

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ



دانشگاه آزاد اسلامی

واحد تهران مرکزی

دانشکده علوم پایه، گروه فیزیک

پایان نامه برای دریافت کارشناسی ارشد (M.Sc)

گرایش: ذرات بنیادی و نظریه میدانها

عنوان:

شبیه سازی باریکه ذره ای الکترون شتابدهنده
خطی با استفاده از کد مونت کارلو و تعیین دز
جذب

استاد راهنما:

دکتر حسن علی ندائی

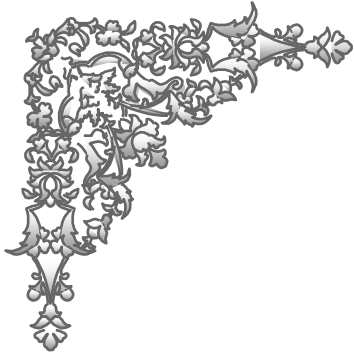
استاد مشاور:

دکتر علیرضا درودی

پژوهشگر:

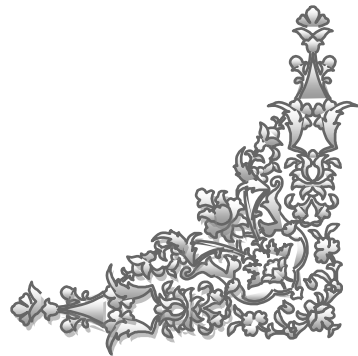
مینا سامی

تابستان ۱۳۹۰



تقديم به :

مادر مهربانم



تشکر و قدردانی :

حمد و سپاس بیکران خداوندی را که عقل را به بشر هدیه نمود و تاج شرافت را از آن او کرد و قلم را خدمت عقول بشریت درآورد تا با به کارگیری آن چراغ راه سعادت زندگی خویش را روشن نماید.

خالصانه‌ترین سپاس و احترام را نثار استاد ارجمندم **جناب آقای دکتر ندائی** می‌نمایم که مرا در انجام این پروژه یاری رساندند و انجام این پروژه بدون مساعدت‌ها، راهنمائی‌های بسیار ارزنده، الطاف بی‌دریغ، پی‌گیری و کار طاقت فرسای ایشان میسر نبود.

از جناب آقای دکتر درودی استاد مشاورم و سرکار خانم مهندس غلامی، که کمک‌های بی‌شائبه و لحن گرم و سرشار از متانت این عزیزان آرامش را در دل اینجانب حاکم می‌ساخت صمیمانه تشکر و قدردانی می‌نمایم.

همچنین از پرسنل محترم بخش رادیوتراپی بیمارستان امام خمینی تهران که در طول انجام این پروژه همکاری لازم را مبذول داشتند صمیمانه سپاسگزارم.

و در آخر تشکر و قدردانی فراوان خود را به خانواده مهربانم نثار می‌کنم، مخصوصاً مادر عزیزم که در طول زندگی و بخصوص در طی مدت انجام این پروژه همواره پشتیبان من بوده‌اند.

تعهد نامه‌ی اصالت پایان نامه کارشناسی ارشد

اینجانب مینا سالمی دانش آموخته مقطع کارشناسی ارشد ناپیوسته به شماره‌ی دانشجویی ۸۷۰۰۰۲۴۵۲۰۰ در رشته فیزیک ذرات بنیادی و نظریه میدانها که در تاریخ ۹۰/۶/۷ از پایان نامه تحت عنوان: شبیه سازی باریکه ذره ای الکترون شتابدهنده خطی با استفاده از کد مونت کارلو و تعیین دز جذبی با کسب نمره ۱۹ و درجه عالی دفاع نموده‌ام بدینوسیله متعهد می‌شوم:

۱- این پایان نامه حاصل تحقیق و پژوهش انجام شده توسط اینجانب بوده و در مواردی که از دستاوردهای علمی و پژوهشی دیگران (اعم از پایان نامه، کتاب، مقاله و....) استفاده نموده‌ام، مطابق ضوابط و رویه‌های موجود، نام منبع مورد استفاده و سایر مشخصات آن را در فهرست ذکر و درج کرده‌ام.

۲- این پایان نامه قبلاً برای دریافت هیچ مدرک تحصیلی (هم سطح، پایین تر یا بالاتر) در سایر دانشگاهها و مؤسسات آموزش عالی ارائه نشده است.

۳- چنانچه بعد از فراغت از تحصیل، قصد استفاده و هر گونه بهره برداری اعم از چاپ کتاب، ثبت اختراع و.... از این پایان نامه داشته باشم، از حوزه معاونت پژوهشی واحد مجوزهای مربوطه را اخذ نمایم.

۴- چنانچه در هر مقطع زمانی خلاف موارد فوق ثابت شود، عواقب ناشی از آن را بپذیرم و واحد دانشگاهی مجاز است با اینجانب مطابق ضوابط و مقررات رفتار نموده و در صورت ابطال مدرک تحصیلی - ام هیچگونه ادعایی نخواهم داشت.

نام و نام خانوادگی:

تاریخ و امضاء:

بسمه تعالی

در تاریخ: ۹۰/۶/۷

دانشجوی کارشناسی ارشد خانم مینا سالی از پایان نامه خود دفاع نموده و با نمره ۱۹ بحروف نوزده تمام و با درجه عالی مورد تصویب قرار گرفت.

امضاء استاد راهنما

فهرست مطالب

شماره صفحه	عنوان
۱	فصل ۱ مقدمه
۲	۱-۱ تاریخچه پرتو درمانی و ضرورت آن در درمان بیماری ها
۳	۲-۱ شتاب دهنده خطی
۶	۱-۲-۱ سیستم کولیماسیون در پرتوهای الکترونی
۶	۲-۲-۱ دسته پرتو الکترونی حاصل از شتاب دهنده خطی
۸	۳-۲-۱ گانتري
۹	۳-۱ کاربرد پرتوهای الکترون در پرتو درمانی
۱۱	۴-۱ برخورد الکترون با ماده
۱۲	۱-۴-۱ توان ایستاندگی جرمی
۱۲	۲-۴-۱ توان پراکندگی
۱۳	۳-۴-۱ عدم تعادل الکترونی
۱۳	۴-۴-۱ تندی کاهش انرژی
۱۳	۱-۴-۴-۱ کاهش انرژی در اثر یونیزاسیون و تحریک
۱۴	۲-۴-۴-۱ کاهش انرژی به واسطه تابش ترمزی (برم اشتراونگ)
۱۴	۳-۴-۴-۱ قطبش
۱۵	۵-۴-۱ دز جذبی
۱۵	۱-۵-۴-۱ دز جذب شده
۱۵	۲-۵-۴-۱ پراکندگی الکترون
۱۶	۳-۵-۴-۱ تعیین دز جذب شده

۱۷	۶-۴-۱ مشخصه انرژی و اندازه گیری آن
۱۸	۱-۶-۴-۱ انرژی با بیشترین احتمال وقوع
۱۹	۲-۶-۴-۱ انرژی میانگین
۲۰	۳-۶-۴-۱ انرژی در عمق
۲۰	۴-۶-۴-۱ درصد دز عمقی PDD و پروفایل عرضی باریکه
۲۱	۵-۱ روش مونت کارلو
۲۲	۱-۵-۱ کاربرد روش مونت کارلو در پرتو درمانی
۲۳	۲-۵-۱ کد مونت کارلو MCNP
۲۵	فصل ۲ مروری بر مقالات
۲۹	۱-۲ ضرورت و اهمیت پژوهش
۳۱	فصل ۳ مواد و روش ها
۳۲	۱-۳ شتاب دهنده خطی
۳۳	۲-۳ کد MCNP4C
۳۴	۱-۲-۳ هندسه مساله در MCNP4C
۳۴	۲-۲-۳ مدهای مختلف ترابرد ذرات در MCNP4C
۳۵	۱-۲-۲-۳ ترابرد فوتون و الکترون در مواد
۳۷	۳-۲-۳ فایل های کتابخانه ای
۳۷	۴-۲-۳ اطلاعات مربوط به چشمه
۳۸	۵-۲-۳ تالی ها و خروجی در MCNP
۳۹	۶-۲-۳ تخمین خطاهای ناشی از مونت کارلو
۴۱	۷-۲-۳ روش های کاهش واریانس در MCNP

۴۳	۳-۳ خصوصیات اجزا و شبیه سازی آنها
۴۴	۱-۳-۳ کولیماتور اولیه
۴۵	۲-۳-۳ پنجره ی برلیومی
۴۵	۳-۳-۳ فویل های پراکنده ساز
۴۶	۴-۳-۳ اتاقک های یونش
۴۷	۵-۳-۳ کولیماتور ثانویه
۴۸	۶-۳-۳ اپلیکاتور
۴۹	۷-۳-۳ فانتوم
۵۱	۴-۳ نحوه شبیه سازی توسط کد

۵۴ فصل ۴ نتایج

۵۶	۱-۴ نمودارهای درصد دز عمقی PDD برای اندازه میدان $10 \times 10 \text{ cm}^2$
۶۰	۲-۴ منحنی های پروفایل دز برای میدان $10 \times 10 \text{ cm}^2$

۶۴ فصل ۵ بحث و نتیجه گیری

۶۵	۱-۵ نتیجه گیری و بحث پیرامون نتایج
۶۷	۲-۵ کارهای پیشنهادی در آینده
۶۸	پیوست (الف): برنامه ورودی

۷۲ منابع

فهرست شکل ها

شماره صفحه	عنوان
۴	شکل ۱-۱- بلوک دیاگرام یک شتاب دهنده پزشکی
۹	شکل ۲-۱- تصویر یک شتابدهنده خطی ایزوستریک
۱۲	شکل ۳-۱- آهنگ کاهش انرژی
۱۹	شکل ۴-۱- توزیع شار الکترون بر حسب انرژی
۱۹	شکل ۵-۱- منحنی درصد دز عمقی و تعیین R_p , R_{50}
۳۲	شکل ۱-۳- شتاب دهنده ی خطی پزشکی Varian 2100C
۳۶	شکل ۲-۳- مثالی از انواع برهم کنشهای فوتون و الکترون که می تواند توسط مونت کارلو تعقیب شود
۴۳	شکل ۳-۳- شمایی از هد شتاب دهنده به همراه اپلیکاتور در خروجی آن
۴۳	شکل ۴-۳- کولیماتور اولیه
۴۴	شکل ۵-۳- فویل پراکنده ساز
۴۵	شکل ۶-۳- اتاقک های یونش
۴۵	شکل ۷-۴- مدل شبیه سازی شده اتاقک یونش توسط کد MCNP4C
۴۶	شکل ۸-۳- کولیماتور ثانویه
۴۷	شکل ۹-۳- اپلیکاتور
۴۸	شکل ۱۰-۳- مدل شبیه سازی اپلیکاتور
۴۹	شکل ۱۱-۳- فانتوم PTW-Water Tank
۴۹	شکل ۱۲-۳- پروفایل
۵۰	شکل ۱۳-۳- PDD
۵۲	شکل ۱۴-۳- طرح شماتیک کلی شبیه سازی شده شتاب دهنده خطی Varian 2100C توسط کد MCNP4C

- شکل ۴-۱- مقایسه منحنی‌های درصد دز عمقی شبیه سازی شده و اندازه‌گیری شده در میدان $10 \times 10 \text{ cm}^2$ برای ۵۶ انرژی ۶ MeV
- شکل ۴-۲- مقایسه منحنی‌های درصد دز عمقی شبیه سازی شده و اندازه‌گیری شده در میدان $10 \times 10 \text{ cm}^2$ برای ۵۶ انرژی ۹ MeV
- شکل ۴-۳- مقایسه منحنی‌های درصد دز عمقی شبیه سازی شده و اندازه‌گیری شده در میدان $10 \times 10 \text{ cm}^2$ برای ۵۷ انرژی ۱۲ MeV
- شکل ۴-۴- مقایسه منحنی‌های درصد دز عمقی شبیه سازی شده و اندازه‌گیری شده در میدان $10 \times 10 \text{ cm}^2$ برای ۵۷ انرژی ۱۶ MeV
- شکل ۴-۵- مقایسه منحنی‌های درصد دز عمقی شبیه سازی شده و اندازه‌گیری شده در میدان $10 \times 10 \text{ cm}^2$ برای ۵۸ انرژی ۲۰ MeV
- شکل ۴-۶- مقایسه پروفایل‌های عملی و شبیه سازی برای میدان $10 \times 10 \text{ cm}^2$ در عمق (cm) ۴/۱ برای انرژی ۶۰ ۶ MeV
- شکل ۴-۷- مقایسه پروفایل‌های عملی و شبیه سازی برای میدان $10 \times 10 \text{ cm}^2$ در عمق (cm) ۱/۲ برای انرژی ۶۰ ۹ MeV
- شکل ۴-۸- مقایسه پروفایل‌های عملی و شبیه سازی برای میدان $10 \times 10 \text{ cm}^2$ در عمق (cm) ۸/۲ برای انرژی ۶۱ ۱۲ MeV
- شکل ۴-۹- مقایسه پروفایل‌های عملی و شبیه سازی برای میدان $10 \times 10 \text{ cm}^2$ در عمق ۳ cm برای انرژی ۶۱ ۱۶ MeV
- شکل ۴-۱۰- مقایسه پروفایل‌های عملی و شبیه سازی برای میدان $10 \times 10 \text{ cm}^2$ در عمق (cm) ۴/۲ برای انرژی ۶۲ ۲۰ MeV

فهرست جدول ها

شماره صفحه	عنوان
۴۰	جدول ۱-۳ راهنمای نشان دهنده کمیت تالی نسبت به خطای نسبی
۵۶	جدول ۱-۴ عمق ماکزیمم منحنی های پروفایل برای انرژی های ۶، ۹، ۱۲، ۱۶ و ۲۰ مگا الکترون ولت
۵۸	جدول ۲-۴ مقادیر $R_{90}, R_{80}, R_{50}, d_{max}, E_0$
۶۲	جدول ۳-۴ اختلاف موجود در پروفایل های دز اندازه گیری شده و شبیه سازی شده برای اندازه میدان $10 \times 10 \text{ cm}^2$
۶۵	جدول ۱-۵ نتایج اختلافهای قابل قبول در مطالعه Van dyk وهمکارانش

چکیده:

اهداف: هدف از این مطالعه، بررسی کاربرد مونت کارلو به منظور محاسبه و آنالیز پارامترهای دزیمتری برای پرتوهای الکترون مورد استفاده در رادیوتراپی بود. این تکنیک بر روش های آماری بنا شده است و نقش قدرتمندی را در محاسبات رادیوتراپی ایفا می کند.

روش ها: شتابدهنده خطی شبیه سازی شده واریان 2100C می باشد. پرتوهای الکترون ۶، ۹، ۱۲، ۱۶ و ۲۰ مگاالکترون ولت با استفاده از کد مونت کارلوی MCNP4C شبیه سازی شده اند. مشخصات هندسه بیم بکار برده شده اپلیکاتوری به ابعاد $10 \times 10 \text{ cm}^2$ و در فاصله ۱۰۰ سانتی متری از سطح پوست در یک فانتوم آب همگن می باشد. منحنی های درصد دز عمقی محور مرکزی و پروفایل با اندازه گیری های تجربی مقایسه شده اند.

یافته ها: با مقایسه بین نتایج محاسبه شده و اندازه گیری شده حاصل از پرتوهای الکترون شتابدهنده خطی توافق خوبی (حدود $\pm 3\%$) مشاهده شده است.

نتیجه گیری: کد مونت کارلوی MCNP4C می تواند به عنوان ابزاری قوی در دزیمتری پرتوهای الکترون بکار گرفته شود.

کلمات کلیدی: کد مونت کارلو، شبیه سازی، شتابدهنده خطی، پرتوهای الکترون

فصل اول

مقدمه

۱-۱ تاریخچه پرتو درمانی و ضرورت آن در درمان بیماری ها

پس از کشف پرتو ایکس توسط رونتگن^۱ در سال ۱۸۹۵ و رادیو اکتیویته توسط بکرل^۲ در سال ۱۸۹۶ بشر همواره در فکر بهره برداری از خواص ویژه پرتوهای یونساز به ویژه در تشخیص و درمان بوده است. پس از پی بردن به اثرات پرتوهای یونساز در کنترل و مهار رشد سلول های سرطانی، استفاده از پرتو در درمان تومورهای بدخیم شروع شد و بدین ترتیب علم پرتو درمانی یا رادیوتراپی متولد گردید. تا سال ۱۹۵۰ در اغلب پرتو درمانی های از راه دور (Teletherapy) باریکه ی پرتو ایکس حاصل از ماشین های مولد اشعه ایکس با انرژی kv ۳۰۰ به کار گرفته می شد. در دهه های ۵۰ و ۶۰ به تدریج ماشین های کبالت عمومیت پیدا کردند. شتابدهنده های ذرات باردار، ابتدا با انگیزه های نظامی طراحی گردیده بودند ولی با توجه به مزایای پرتوهای یونساز ولتاژ بالا^۳ در درمان سلول های سرطانی، شتابدهنده های خطی با کاربرد پزشکی را طراحی کردند. به دلیل اینکه شتابدهنده ها قادرند پرتوهای الکترونی و فوتونی با گستره ی انرژی ۴۰-۴ مگا الکترون ولت را تولید نمایند، لذا امروزه در اغلب مراکز مدرن پرتو درمانی شتابدهنده های خطی به سرعت جایگزین ماشین های پرتو درمانی کبالت ۶۰ می گردند. به طور کلی پرتو درمانی یا رادیوتراپی عبارت از به کار بردن پرتوهای یونساز جهت از بین بردن، جلوگیری و مهار رشد سلول های سرطانی می باشد. متخصص فیزیک پرتویی^۴ بایستی طرح درمان را طوری طراحی نماید که بیشترین دز به تومور و کمترین دز به بافت های سالم برسد. در صورتیکه دز رسیده به بیمار در یک میدان درمانی بیش از حد تحمل پوست باشد سبب سوختگی پوست با تشعشع خواهد شد. استفاده از شتابدهنده های خطی پزشکی ما را در رسیدن به این امر کمک می نماید چرا که ناحیه انبوهش دز^۵ پرتوهای مگا ولتاژ بالاست لذا

¹ Roentgen

² Becquerel

³ High voltage

⁴ Radiation physicist

⁵ Build up

می توان بدون صدمه زدن به پوست، دز زیادی را به تومور رساند. از طرف دیگر اگر دز رسیده به تومور کمتر از حد لازم باشد تومورهای بدخیم با شدت و سرعت بیشتری عود می نمایند[۱]. گاهی اوقات از رادیوتراپی برای تومورهای خوش خیم استفاده می شود و در برخی از موارد نیز از رادیوتراپی برای تسکین درد سرطان هایی که در استخوان ها و سایر اندام ها پخش شده اند استفاده می شود که به آن تسکینی^۶ می گویند. تابش ممکن است از ماشین خارج از بدن ساطع شود (تابش خارجی^۷) و یا در داخل بدن قرار داده شود (تابش داخلی^۸) و یا ممکن است به صورت مورد رادیواکتیو غیر بسته بندی شده وارد بدن بیمار (تابش سیستمیک) شود. استفاده از هر کدام از ماشین های درمان کننده فوق به نوع سرطان، محل آن، مقدار نفوذ اشعه در داخل بدن، تاریخچه ی پزشکی و سلامت عمومی مریض و سایر عوامل دیگر وابستگی دارد[۲].

بنابراین پرتو درمانی یک درمان خیلی متداول برای انواع سرطانها است. برخلاف سایر تخصص های پزشکی که به اطلاعات بالینی و تجربه متخصصین متکی هستند، پرتو درمانی، به تکنولوژی مدرن و همکاری مشترک چندین حرفه بستگی دارد به طوریکه همکاری نزدیک تیم پرتو درمانی به مقدار زیادی نتیجه درمان را تحت تاثیر قرار می دهد، پرتو درمانی بعنوان یک روش انتخابی در نیمی از بیماران مبتلا به سرطان به کار گرفته می شود و در مواردی نیز بعنوان مکمل درمانهای دیگر و به همراه آنها مورد استفاده قرار می گیرد[۳و۱].

۱-۲ شتاب دهنده خطی

شتاب دهنده خطی پزشکی^۹ وسیله ای است که با استفاده از امواج پرفرکانس الکترومغناطیس الکترون ها را تا انرژی های بالا شتاب می دهد. باریکه الکترونی شتاب گرفته می تواند به طور مستقیم جهت درمان تومورهای سطحی به کار برده شود و یا با برخورد با هدف، پرتو ایکس با انرژی بالاتر تولید کند[۱۵و۳]. این ماشین به وسیله میدان های ریز موج، ناپایستاری در محدوده ۱۰۳ تا ۱۰۴ مگا هرتز و الکترون هایی با انرژی جنبشی ۴ تا ۲۵ MeV تولید می کند. اجزا شتاب دهنده الکترون ها در شتاب دهنده خطی شامل:

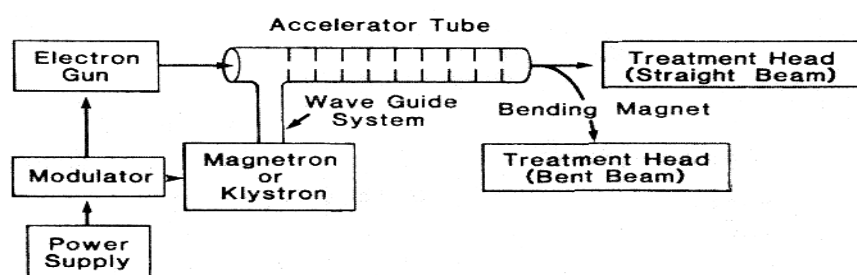
^۶ Palliative radiation therapy

^۷ Teletherapy

^۸ Brachytherapy

^۹ Medical Linear Accelerator

نوسان ساز، تفنگ الکترونی، منبع تولید موج MW و تیوب شتاب دهنده الکترون می باشد [۳]. چندین نوع مختلف از شتابدهنده های خطی طراحی می شوند، اما آنها که در رادیوتراپی استفاده می شوند جهت شتاب دادن الکترون ها از امواج الکترومغناطیس متحرک^{۱۰} یا از امواج الکترومغناطیس ایستا^{۱۱} استفاده می کنند. فرکانس هر دو نوع در محدوده ریز موجها^{۱۲} (فرکانس تقریبی $3 \times 10^9 \text{ cycle / sec}$) می باشد. تفاوت بین شتاب دهنده های امواج متحرک و ایستا در تیوب شتاب دهنده است. از نظر عملکردی، شتاب دهنده های موج ثابت، نیاز به یک بخش انتهایی یا بارگذار کاذب دارد تا جاذب توان باقیمانده قسمت انتهایی تیوب باشد، و از انعکاس و برگشت موج الکترومغناطیس جلوگیری کند. بعبارت دیگر، در نوع موج ایستا ماکزیمم انعکاس امواج در دو انتهای تیوب صورت می گیرد. بنابراین ترکیب امواج متحرک رو به جلو و برگشتی باعث ایجاد امواج ایستا می شود. در طراحی نوع موج ایستا، توان ریز موجب بجای ارتباط از طریق روزنه باریکه از پهلو و از طریق حفره های پیوند با تیوب صورت می گیرد. این چنین طراحی، بسیار کارتر از طراحی موج متحرک است چون حفره های منتقل کننده باریکه و همچنین حفره های جانبی بطور جداگانه ای تنظیم می شوند. البته این نحوه طراحی بسیار گران می باشد و نیاز به نصب یک گرداننده^{۱۳} (یا جداکننده) بین منبع تولید کننده ریز موج ها و تیوب می باشد تا از انعکاسها به سمت منبع تولید کننده ریز موجها جلوگیری کند. شکل (۱-۱) بلوک دیاگرام یک شتاب دهنده پزشکی را همراه با اجزاء اصلی و همچنین جانبی نشان می دهد [۱].



شکل ۱-۱- بلوک دیاگرام یک شتاب دهنده پزشکی [۱].

¹⁰ Traveling
¹¹ Stationary
¹² Microwave
¹³ Circulator

یک منبع تغذیه، جریان مستقیم (DC) را برای مدولاتور فراهم می کند. مدولاتور شامل یک شبکه تولید کننده پالس و یک لامپ^{۱۴} بنام تیراترون هیدروژنی^{۱۵} می باشد. پالسهای ایجاد شده توسط مدولاتور پالسهای جریان مستقیم مربعی هستند که مدت زمان آنها چند میکرو ثانیه می باشد. این پالسها بطور همزمان به مگنترون^{۱۶} یا کلايسترون^{۱۷} و تفنگ الکترونی منتقل می شوند. پالسهای ریز موج تولید شده در کلايسترون یا مگنترون از طریق یک دستگاه موج بر^{۱۸} به داخل تیوب شتاب دهنده تزریق می شوند و در زمان هماهنگ شده، الکترونهاي ایجاد شده توسط تفنگ الکترونی، نیز بداخل تیوب شتابدهنده تزریق می شوند. تیوب شتابدهنده (هدایت کننده موج) شامل یک تیوب مسی میباشد که فضای داخلی آن بوسیله دیسکها یا دیافراگمهای مسی در اندازه ها و فاصله های متفاوتی از یکدیگر تقسیم شده است. داخل این قسمت خلا می باشد. وقتی که الکترون ها با انرژی اولیه حدود 50 KeV به درون تیوب تزریق می شوند، الکترونها با میدان الکترومغناطیس ریز موجها بر همکنش می کنند و در نتیجه از میدان الکتریکی انرژی دریافت می کنند. نحوه کسب انرژی الکترونها از میدان الکتریکی سینوسی قابل مقایسه با روند شتابگیری موج سوار با کسب انرژی از موجهای سطح آب می باشد. وقتی که الکترونهاي با انرژی بالا، از پنجره خروجی تیوب شتابدهنده خارج می شوند، به شکل یک باریکه مدادی با قطر 3 mm می باشند. در شتابدهنده های کم انرژی (تا 1 MV) که تیوب نسبتاً کوتاهی دارند، به الکترونها اجازه داده می شود که به طور مستقیم خارج شوند و جهت تولید پرتو X ، با هدف برخورد کنند.

در شتابدهنده های با انرژی بالاتر، تیوب شتابدهنده به اندازه کافی بلند است، بطوریکه بصورت افقی، با زاویه ای نسبت به افق قرار داده می شوند. سپس الکترونها با یک زاویه مناسب (معمولاً 90° تا 270° درجه) بین تیوب شتاب دهنده و هدف خم می شوند. خم شدگی و انحراف باریکه الکترونی توسط سیستم انتقال باریکه^{۱۹} که شامل مگنت های خم کن، سیم پیچهای متمرکز کننده و غیره می باشد تامین می شود[۱].

¹⁴ Switch tube

¹⁵ Hydrogen thyratron

¹⁶ Magnetron

¹⁷ Klystron

¹⁸ Wave guide

¹⁹ Beam transport system

۱-۲-۱ سیستم کولیماسیون در پرتوهای الکترونی

در حالیکه سیستم کولیماسیون پرتو ایکس در شتاب دهنده ها تقریبا مشابه می باشد، سیستم کولیماسیون الکترونی در شتاب دهنده های مختلف متفاوت می باشد. الکترون ها به سرعت در فضا پراکنده می شوند به همین دلیل کولیماسیون الکترون بایستی تا نزدیک سطح پوست ادامه پیدا کند. مقدار قابل توجهی از الکترون ها در اثر کولیماتور و بخش های دیگر خروجی شتاب دهنده پراکنده می شوند. تندی دز در صورتیکه اندازه دهانه کولیماتور تا حد ماکزیمم آن باز شود به اندازه دو تا سه برابر ممکن است افزایش یابد. در صورتیکه جهت تنظیم اندازه میدان الکترونی از کولیماتور پرتو ایکس استفاده شود مشکلات متعددی به وجود می آید. بنابراین معمولا کولیماتور پرتو ایکس کاملا باز نگه داشته می شود و با اتصال کولیماتورهای مجزا برای الکترون (اپلیکاتورهای الکترون) میدان آنها تنظیم می شود. کولیماتورهای الکترونی معمولا تا نزدیک سطح پوست ادامه دارد. این اندازه در درمان و در هنگام استفاده از اپلیکاتورهای الکترون حدود سانتیمتر از سطح پوست می باشد. در بعضی سیستم ها از مخروط ها جهت کولیماسیون الکترون استفاده می شود. توزیع دز تا حد زیادی در حالت درمان با الکترون به نحوه کولیماسیون بستگی دارد [۱۲۷ و ۱].

۱-۲-۲ دسته پرتو الکترونی حاصل از شتاب دهنده خطی

وقتی که الکترون ها از پنجره شتاب دهنده خارج می شوند به صورت یک دسته پرتو قلمی با قطری حدود ۳ میلیمتر می باشند. در حالتیکه بخواهیم از الکترون های تولید شده برای درمان استفاده نماییم به جای آنکه جهت تولید پرتو ایکس الکترون ها به یک هدف برخورد نمایند به دو لایه پراکنده کننده برخورد می نمایند تا ضمن آنکه سطح مقطع دسته پرتو افزایش یابد، یک توزیع یکنواخت در ناحیه مورد تابش ایجاد شود. لایه های پراکنده معمولا از یک لایه نازک فلز مثلا تانتالیوم ساخته می شوند. یکی از لایه ها بر یک پایه آلومینیومی لایه نشانی شده است تا بتواند در حد امکان آلودگی به پرتو ایکس در باریکه الکترونی را کم کند. ضخامت لایه به گونه ای است که قسمت اعظم الکترون ها به جای تولید پرتو ایکس از لایه پراکنده کننده عبور می کند [۱۲۸ و ۱].

باریکه الکترونی سپس با اتاقکهای نشانگر دز^{۲۰} برخورد می کند. سیستم نشانگر شامل چندین اتاقک یونیزان و یا اتاقک یونیزان چند صفحه ای می باشد. اتاقک ها معمولا از نوع اتاقکهای عبوری و صفحات موازی تخت می باشند تا بتوانند تمام باریکه را پوشش دهند اما در بعضی از شتابدهنده ها از اتاقکهای انگشتانه ای^{۲۱} هم استفاده شده است. عمل اتاقک یونیزان، اندازه گیری آهنگ دز، دز مجموع و یکنواختی دز در میدان می باشد. با توجه به اینکه اتاقکها در یک میدان تابشی با شدت زیاد واقعند، بایستی قابلیت جمع آوری یون این اتاقکها با تغییر آهنگ دز تغییر نکند. براساس طراحی اتاقک، یک ولتاژ ۳۰۰ تا ۱۰۰۰ ولت نیز به الکتروود های اتاقک اعمال می شود. برخلاف اتاقکهای یونیزانی که برای کالیبراسیون استفاده می شوند، اتاقکها در سر دستگاه، معمولا نفوذ ناپذیر می شوند بطوریکه حتی گاز درون آنها تحت تاثیر تغییرات فشار و دمای خارج قرار نمی گیرند. به هر حال، این اتاقکها را باید بصورت دوره ای بمنظور وجود نشستی آزمایش کرد[۱].

بعد از گذر از اتاقکهای یونیزان، باریکه پرتو بوسیله کولیماتورهای ثانویه (متحرک) نیز محدود می شود. کولیماتور ثانویه شامل دو جفت صفحه سربی یا تنگستنی (X,Y) هستند که قابل تنظیم هستند و می توانند یک میدان ۰ × ۰ تا ماکزیمم ۴۰ × ۴۰ cm را در SSD = ۱۰۰ cm تامین کنند. ساختمان این صفحات بگونه ای است که لبه های داخلی آنها به موازات مخروط تابش می باشد. ابعاد میدان بوسیله سیستم نوری تعیین می شود. ترکیب یک آینه و یک منبع نور که در فضای بین اتاقکها و کولیماتور واقعند. بنابراین میدان نوری، منطبق با میدان تابشی است. برای اطمینان از انطباق میدان نوری و تابشی، آزمایشات دوره ای و مکرر ضروری است. در حالیکه سیستم محدود کننده پرتو X، در اکثر شتابدهنده ها تقریبا مشابه می باشند، سیستم های محدود کننده الکترونی بطور وسیعی متفاوت از یکدیگر می باشند. بعلاوه آنکه الکترونها در هوا به آسانی پراکنده می شوند، لذا محدود سازهای الکترونی باید تا نزدیک سطح پوست بیمار ادامه یافته باشند[۱].

مقدار قابل توجهی از پراکندگی الکترونها توسط کولیماتورها (بیشتر کولیماتورهای ثانویه) ایجاد می شود. وقتی که دهانه کولیماتورها تا حد ماکزیمم میدان باز شوند، آهنگ دز به میزان دو تا سه برابر تغییر می کند. اگر باریکه الکترونی، مشابه باریکه پرتو X با همان کولیماتورها محدود شود، دقت بسیار زیادی باید جهت بسته کردن کولیماتورها بکار بست چون خروجی شدیداً وابسته به مساحت سطوح کولیماتورها می شود.

²⁰ Dose monitoring chamber

²¹ Thimble chambers