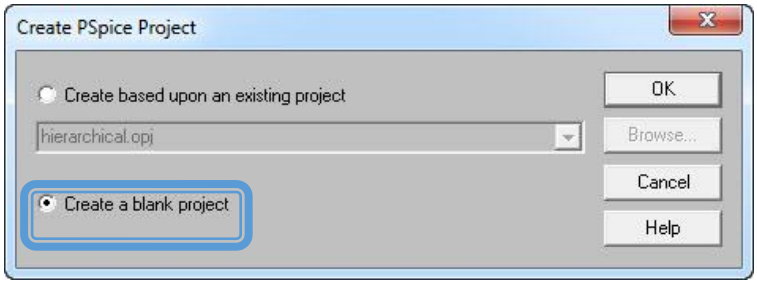
-گزینه Schematic جهت ایجاد یک شماتیک از مدار که قابلیت شبیه سازی شدن ندارد.

-در قسمت Browse نیز مسیری که می خواهید پروژه در آن save شود را مشخص و بر روی ok کلیک کنید.



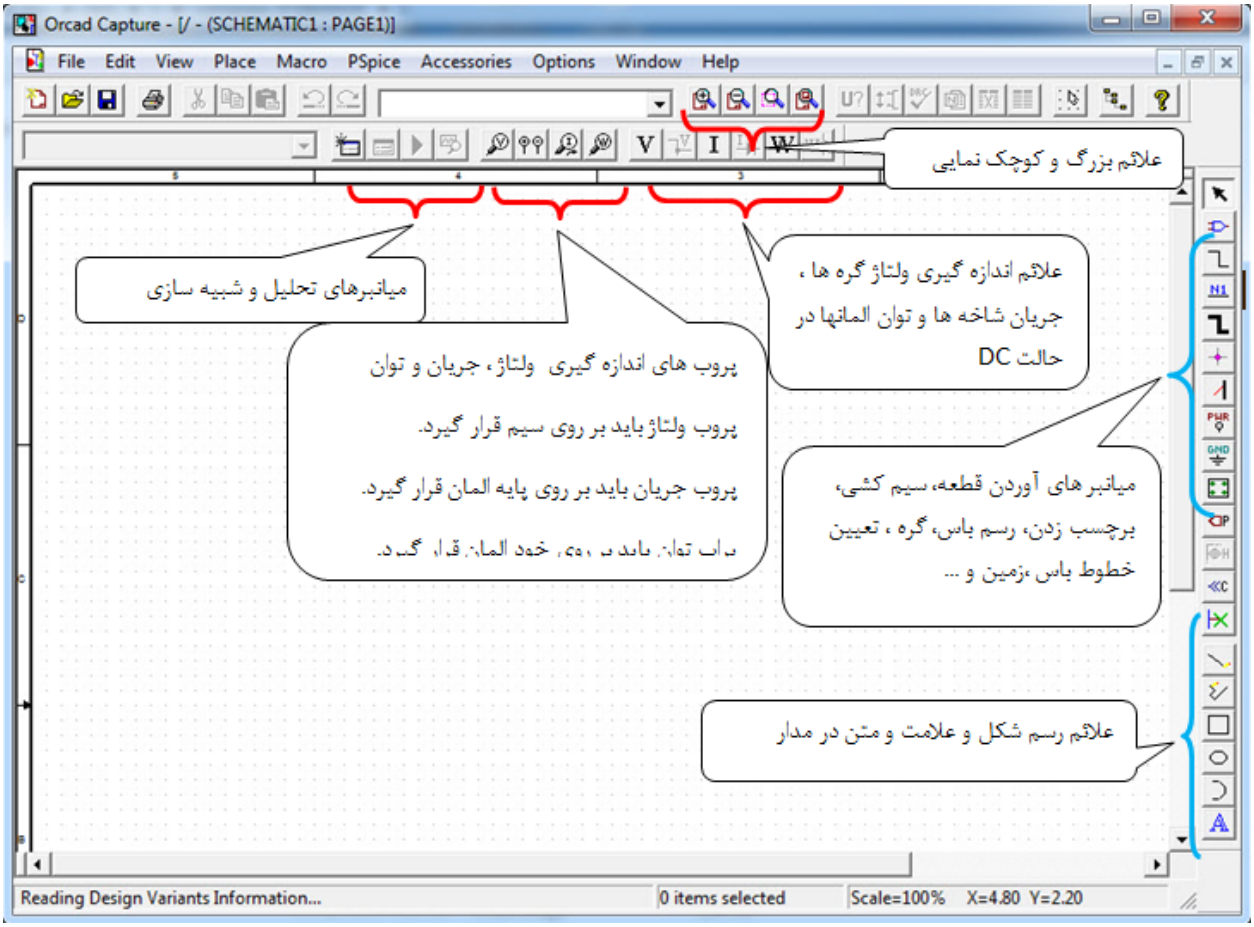
شکل۳-۲-ادامه مراحل ایجاد پروژه جدید

در پنجره باز شده گزینه Creat a blank project را جهت ایجاد یک صفحه خالی برای پیاده سازی پروژه انتخاب کنید.



شکل ۳-۳-ایجاد صفحه خالی برای پیاده سازی پروژه

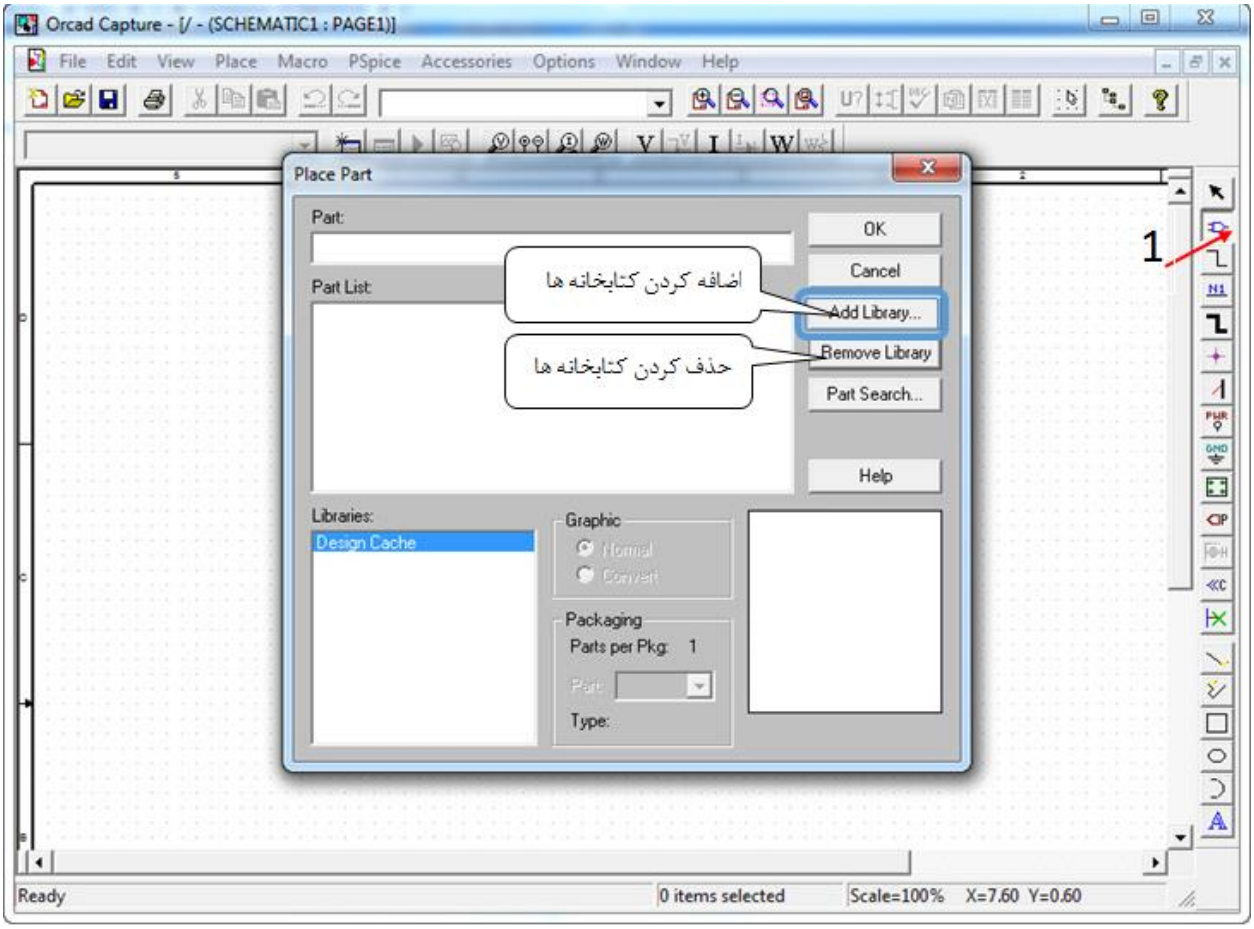
بعد از این مرحله وارد محیط اصلی برنامه می شوید که می توانید مدار را در آن رسم و شبیه سازی کنید.



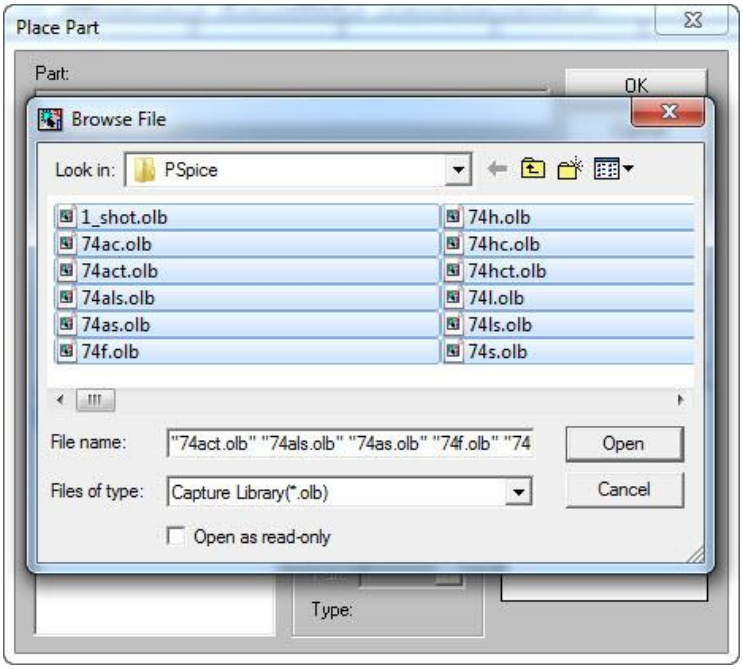
شکل۳-٤-مراحل رسم مدار

نحوه آوردن قطعه : الف) از منوی Place گزینه Part ب) زدن کلید P از روی صفحه کلید

ج) انتخاب آیکون از منوی سمت راست



شکل۳-۵-نحوه آوردن قطعه



از منوی Place گزینه Part را انتخاب کنید تا پنجره Place Part باز شود اکنون باید کتابخانه های قطعات را اضافه کنیم برای این کار Add library را انتخاب می کنیم و وارد پوشه Pspice از پوشه library می شویم و همه کتابخانه ها را انتخاب می کنیم. دقت کنید که فقط کتابخانه هایی که داخل پوشه Pspice هستند قابلیت شبیه سازی شدن را دارند و بقیه کتابخانه ها فقط قطعاتی را دارند که مدل ریاضی ندارند.

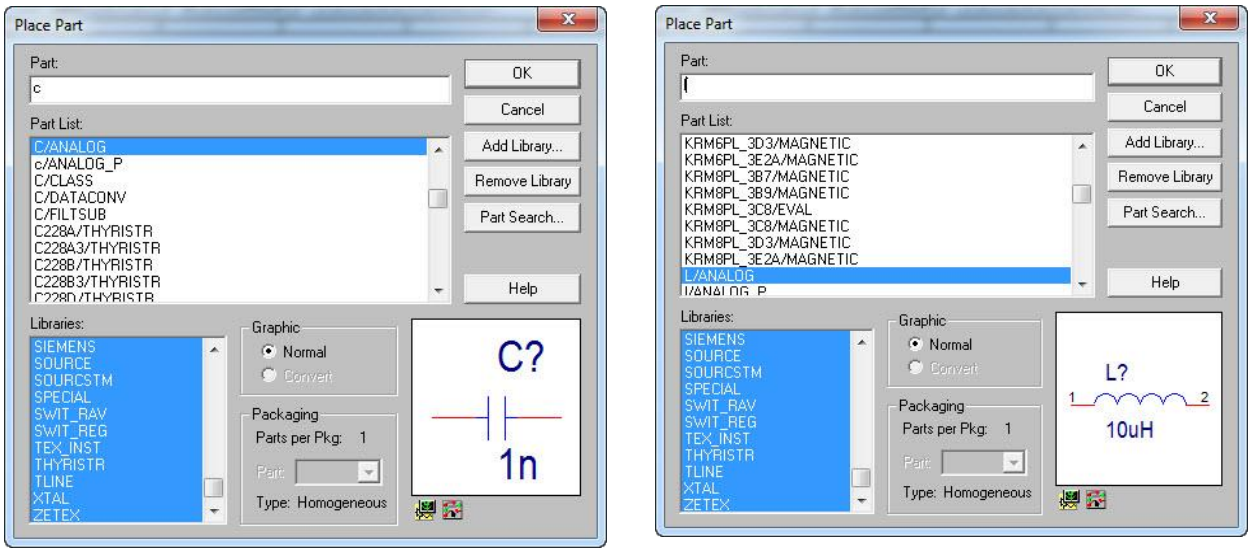
شکل۳-٦-کتابخانه ی قطعات

برای آوردن قطعات کافی است اسم قطعات را در فیلدPart تایپ کنید که اسم برخی از قطعات در جدول زیر آورده شده است:

قطعه	اسم قطعه در Orcad		قطعه	اسم قطعه در Orcad
مقاومت	R		منبع ولتاژ سینوسی	Vsin
خازن	C		منبع جریان سینوسی	Isin
سلف	L		منبع ولتاژ AC	Vac
منبع ولتاژ DC	VDC		منبع جریان AC	Iac
منبع جریانDC	IDC			

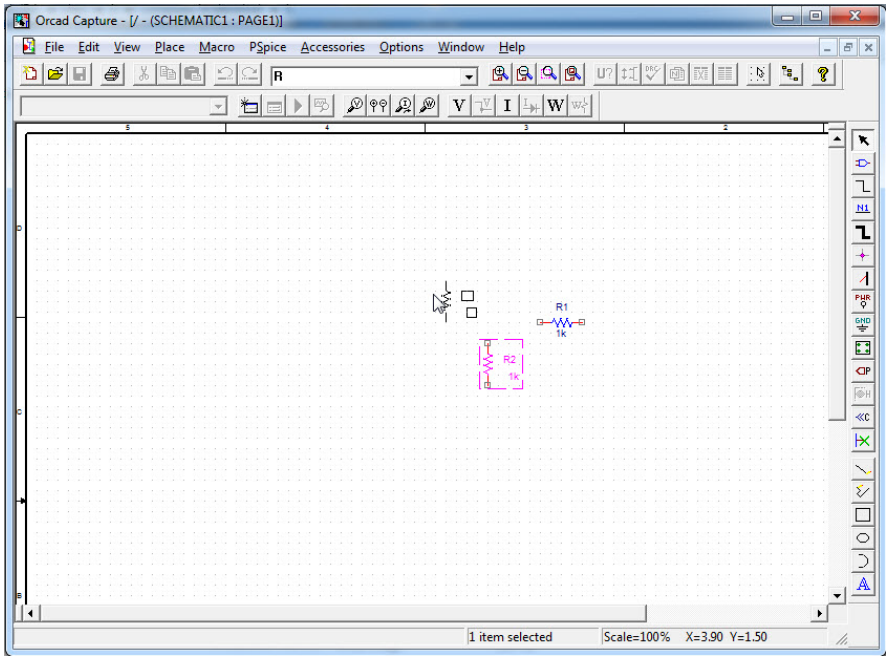
شکل۳-۷-برخی از اسامی قطعات

شکل ۳-۸-قطعه ی دارای مدل ریاضی و قطعه ی دارای فوت پرینت



۳-۹-سرچ کردن نام المان

بعد از آوردن المان در صفحه با کلیک کردن بر روی صفحه، المان بر روی صفحه قرار می گیرد برای چرخاندن المان کافی است کلید R را از روی صفحه کلید بزنیم.



شکل۳-۱۰-آوردن المان روی صفحه

چرخاندن قطعه
- انتخاب قطعه زدن دکمه R
- کلیک راست بر روی قطعه و انتخاب Rotate

حذف قطعه
- انتخاب قطعه زدن دکمه Delete
- کلیک راست بر روی قطعه و انتخاب Delete

بزرگ و کوچک کردن صفحه نمایش
- In,out→Zoom→View
- زدن دکمه I برای بزرگنمایی و دکمه O برای کوچک کردن
- کلیک راست بر روی صفحه و انتخاب Zoom In و Zoom Out

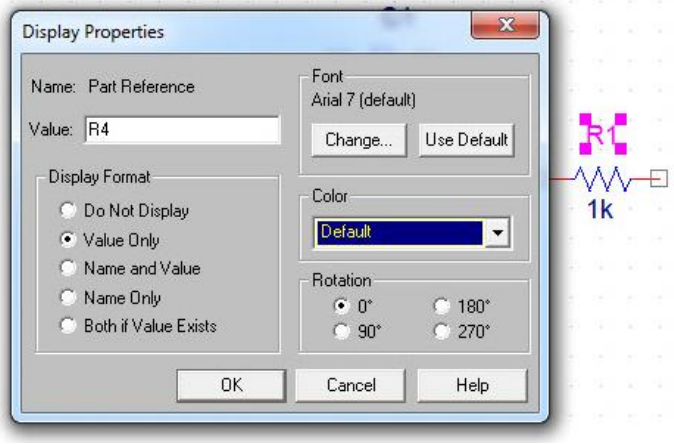
بیرون رفتن از حالت قرار دادن المان
- زدن دکمه Esc
- کلیک راست و انتخاب End mode

تغییر نام المان

انتخاب نام ،کلیک راست، انتخاب گزینه Edit Properties

دابل کلیک بر روی نام آن و تغییر اسم

دابل کلیک بر روی شکل المان – باز شدن جدول مشخصات – تغییر Part Reference –Apply کردن – بستن پنجره



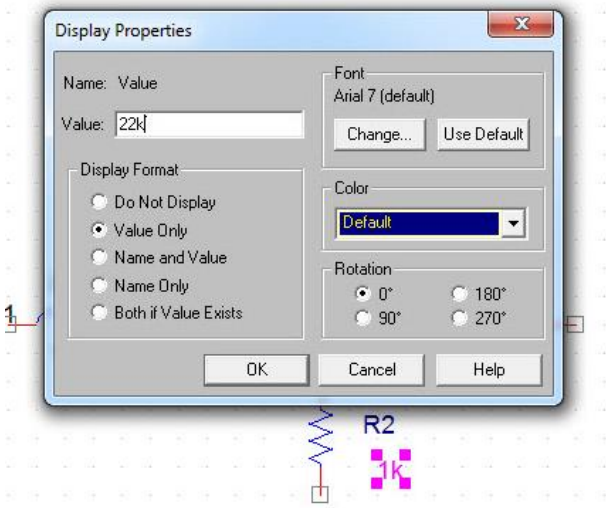
شکل۳-۱۱-تغییر نام المان

تغییر مقدار المان

انتخاب مقدار ،کلیک راست، انتخاب گزینه Edit Properties

دابل کلیک بر روی مقدار آن و تغییر مقدار

دابل کلیک بر روی شکل المان – باز شدن جدول مشخصات – تغییر Value –Apply کردن – بستن پنجره



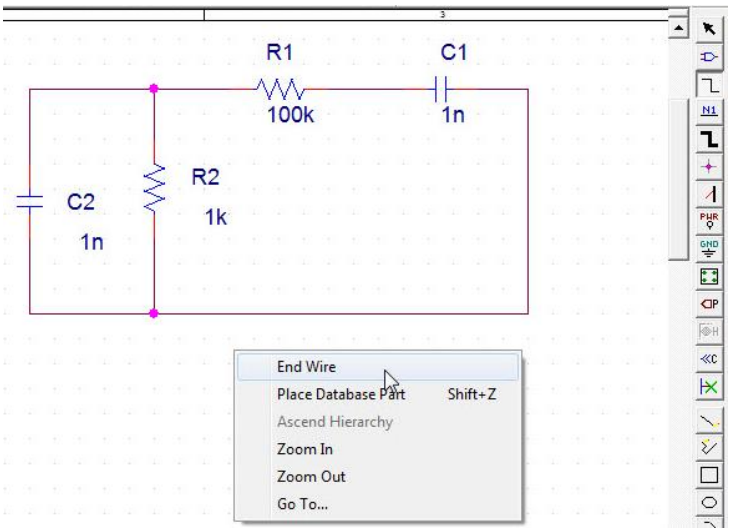
شکل ۳-۱۲-تغییر مقدار المان

۳-۱-۱- نحوه سیم کشی :

سیم کشی:
- انتخاب گزینه Wire از منوی Place
- زدن دکمه w یا shift+w
- انتخاب آیکون (Place wir) از منوی سمت راست صفحه

بیرون رفتن از حالت سیم کشی:
- زدن دکمه Esc
- کلیک راست و انتخاب End wire

تصحیح اشتباهات سیم کشی:
- انتخاب سیم سیم مورد نظر و زدن دکمه Delete
- انتخاب سیم مورد نظر – کلیک راست و انتخاب Delete



شکل۳-۱۳-نخوه سیم کشی

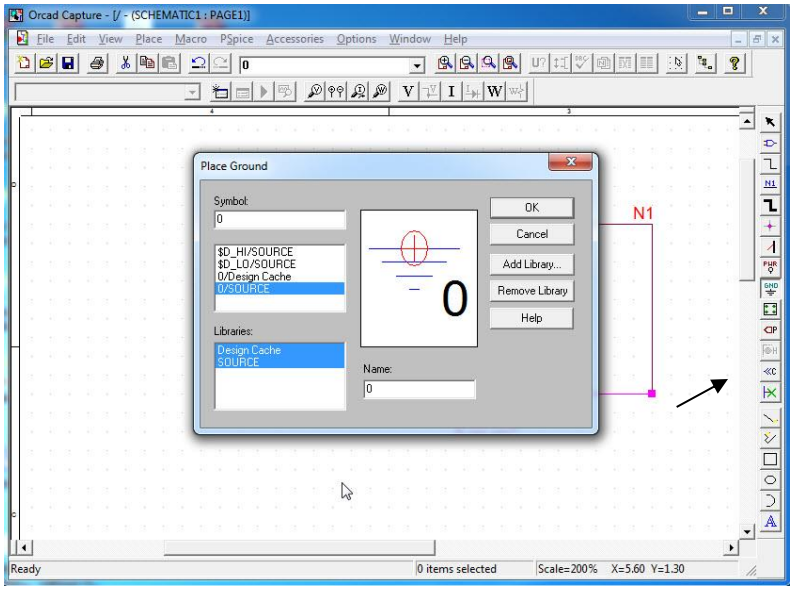
جهت شبیه سازی مدارات الکتریکی، مدار باید حتماً دارای زمین باشد که بیانگر گره صفر است و ولتاژها نسبت به این گره تعریف می شوند.

۳-۱-۲-نحوه آوردن زمین

انتخاب Ground از منوی Place

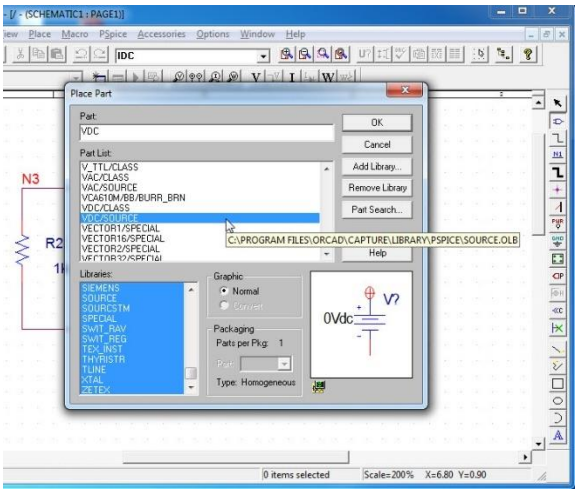
زدن دکمه G یا Shift+G از روی صفحه کلید

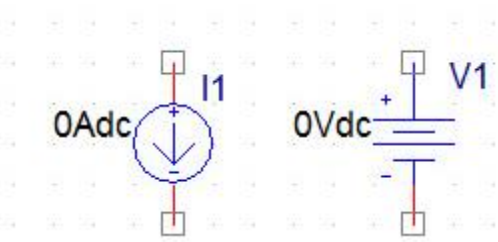
انتخاب آیکون Place Ground از منوی سمت راست صفحه



شکل۳-۱٤ نحوه آوردن زمین

۳-۱-۳-نحوه آوردن منابع DC :

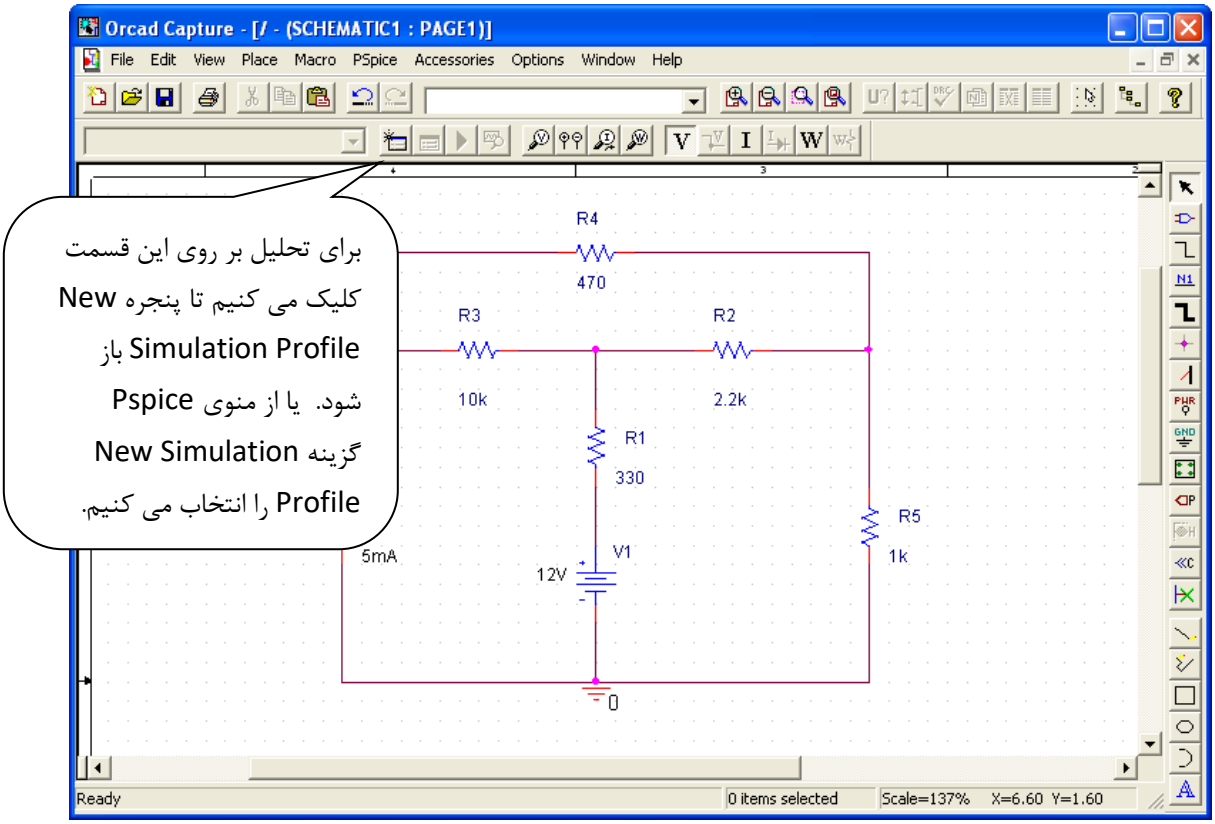




شکل ۳-۱۵ نحوه آوردن منابع DC

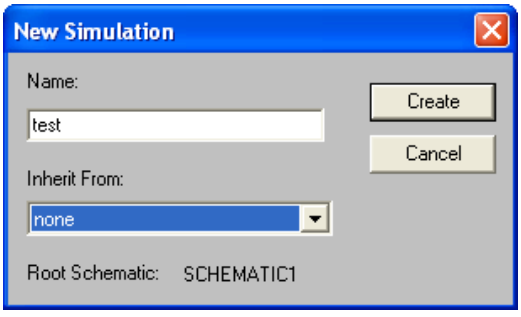
۳-۱-٤-تحلیل Bias Point و Transient:

یک پروژه جدید ایجاد و مدار را رسم می کنیم باید در رسم مدار از المانهایی استفاده کنیم که قابلیت شبیه سازی شدن را داشته باشند. یعنی المانها دارای مدل ریاضی باشند.

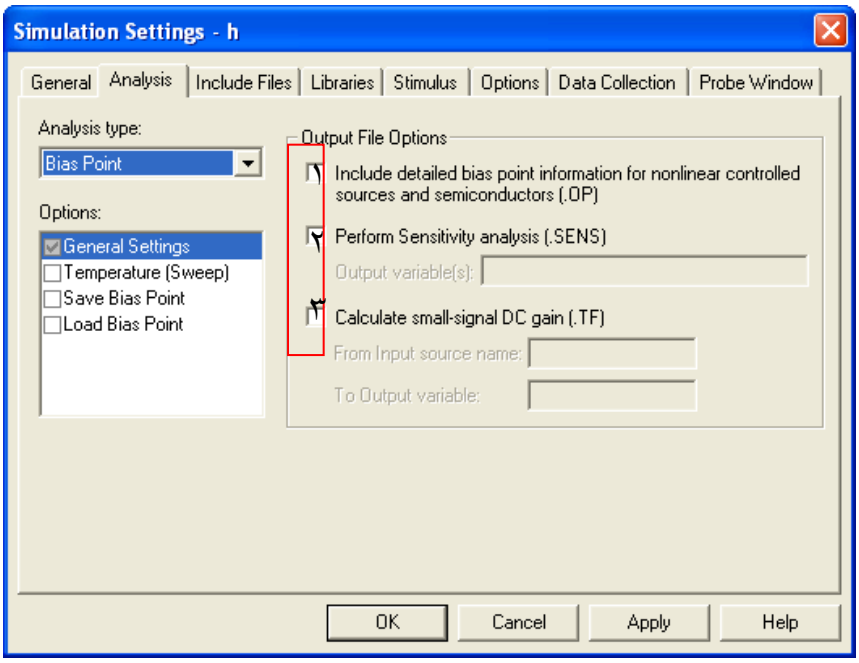


شکل ۳-۱٦-ایجاد پروژه جدید و رسم مدار

پنجره New simulatin باز می شود ، در قسمت name برای شبیه سازی خود یک اسم تعیین کنید و بر روی Create کلیک کنید.



شکل۳-۱۷-پنجره ی NEW SIMULATION



شکل ۳-۱۸- تنظیمات SIMULATION

در قسمت Analysis Type نوع تحلیل را انتخاب می کنیم (Bias Point)

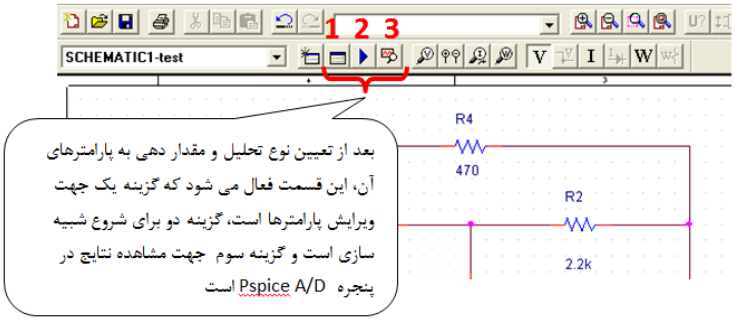
این تحلیل ولتاژ گره ها - جریان و توان المانها را محاسبه می کند در این تحلیل اگر در مدار سلف و خازن وجود داشته باشد سلف به صورت اتصال کوتاه و خازن به صورت اتصال باز در نظر گرفته می شود البته اگر سلف و خازن دارای شرایط اولیه باشند سلف به صورت منبع جریان و خازن به صورت منبع ولتاژ در نظر گرفته می شودکه مقدار این منابع همان مقادیر شرایط اولیه است.

قسمت Output File Options :

اگر تیک قسمت ۱ را بزنیم می توانیم ولتاژها،جریانها و توانهای همه قسمت های مدار را در یک فایل متنی مشاهده کنیم

اگر تیک قسمت ۲ را بزنیم و در قسمت Output Variable متغیر خروجی را وارد کنیم(مثل V(out)) بعد از آنالیز حساسیت خروجی را به ازای تغییرات المانها محاسبه کرده و می توانیم حساسیت را در فایل متنی مشاهده کنیم.

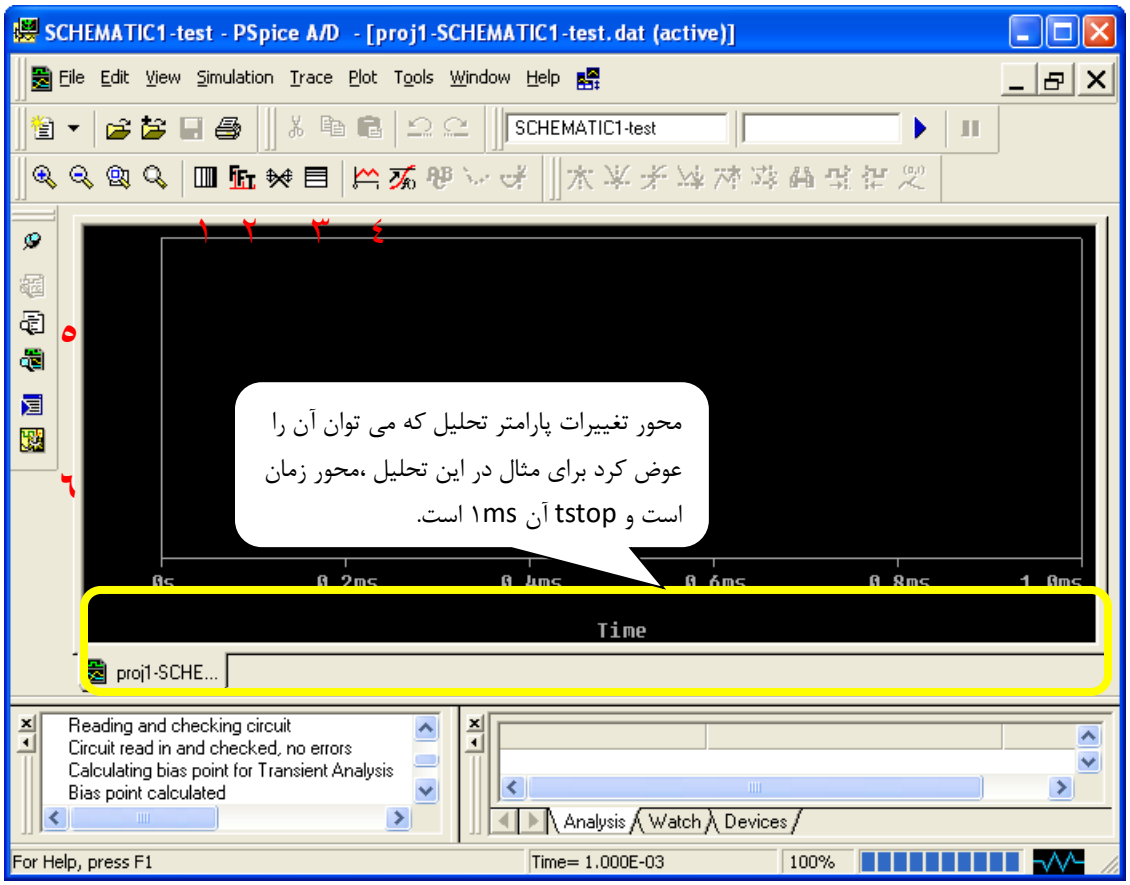
اگر تیک قسمت ۳ را بزنیم در خروجی تابع انتقال ، مقاومت ورودی،مقاومت خروجی را به ما می دهد.(در فیلد اول نام منبع ورودی را وارد می کنیم (V۲) و در فیلد دوم خروجی را. که خروجی می تواند ولتاژ یا جریان هر قسمتی باشد.



شکل۳-۱۹-تنظیمات قسمت OUTPUT FILE OPTIONS

برای اجرای تحلیل بر روی آیکون(۲) Run Pspice کلیک کرده یا از منوی Pspice گزینه Run را انتخاب می کنید .

بعد از Run کردن، پنجره Pspice A/D باز می شود که کلیه تحلیل ها را می توان بعد از تعیین کردن در این قسمت مشاهده کرد و اگر در مدار خطایی وجود داشته باشد در این قسمت به ما نشان داده می شود .



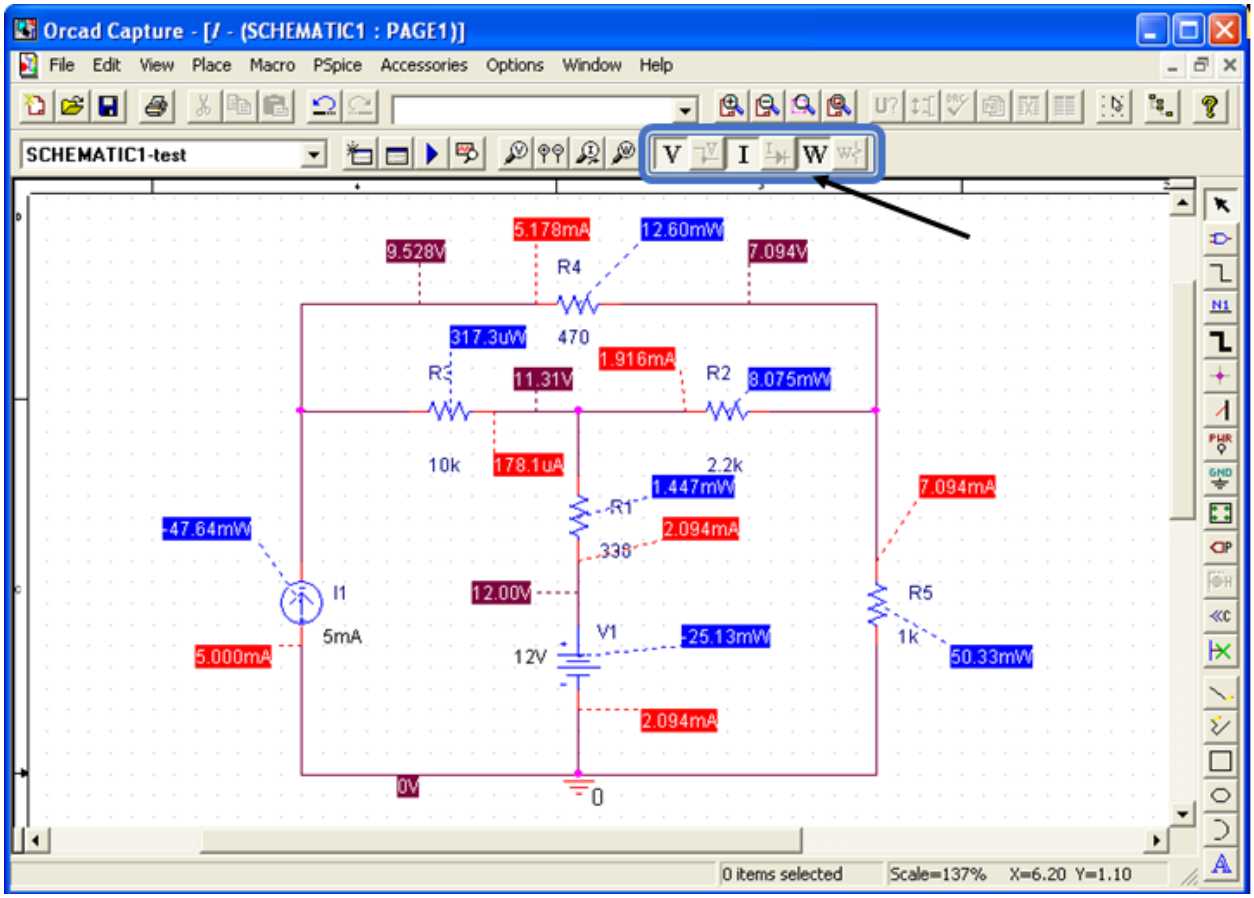
شکل ۳-۲۰-اجرای تحلیل

-جهت لگاریتمی کردن محور افقی

-تحلیل فوریه (نمایش هارمونیک های مدار)

-جهت لگاریتمی کردن محور عمودی

-گزینه Add Trace جهت انتخاب متغیر مورد نظر از مدار برای نمایش.



شکل ۳-۲۱-چگونگی مشاهده المان ها

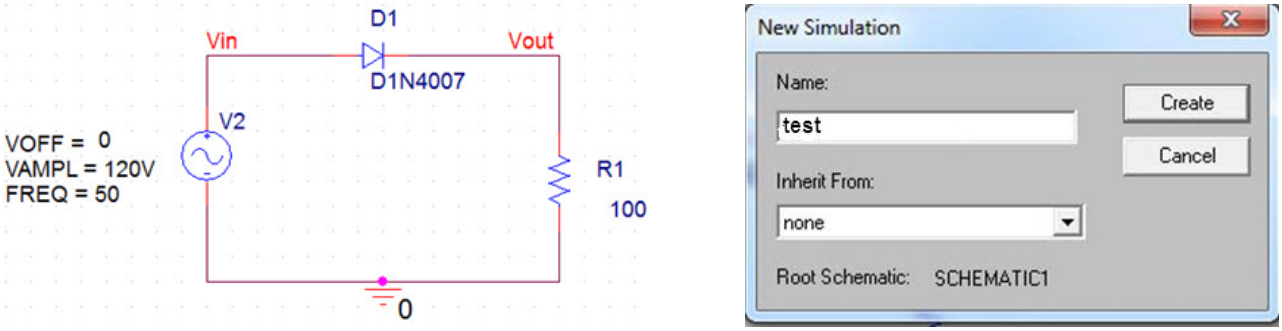
با انتخاب قسمت هایی که مشخص شده می توانیم بعد از اجرای تحلیل، ولتاژ گره ها، جریان شاخه ها و توان مصرفی و تولیدی المانها را مشاهده کنیم.

برای حذف کردن ولتاژ،جریان و توان ،کمیت مورد نظر را انتخاب و Delete می کنیم یا کمیت مورد نظر را انتخاب کرده و از آیکون های کنار همین پارامتر ها آنها را غیر فعال می کنیم.

۳-۱-۵-تحلیل در حوزه زمان Transient

برای تحلیل در حوزه زمان **نمی توان** از منبع ac (Iacو Vac) استفاده کرد بلکه برای تولید یک سیگنال سینوسی باید از منبع Vsin و Isin استفاده کنیم.

مدار زیر را ببندید و یک Simulation جدید ایجاد و اسمی را برای تحلیل تعیین کنید .



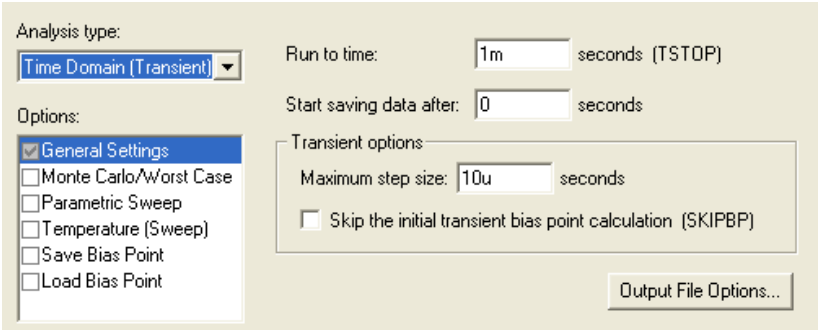
شکل۳-۲۲-ایجادsimulation برای تحلیل در حوزه زمان

در قسمت Analysis Type نوع تحلیل را انتخاب می کنیم (Transient)

در قسمت Run to time زمان تحلیل را وارد می کنیم این مقدار را طوری تعیین می کنیم که حداقل ۳ سیکل از شکل موج را ببینیم مثلاً اگر فرکانس ۱kHz باشد دوره تناوب آن ۱ms است پس زمان Tstop را حداقل ۳ms در نظر می گیریم.

در قسمت start saving data after زمان شروع تحلیل را وارد می کنیم .

و قسمت Maximum step size برای تنظیم فاصله نقاط تحلیل به کار می رود که هر چقدر این مقدار کوچکتر باشد دقت تحلیل بیشتر و زمان تحلیل هم بیشتر می شود. مثلاً برای دوره تناوب یک میلی ثانیه این فیلد را حداقل ۱۰میکرو ثانیه وارد می کنیم که تعداد ۱۰۰ نقطه بین صفر تا یک میلی ثانیه تحلیل کند. بهتر است این مقدار را ۱۰۰۰ برابر کوچکتر از زمان Tstop بگیریم.



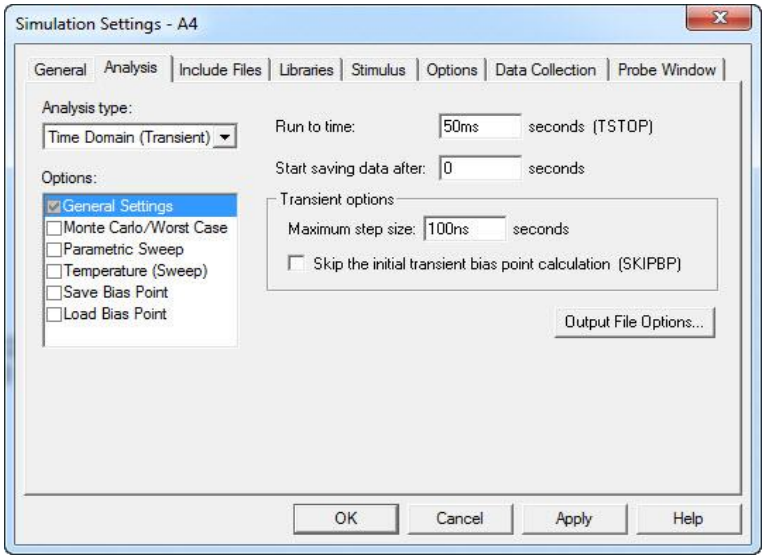
شکل ۳-۲۳-تنظیمات analysis type

برای مدار بالا پارامتر های تحلیل را به صورت زیر تعریف می کنیم :

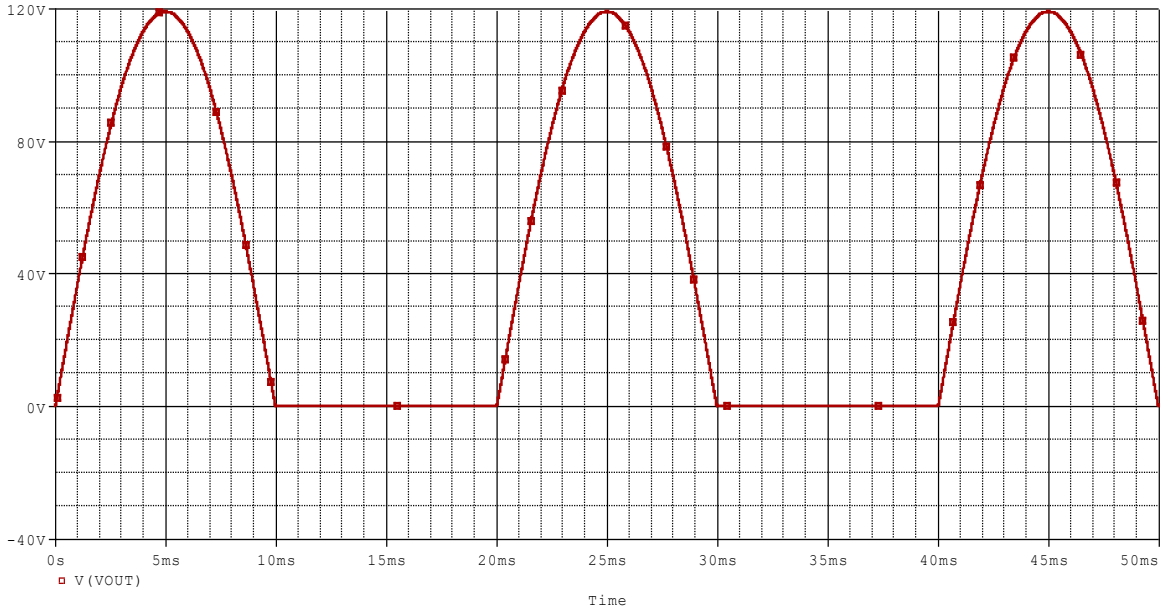
در قسمت Analysis type گزینه Time Domain را انتخاب می کنیم ،

در قسمت زمان تحلیل مقدار ۵۰ms را وارد کرده در قسمت زمان شروع ۰ را وارد می کنیم

و در قسمت step time فاصله نقاط تحلیل را ۱۰۰ ns تعیین می کنیم .



شکل ۳-۲٤-تنظیمات simulation

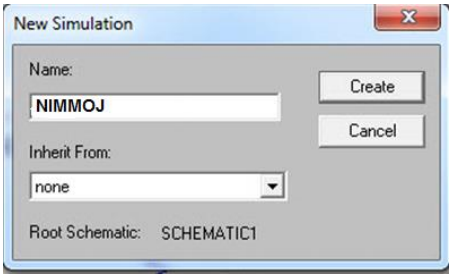


شکل ۳-۲۵-شکل موج خروجی

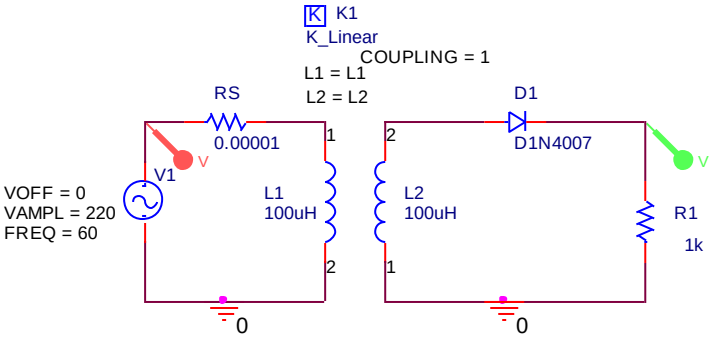
۳-۲شبیه سازی مدارات با استفاده از نرم افزار PSPICE :

۳-۲-۱-یکسوساز نیم موج :

ابتدا یک simulation ایجاد کرده:



شکل۳-۲۷-ایجاد SIMULATION

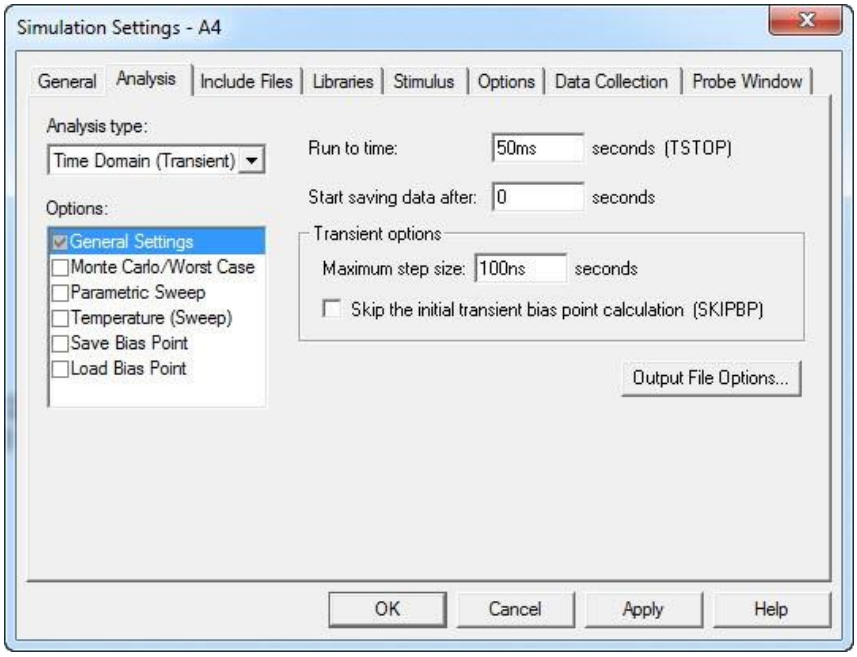


شکل ۳-۲۶- مداریکسوساز نیم موج

در قسمت Run to time زمان تحلیل ۵۰ ms را وارد می کنیم

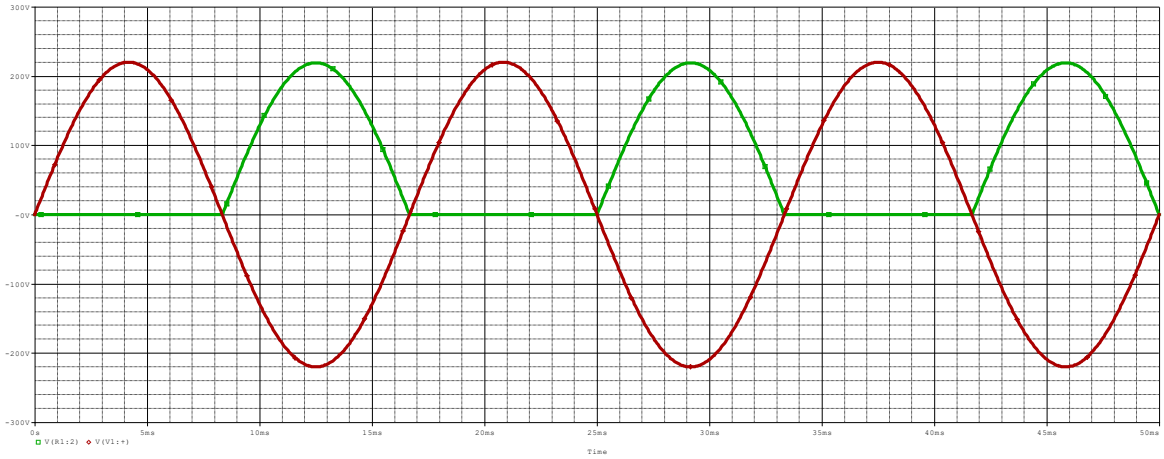
در قسمت زمان شروع ۰ را وارد می کنیم

در قسمت step time فاصله نقاط تحلیل را ۱۰۰ ns تعیین می کنیم .



شکل ۳-۲۸-simulatiom setting

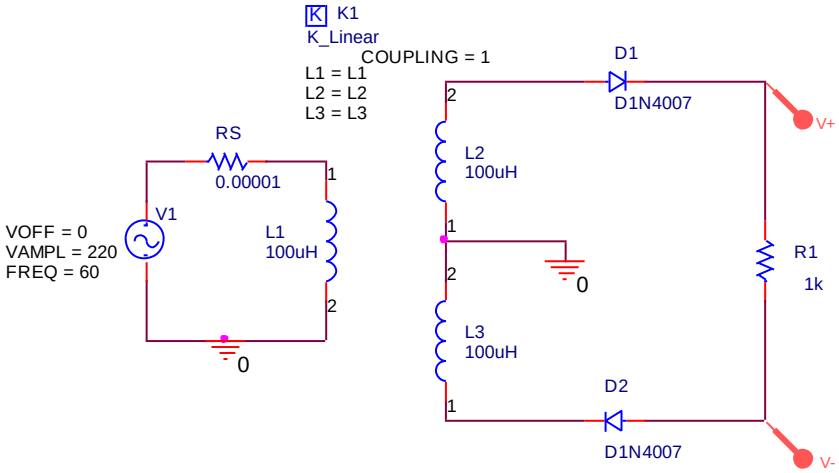
شکل موج سیگنال ورودی (قرمز) و خروجی (سبز) :



شکل۳-۲۹-شکل موج خروجی مدار یکسوساز نیم موج

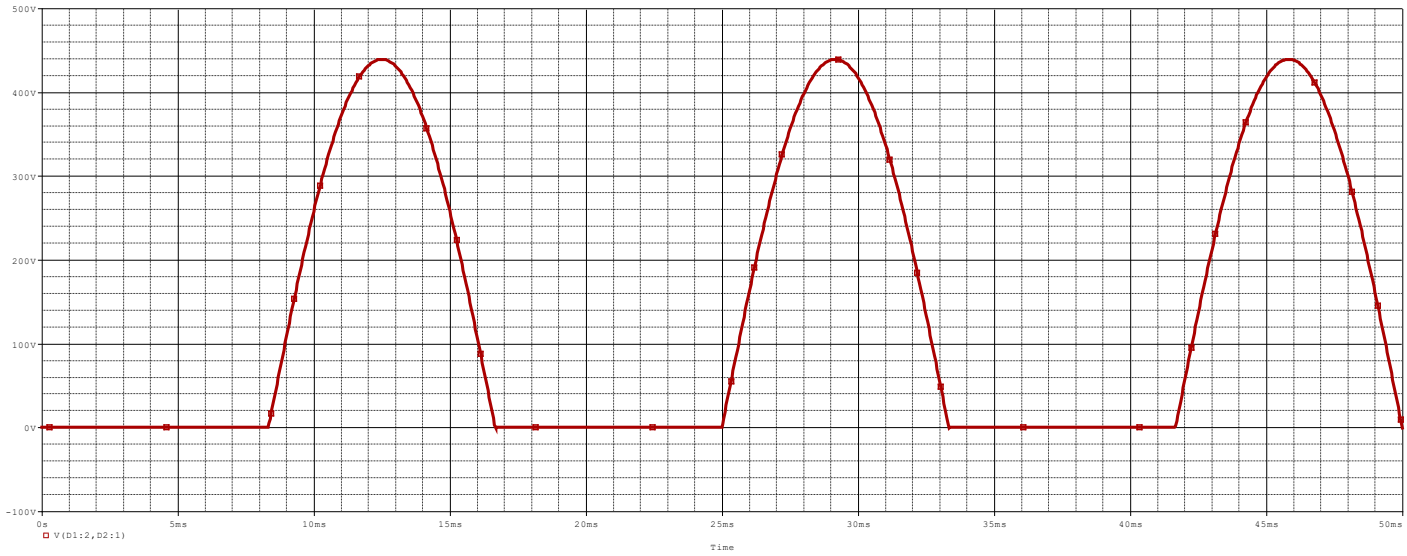
این مدار یکسو ساز نیم موج می باشد همان طور که در شکل مشخص است ولتاژ سینوسی برق شهر به ورودی ترانسفورماتور اعمال شده و در خروجی ترانسفورماتور با توجه به تعداد دور سیم پیچ ها در ثانویه ترانس ولتاژ بیشتر یا کمتر از ولتاژ اولیه داریم در این مدار چون هدف بررسی یکسو ساز است ترانس یک به یک است یعنی ولتاژ خروجی با ورودی برابر است. در ثانویه ترانس و آند دیود ولتاژ سینوسی را داریم و دیود نیم سیکل های مثبت را عبور میدهد و نیم سیکل های منفی را عبور نمیدهد پس در خروجی ما فقط نیم سیکل مثبت را داریم که در شکل با رنگ سبز مشخص است.

۳-۲-۲-یکسوساز نیم موج موجود در فصل قبل:



شکل ۳-۳۰ مدار یکسوساز نیم موج

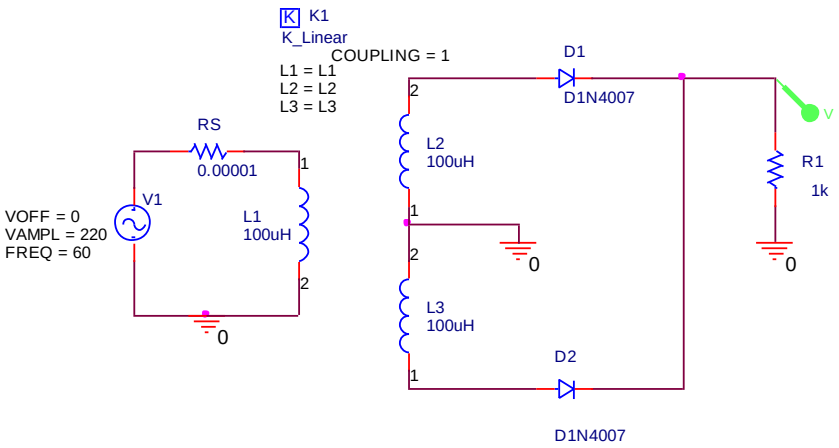
شکل موج سیگنال خروجی :



شکل۳-۳۱-شکل موج خروجی یکسوساز نیم موج

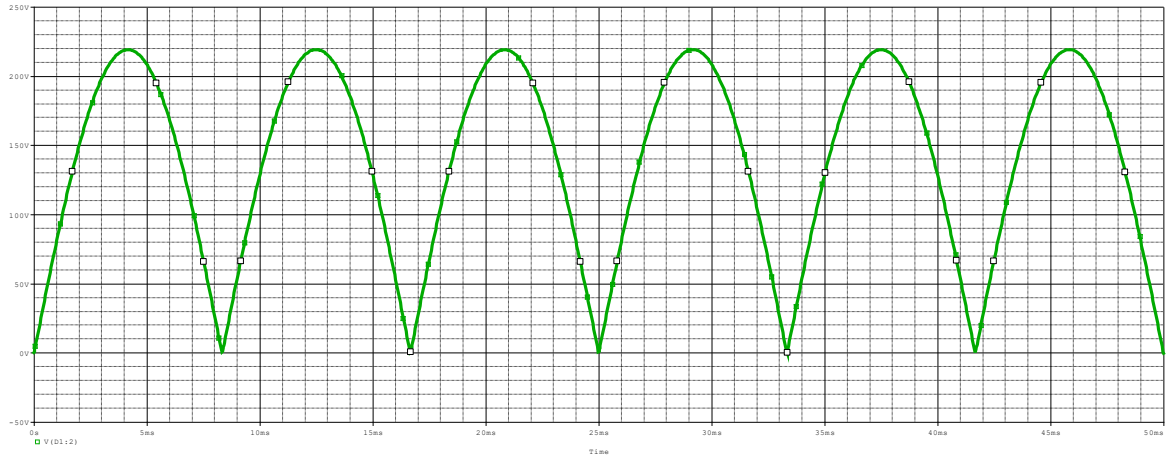
این مدار مشابه مدار قبل می باشد و چون از ترانس سر وسط استفاده شده است ولتاژ خروجی دو برابر ورودی است و دیود ها به صورت سری با هم هستند پس دیود ها نیم سیکل مثبت را از خود عبور میدهند و نیم سیکل های منفی را عبور نمیدهند پس در خروجی فقط نیم سیکل های مثبت با دامنه ولتاژ دو برابر اولیه ترانس را داریم.

۳-۲-۳یکسو ساز تمام موج با ترانس سر وسط :



شکل۳-۳۲- مدار یکسوساز تمام موج با ترانس سر وسط

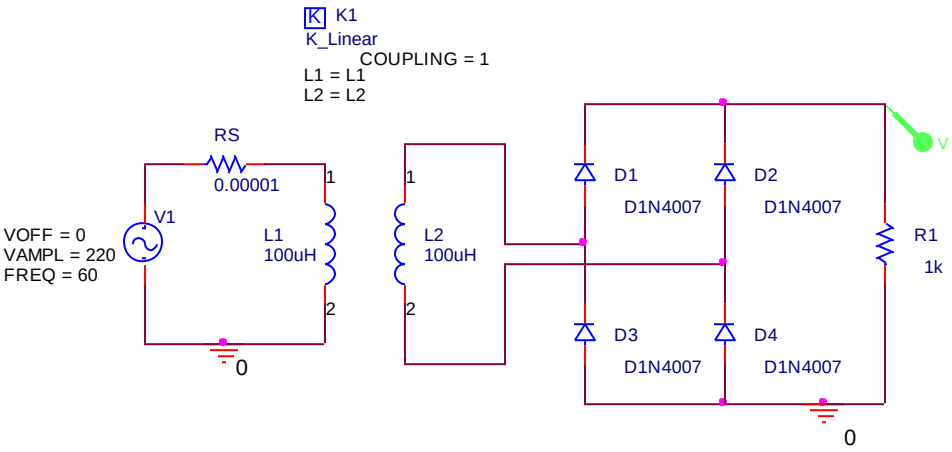
شکل موج سیگنال خروجی :



شکل۳-۳۳ -شکل موج خروجی مدار یکسوساز تمام موج با ترانس سر وسط

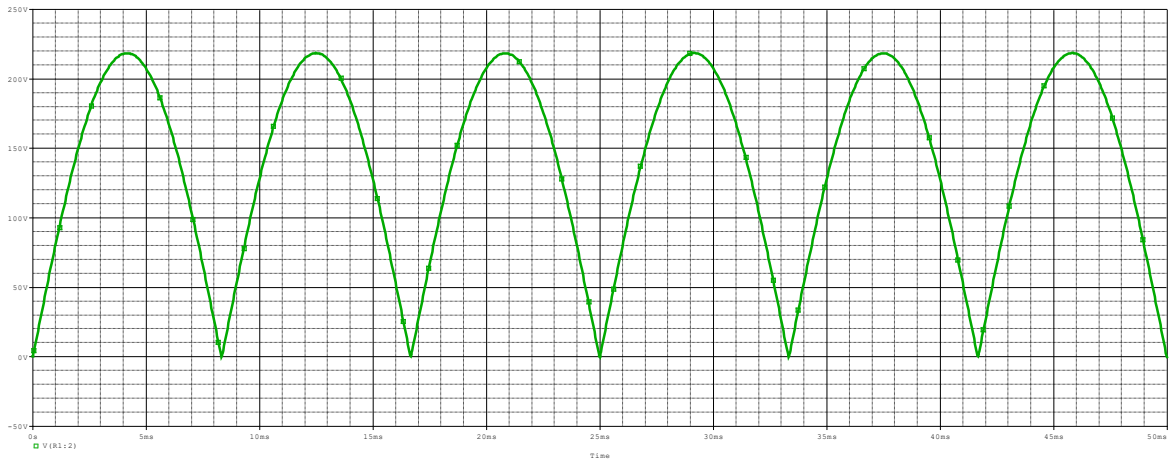
این مدار یکسو ساز تمام موج با ترانس سر وسط می باشد چون سر وسط ترانس زمین است پس ولتاژی که در ثانویه ترانس وجود دارد نیم سیکل های مثبت را دیود D۱ عبور می دهد و نیم سیکل های منفی با ۱۸۰ درجه اختلاف فاز را D۲ عبور می دهد پس در خروجی هر دو نیم سیکل که مثبت هستند را داریم.

۳-۲-٤-یکسو ساز تمام موج پل :



شکل ۳-۳٤-مدار یکسوساز تمام موج پل

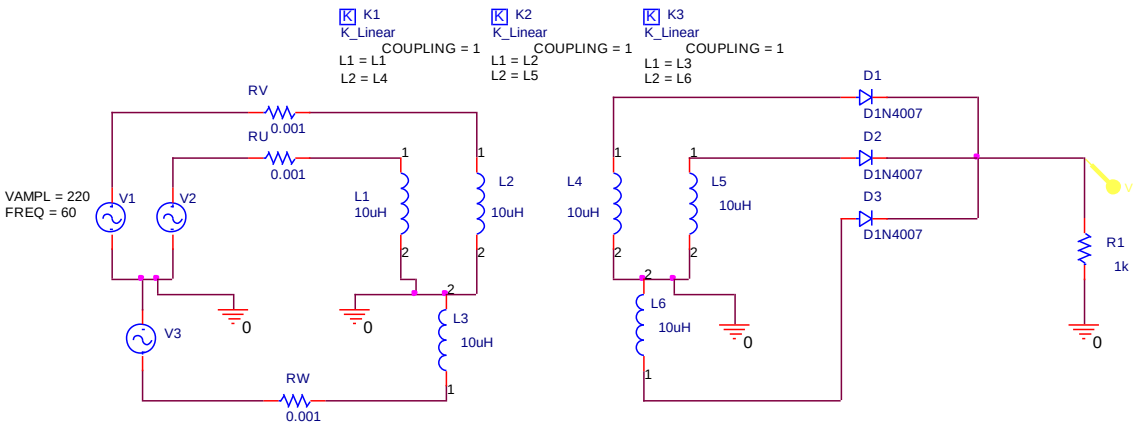
شکل موج سیگنال خروجی :



شکل ۳-۳۵- شکل موج خروجی مدار یکسوساز تمام موج پل

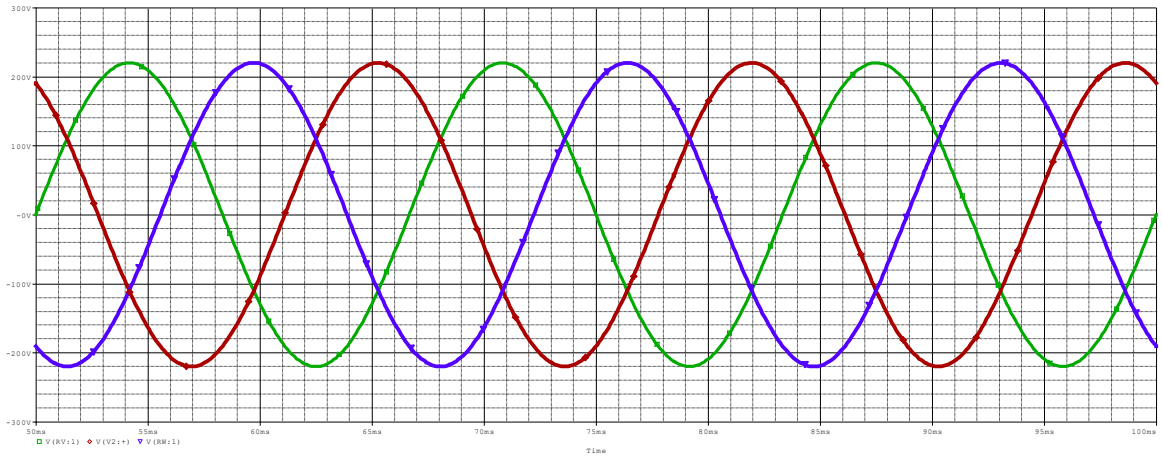
این مدار یکسو ساز تمام موج با پل دیودی می باشد . در این مدار از ٤ دیود استفاده شده است که ولتاژ سینوسی که در خروجی ترانس داریم ، نیم سیکل مثبت از دیود های ٤,D١D عبور میکند و نیم سیکل منفی از دیود های ٣,D٢D و در خروجی چون جهت جریان برای هر دو نیم سیکل از بالا به پایین مقاومت است پس در خروجی دو نیم سیکل مثبت داریم .

۳-۲-۵-یکسوساز نیم موج سه فاز :



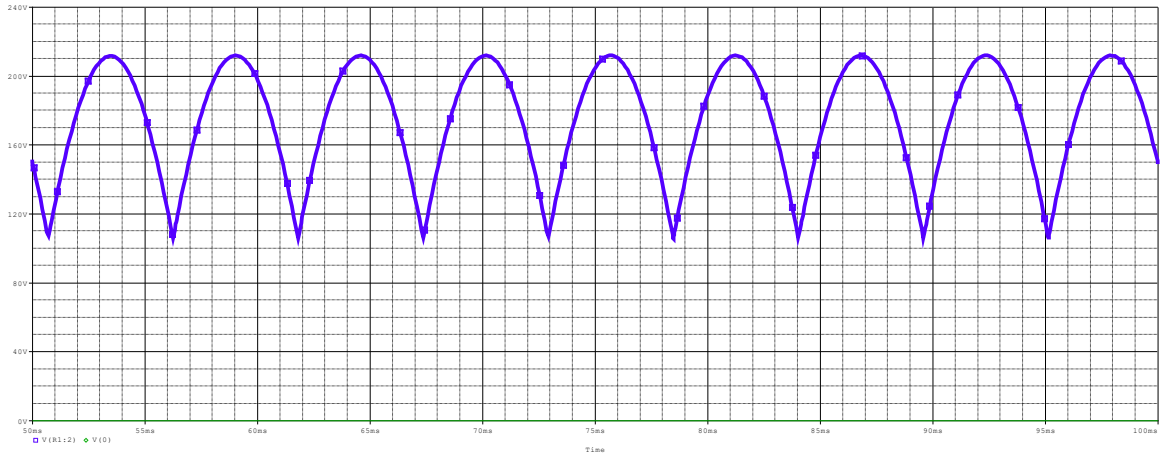
شکل ۳-۳٦- مدار یکسوساز نیم موج سه فاز

شکل موج ورودی :



شکل۳-۳۷-شکل موج ورودی مدار یکسوساز نیم موج سه فاز

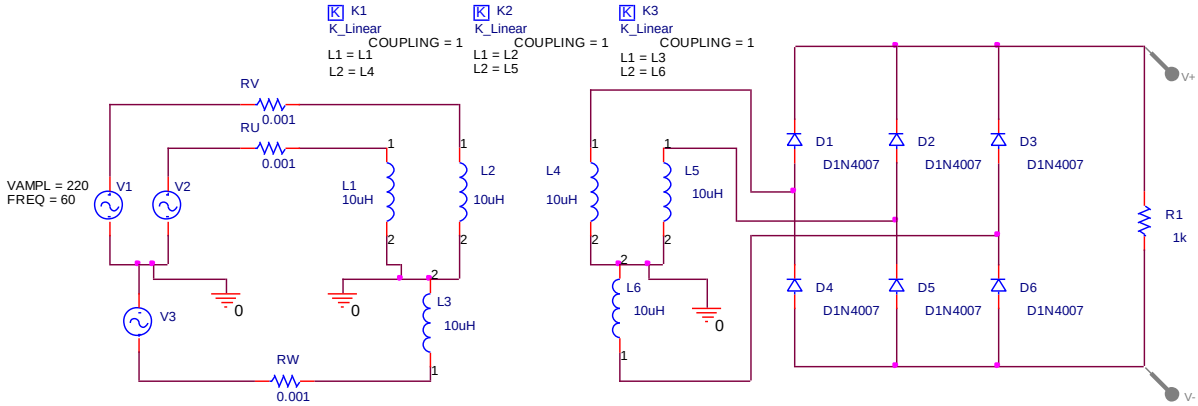
شکل موج خروجی :



شکل۳-۳۸- شکل موج خروجی مدار یکسوساز نیم موج سه فاز

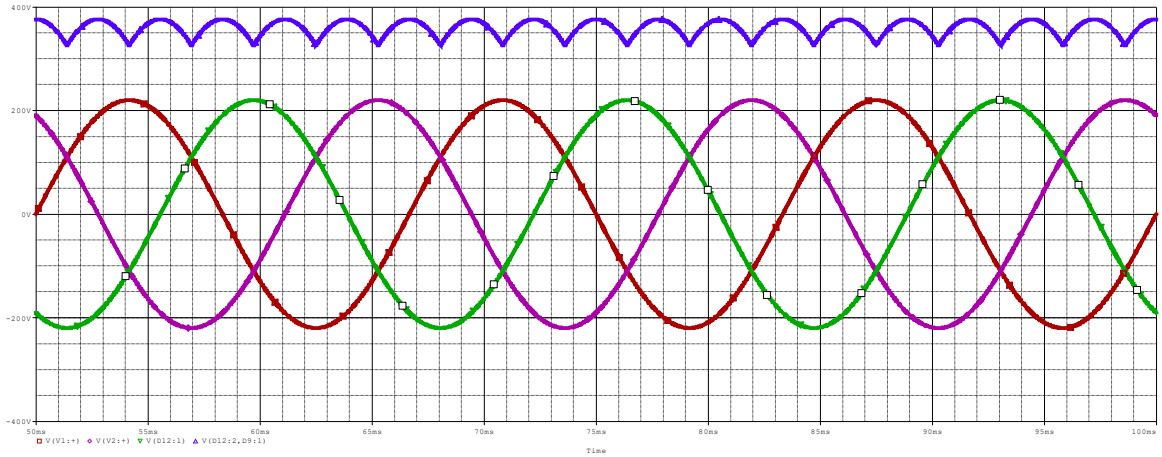
در این مدار از یک ترانس ۳ فاز استفاده شده است که اولیه ترانس به ۳ فاز برق شهر متصل است .اختلاف فاز هر ورودی ۱۲۰ می باشد پس در ورودی ۳ ولتاژ سینوسی با اختلاف فاز های ۰ و ۱۲۰ و ۲٤۰ داریم.در خروجی ترانس دیود ها فقط نیم سیکل مثبت هر فاز را عبور میدهند پس در خروجی جمع ۳ نیم سیکل مثبت را داریم.

۳-۲-٦-یکسو ساز تمام موج سه فاز :



شکل ۳-۳۹- شکل مدار یکسوساز تمام موج سه فاز

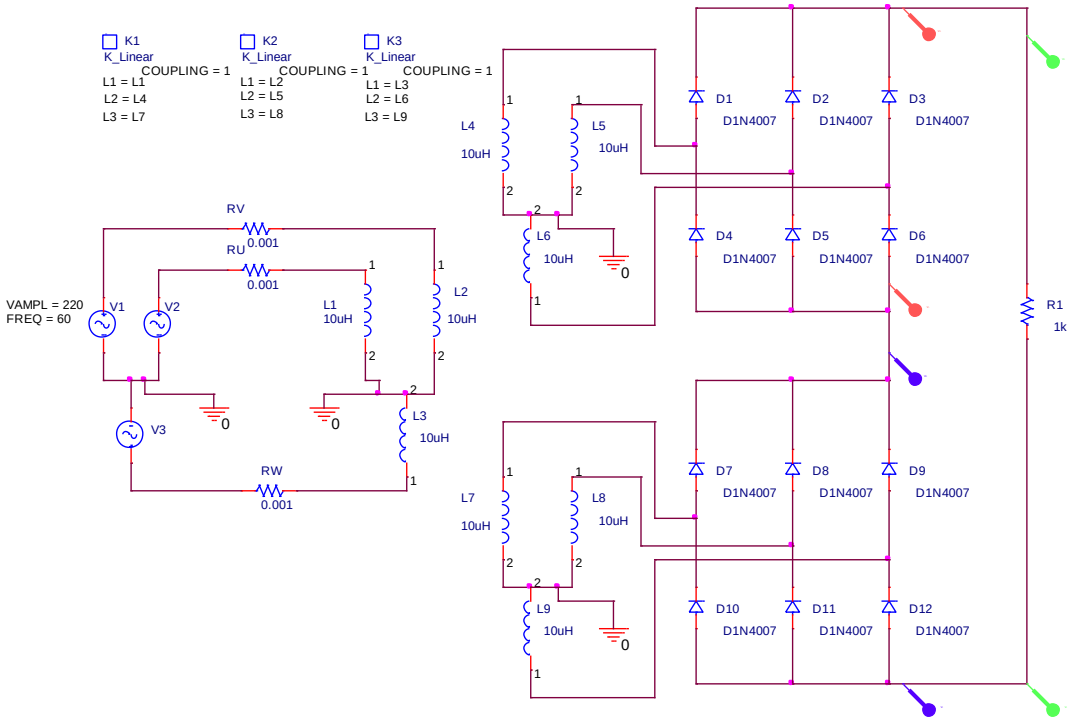
شکل موج ورودی و خروجی (بنفش) :/



شکل۳-٤۰- شکل موج ورودی و خروجی مدار یکسوساز تمام موج سه فاز

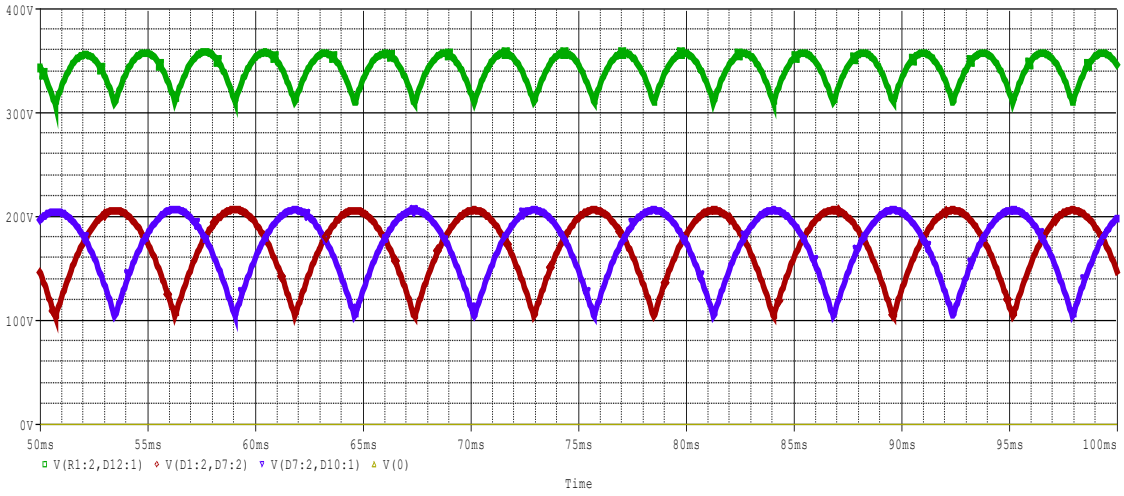
این مدار یکسو ساز تمام موج ۳ فاز می باشد که از ٦ عدد دیود استفاده شده است در این مدار هر کدام از دیود ها ٦۰ درجه از شکل موج ها را عبور می دهند که در خروجی مجموع هر ۳ نیم سیکل مثبت و ۳ نیم سیکل منفی، مثبت شده را داریم.ولتاژ خروجی این یک سو ساز رادیکال ۳ برابر ولتاژ ثانویه ترانس می باشد.

۳-۲-۷-یکسوساز تمام موج سه فاز (موجود در تصاویر فصل قبل):



شکل ۳-۴۱-مدار یکسوساز تمام موج سه فاز

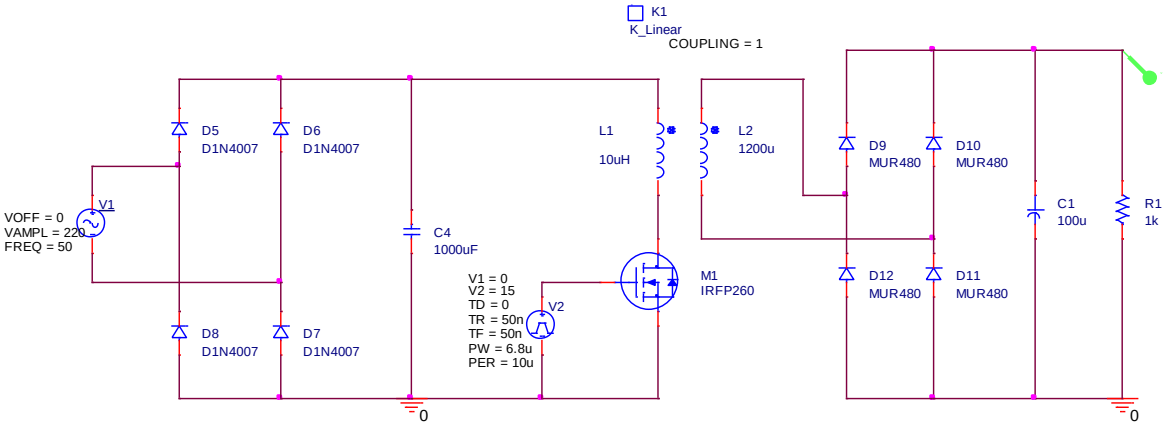
شکل موج خروجی:



شکل ۳-۴۲- شکل موج خروجی مدار یکسوساز تمام موج سه فاز

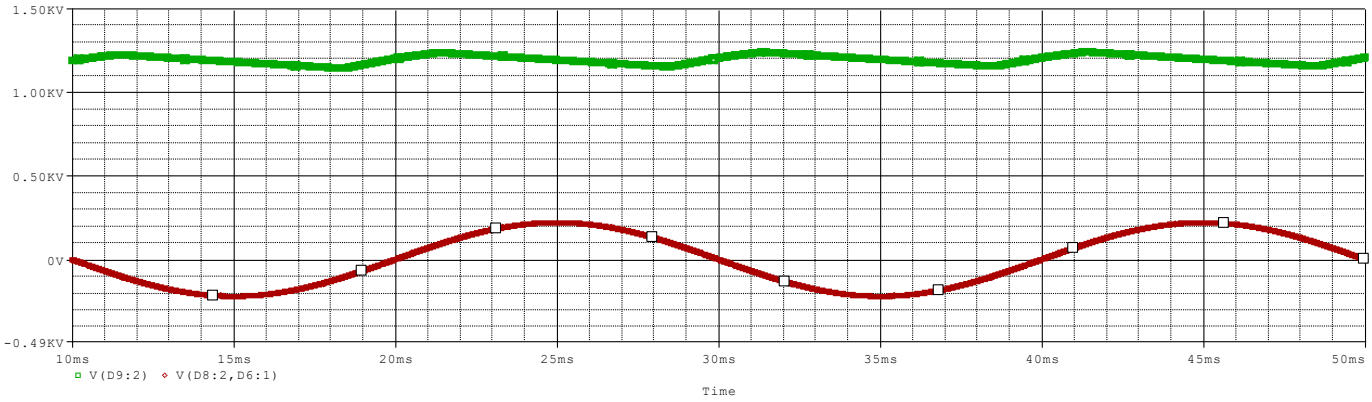
در این مدار که مشابه مدار قبل می باشد از ترانس سه فاز دوبل استفاده شده است و برای هر خروجی ترانس یک یکسو ساز تمام موج ۳ فاز در نظر گرفته شده است عملکرد مدار شابه مدار قبل است با این تفاوت که ولتاژ خروجی دوبرابر مدار قبل می شود.

۳-۲-۸-مدار افزاینده ولتاژ سوییچینگ (شماتیک بلوک دیاگرام موجود در فصل قبل):



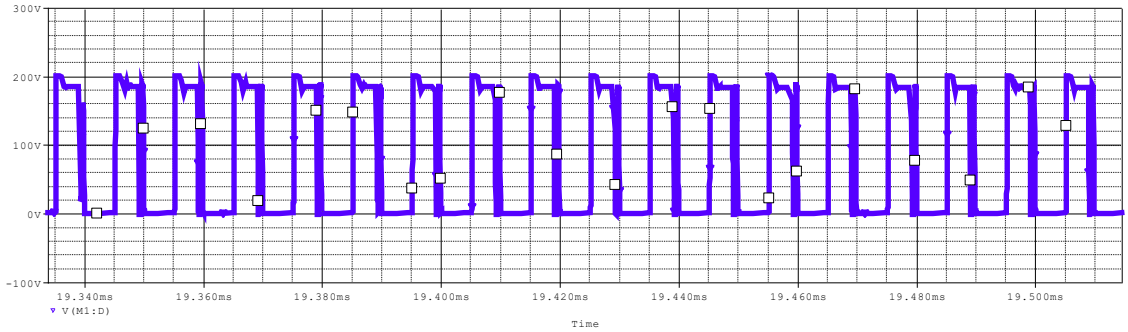
شکل ۳-۴۳- مدار افزاینده ولتاژ سوییچینگ

شکل موج ورودی(قرمز) و خروجی) سبز:



شکل ۳-۴۴- شکل موج ورودی و خروجی مدار افزاینده ولتاژ سوییچینگ

شکل موج کلید زنی سوییچ :



شکل ۳-٤٥- شکل موج کلید زنی سوییچ

این مدار افزاینده ولتاژ سویچینگ میباشد که از چند بخش تشکیل شده است .بخش اول یکسو ساز تمام موج که ولتاژ سینوسی برق شهر را یکسو می کند. بخش بعدی مدار صافی را داریم که توسط یک خازن با ظرفیت بالا شکل موج یکسو شده را ثابت می کند.در خروجی این قسمت ولتاژ ۳۱۰ ولت DC ثابت را داریم.بخش بعدی سوییچ ترانزیستوری می باشد که با اعمال پالس به گیت این ترانزیستور درین سورس آن وصل میشود در واقع این ترانزیستور عمل یک کلید قطع و وصل با فرکانس بالا را انجام میدهد در این مدار یک ولتاژ پالس با فرکانس ۱۰۰ KHzبا دامنه ۱۵ ولت به گیت ماسفت اعمال کرده ایم که این عمل باعث میشود ۱۰۰ هزار بار در ثانیه جریان از اولیه ترانس عبور کند و قطع شود. بخش بعدی ترانس است چون فرکانس بالا است باید از ترانس های با هسته فریت استفاده گردد و روابط تعداد دور سیم پیچ های اولیه و ثانویه مثل ترانس های معمولی است در این مدار از ترانس افزاینده استفاده شده که تعداد دور سیم پیچ ثانویه بیشتر از اولیه است.در ثانویه ترانس یک ولتاژ مربعی با فرکانس ۱۰۰ KHzو دامنه ۱۲۰۰ ولت داریم. بخش بعدی مدار یکسوساز است که ولتاژ مربعی خروجی ترانس را یکسو میکند. بخش آخر مدار صافی می باشد که خروجی یکسو شده ثانویه ترانس را ثابت می کند.

فصل ٤: نتیجه گیری

دستگاه رادیولوژی برند TRIXEL مدل DRX-FL در بسیاری از مراکز معتبر در سراسر دنیا از این دستگاه استفاده می‌شود.در این دستگاه تمامی استانداردهای لازم را برای استفاده در مراکز درمانی و بیمارستان‌ها رعایت شده است.یکی از ویژگی‌های مثبت دستگاه کیفیت و دوام بالا و سهولت استفاده از آن می‌باشد، حرکت و موقعیت گیری اتوماتیک دتکتور و تیوب اشعه ایکس به همراه دکمه های حرکتی بر روی تیوب اشعه ایکس، باعث آسان شدن فرایند کاری و افزایش گردش کار میگردد. قابلیت اتصال دستگاه به سیستم های ارتباطی و بایگانی تصاویر پکس[۲۳] موجود در مرکز میباشد. و سیستم های دیجیتال باید مطابق با استاندارد تصویربرداری دیجیتال و ارتباطات در پزشکی دایکام [۲٤]هست و امکان یکپارچگی با پروفایل های یکپارچه مراکز درمانی را دارد..قطعات این دستگاه در ایران یافت می‌شود اما یکی از نقص های ادستگاه تعمیر ناپذیر بودن دتکتور آن است اگر دتکتور خراب شود قابل تعمیر نیست و باید تعویض شود.

[۲۳] PACS یا picture archiving and communication systems
[۲٤] DICOM

فصل پنجم:منابع و مآخذ

۱- جلال جلال شکوهی و یوسف بیگ بابا پور،کتاب نگاهی به تاریخچه پرتونگاری پزشکی،۱۳۹۷

۲-،مسلم بگل و یزدان خواجه علی،تجهیزات عمومی بیمارستانی و کلینیک های پزشکی، انتشارات فدک ایساتیس،دوستدار،۱۳۹۸

۳- الهه جزایری قره باغ،کتاب تصویرسازی پیشرفته در رادیولوژی، انتشارات اندیشه رفیع،۱٤۰۰

٤-مهندس حامید احمدی لاوین،کتاب تجهیزات عمومی و بیمارستانی

۵- پیتر جی اگرودینک،مرتضی و پدرام زنگنه سروش،پریسا تحویلیان،امیر پولاد زاده کتاب طراحی تجهیزات نوآوری از مفهوم به بازار،انتشارات آثارنفیس،۱۳۹۸

٦- سیامک نجاریان و مجید نبوی،کتاب مبانی رادیولوژی از دیدگاه مهندسی،انتشارات جهاد دانشگاهی واحد دانشگاه صنعتی امیرکبیر،۱۳۷۹

۷- امیرپیرعلیلو،کتاب اصول تعمیرات و نگه‌داری دستگاه رادیولوژی،۱٤۰۰

۸- دکتر جمال مجیدپور،کتاب جامع تجهیزات پزشکی،جراحی و بیمارستان،انتشارات آرتین طب،۱۳۹۸

۹-جان بال،تونی پرایس، قاسم بنی احمدی،کتاب اصول تاریکخانه،انتشارات حیدری،۱٤۰۰

۱۰- محمدعلی عقابیان ،کتاب رادیولوژی تشخیصی(اصول تعمیرات و نگهداری)،انتشارات رویان پژوه،۱۳۸۹

۱۱- مهندس رضا خسرو آبادی،مهندس صالح زمانی نژاد،کتاب اصول کارکرد تعمیرات تجهیزات پزشکی،انتشارات مدرسان شریف،۱۳۸۵

۱۲- عباس تکاور،کتاب فیزیک پزشکی،انتشارات آییژ،۱۳۷۸

۱۳- جان ام.گراس،دکتر عباس راد کتاب اصول تعمیرات و نگهداری و تعمیرات پیشگیرانه،انتشارات شرح،۱۳۹۷

۱٤- سیامک نجاریان و مجید نبوی،کتاب مبانی دستگاه‌های رادیولوژی از دیدگاه مهندسی پزشکی، انتشارات جهاد دانشگاهی واحد دانشگاه امیرکبیر،۱۳۷۹

۱۵- دکتر رحمت الله جدیدی،امیر اشکان نصیری پور،کتاب مدیریت تجهیزات پزشکی در بیمارستان،انتشارات معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی اراک،۱۳۸۷

۱٦- فریدسادات حسینی،محسن عنابستانی،کتاب تجهیزات بیمارستانی و کلینیک پزشکی،انتشارات موسسه فرهنگی هنری دیباگران تهران،۱۳۹۷

۱۷- محمدهادی ایمانیه،سعیدرضا رحمدار،کتاب استانداردهای تجهیزات پزشکی، انتشارات طغرایی،۱۳۸۲

۱۸- برونزیو جوزف دی،مایکل برون،ترجمه سیامک نجاریان و سایرین ،مقدمه‌ای بر فن‌آوری تجهیزات پزشکی(جلد اول)،انتشارات جهاد دانشگاهی واحد صنعتی امیرکبیر،۱۳۸۰

۱۹- برونزیو جوزف دی،مایکل برون،ترجمه سیامک نجاریان و سایرین ،مقدمه‌ای بر فن آوری تجهیزات پزشکی(جلد دوم)،انتشارات جهاد دانشگاهی واحد صنعتی امیرکبیر،۱۳۸۲

۲۰-با بهره‌گیری از مطالب سایت ماهنامه مهندسی پزشکی ایران

۲۱- خلیل مومنی،علی جنتی،رحیم خدایاری،کتاب آشنایی با تجهیزات پزشکی بیمارستان،انتشارات دی نگار،۱۳۹٦

۲۲-Quality Management for Radiographic Imaging, Andrea Trigg Steven, McGrawHill publishing

۲۳-medical instrumentation,john

۲٤-the history of radiology,Adrian m.k.thomas,Arpan k,Banerjee

۲٥-X-ray pepair: A comprehensive guide the installation and servicing of radiographic equipment,۳ed,josephj.panichello

۲٦-www.radiology.info.blogfa.com

۲۷-www.igcar.enter

۲۸-www.appliedradiology.com

۲۹-www.nhs.uk

۳۰-www.rsna.org

۳۱-www.bicard.com

۳۲-www.nde-ed.or

۳۳- www.hessaby.com

۳٤- www.radiologyha.com

۳٥- www.drfarmed.com

۳٦- www.payamed.com

۳۷- www.gmed.ir

	صورتجلسه دفاع از پروژه کارشناسی	شماره: تاریخ:

مشخصات دانشجو:

نام و نام خانوادگی: زهرا فردوسیان شماره دانشجویی: ۹۷۱۷۵۲۵۱۱۸ رشته / گرایش تحصیلی: مهندسی پزشکی/بیو الکتریک

نیمسال اخذ پروژه نیمسال دوم سال تحصیلی ۱۴۰۰-۱۴۰۱ عنوان پروژه: بررسی کالیبراسیون رادیولوژی برند TRIXELمدل DRX-FL و روش نگهداری و تعمیرات آن‌ها

نام و نام خانوادگی استاد راهنمای پروژه: دکتر علیرضا سینا نام و نام خانوادگی استاد داور: دکتر عاطفه رحیمی فر

تاریخ ارائه پروژه: شهریور ماه۱۴۰۱

نتیجه ارزشیابی استاد راهنمای پروژه:

کیفیت تحقیق انجام شده توسط دانشجو در زمینه مورد نظر .....(۶)

نحوه تنظیم گزارش .....(۴)

نحوه ارائه .....(۵)

نحوه پاسخگویی به سوالات .....(۴)

نمره استاد راهنما ..... (۱۹)

نتیجه ارزشیابی استاد داور:

کیفیت تحقیق انجام شده توسط دانشجو در زمینه مورد نظر .....(۶)

م گزارش .....(۴)

نحوه ارائه .....(۵)

نحوه پاسخگویی به سوالات .....(۴)

نمره استاد داور ..... (۱۹)

ارائه مقاله .....(۱+ نمره به ازاء هر مقاله)

میزان خلاقیت دانشجو در زمینه تعریف شده(شبیه‌سازی، ساخت، نوآوری) .....(۲+)

نمره نهایی (وزن نمره استاد راهنما۲ ، وزن نمره استاد داور۱): .....

امضاء استاد راهنما پروژه: **امضاء استاد داور:** **امضاء مدیر گروه:** **امضاء مدیر خدمات اموزشی**

فرم انتخاب پروژه فارغ التحصیلی

عنوان پروژه: ~~بررسی کالیبراسیون دستگاه رادیولوژی~~ ~~و تعمیرات آن~~ DRX-fl مدل Trinell

زمان تقریبی انجام پروژه: .....

مشخصات دانشجویان:

ردیف	نام و نام خانوادگی دانشجویان	شماره دانشجویی	تاریخ اخذ پروژه
۱	زهرا فردوسیان	۹۷۱۷۸۲۸۱۱۸	
۲			

خلاصه پروژه: هدف از ارائه پروژه آشنایی با رادیولوژی و سیستم آن با فلوروس بر دستگاه رادیولوژی Trinell مدل DRX-fl و تعمیرات و کالیبراسیون آن است. در فصل اول پروژه درباره‌ی تاریخچه و پیشرفت اشعه x پرداختیم و در فصل دوم انواع دستگاه رادیولوژی DRX-fl پرداختیم و نحوه‌ی تعمیرات آن آمده است و در فصل سوم تحلیل مدارهای آن به وسیله‌ی نرم افزار بیان شده و در فصل چهارم مزایا و محاسبات دستگاه و تعمیر کلی آمده و در فصل پنجم نیز مطالب کلی بیان شده است.

شورای تصویب پروژه:

ردیف	سمت	نام و نام خانوادگی	تاریخ و امضا
۱	استاد راهنما	دکتر علیرضا سیا	۹۷/۱۲/۱۲
۲	مدیرگروه	دکتر عزت الله یزدانی	
۳	کتابخانه	خانم اشرفی	۹۷/۱۲/۱۷
۴	مدیرآموزش	خانم شاهمیری	

مهر و امضا

مسئول آموزش